

**HOMOJEN OLMAYAN VÜCUT YAPILARI İÇİN, ÜÇ BOYUTLU
TEDAVİ PLANLAMA ALGORİTMALARININ DOĞRULUKLARININ
DOZİMETRİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

N. Özlem ALKAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MART 2006
ANKARA**

N.Özlem ALKAN tarafından hazırlanan HOMOJEN OLMAYAN VÜCUT YAPILARI İÇİN, ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ PLANLAMA ALGORİTMALARININ DOĞRULUKLARININ DOZİMETRİK OLARAK KARŞILASTIRILMASI adlı bu tezin yüksek lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.



Prof. Dr. Güneş TANIR

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. Belma TURAN



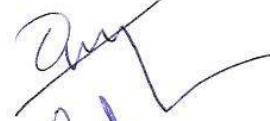
Üye : Prof. Dr. Güneş TANIR



Üye : Prof. Dr. Başar ŞARER



Üye : Doç. Dr. Mehmet ÇİVİ



Üye : Yrd. Doç. Dr. Eyyüp TEL



Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.



**HOMOJEN OLMAYAN VÜCUT YAPILARI İÇİN, ÜÇ BOYUTLU TEDAVİ
PLANLAMA ALGORİTMALARININ DOĞRULUKLARININ DOZİMETRİK
OLARAK KARŞILASTIRILMASI**
(Yüksek Lisans Tezi)

N.Özlem ALKAN

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**
Mart 2006

ÖZET

Bu çalışmada ESOĞÜ Radyasyon Onkolojisi A.D.'nda bulunan Elekta marka Precise model lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjileri kullanılarak, randofantom ile CMS marka XiO model 4.2.2 versiyon tedavi planlama sistemi içerisinde bulunan ölçüm-tabanlı ve model-tabanlı algoritmaların homojen olmayan vücut yapıları için doğrulukları karşılaştırılmıştır. Randofantomun bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri elde edilip, BT'den gelen enine kesitlerde üç boyutlu görüntü oluşturulacak şekilde konturlama yapılmıştır. Homojen olmayan tedavi alanları, sağ akciğeri ve mediasteni içine alacak şekilde 15x15 cm² ön –arka alanlardan ve kranium da 10x10 cm² sağ-sol yan alanlardan izosentrik olarak TPS'de hesaplatılan sürelerden ışınlanmıştır. Film dozimetresi yapılarak her iki algoritmanın homojen olmayan alanlarda doğrulukları değerlendirilmiştir. Model-tabanlı algoritma akciğer inhomojenitesi için film dozimetresi ile $\pm\%2$ içinde, ölçüm-tabanlı algoritma $\pm\%5$ içinde uyumludur. Kranium inhomojenitesi için her iki algoritma film dozimetresi sonuçları ile $\pm\%2$ içinde uyumludur.

Bilim Kodu : 202
Anahtar Kelimeler : Tedavi Planlama Sistemi, Algoritmalar
Sayfa Adedi : 91
Tez Yöneticisi : Prof.Dr. A.Güneş TANIR

**COMPARISON OF THREE-DIMENSIONAL TREATMENT PLANNING
ALGORITHMS VERIFICATIONS FOR INHOMOGENITY BODY
STRUCTURE BY DOSIMETRY
(M.Sc. Thesis)**

N. Ozlem ALKAN

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY
March 2006**

ABSTRACT

In this study, Elekta Precise model linear accelerator using 6 MV and 18 MV x-ray beams was utilized in ESOGU Radiation Oncology department. Measured-based and model-based algorithms verifications in CMS XiO model 4.2.2. version Treatment Planning System (TPS) were compared by using randophantom for inhomogen body structure. Computirized Tomography (CT) images of randophantom were taken and 3-D patient images were produced in TPS. Inhomogeneity treatment fields, in the field of 15x15 cm² anterior-posterior in both right lung, mediastinum and 10x10 cm² right-left lateral in cranium were irradiated by using SAD (Source Axis Distance) technique with TPS's computation time. The both algorithms verifications for inhomogeneity treatment fields were evaluated by using film dosimetry. In conclusion, model based algorithms for lung inhomogeneity in the limit of $\pm 2\%$ and measured based algorithms in the limit of $\pm 5\%$ with film dosimetry. The both algorithms for cranium inhomogeneity was within $\pm 2\%$ with film dosimetry.

Science Code : 202

Key Words : Treatment Planning System, Algorithms

Page Number: 91

Adviser : Prof.Dr. A.Gunes TANIR

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren danışmanım Prof. Dr. A. Güneş TANIR'a, bana destek olan çalışma arkadaşım Fizik Yük. Müh. Mehmet KULOĞLU'na, bu çalışma boyunca hem araştırmalarım hem de ölçümlemlerim esnasında beni her açıdan destekleyen ESOGÜ Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanı Yrd. Doç. Dr. Durmuş ETİZ'e ve tüm çalışma arkadaşlarıma, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili eşim Özdemir ALKAN'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xvi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	3
2.1. Lineer Hızlandırıcılar	3
2.1.1. Lineer hızlandırıcıların çalışma prensibi	3
2.1.2. Hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları	7
2.1.3. Dalga kılavuzu	8
2.1.4. Tedavi kafası	10
2.2. X-Işınlarının Madde ile Etkileşimi	13
2.2.1. Fotoelektrik olay	13
2.2.2. Compton saçılması	15
2.2.3. Çift oluşum olayı	16
2.3. Doz Dağılımları ve Saçılma Analizi	17
2.3.1. Maksimum (build-up) doz noktası	17
2.3.2. Derin doz dağılımları	18

Sayfa

2.3.3. İzodoz dağılımları.....	22
2.4. Üç Boyutlu Tedavi Planlama Sistemleri.....	23
2.4.1. Doz hesaplama algoritmaları	23
2.4.2. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması	27
3. MATERYAL VE METOD	35
3.1. Materyal	35
3.1.1. Tedavi cihazı.....	35
3.1.2. Fantom	36
3.1.3. Dozimetre	37
3.1.4. Bilgisayarlı tomografi (BT)	38
3.1.5. Tedavi planlama sistemi (TPS).....	38
3.2. Metod.....	39
3.2.1. Randofantomun konturlanması.....	39
3.2.2. Tedavi sahalarının belirlenmesi.....	39
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	46
4.1. Film Dozimetresi için Referans Koşulların Oluşturulması	46
4.2. TPS'deki Algoritmaların Hesapladığı Dozlar ile Film Dozlarının Karşılaştırılması	49
4.2.1. Akciğer ışınlaması	49
4.2.2. Kranium ışınlaması.....	67
5. SONUÇ	85
KAYNAKLAR.....	89
ÖZGEÇMİŞ.....	91

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Referans grafiklerin Kararma-Doz (cGy) değerleri	47
Çizelge 4.2. 6 MV için (-108.75) kesit, izomerkez (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	50
Çizelge 4.3. 6 MV için (-108.75) kesit, (6.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	51
Çizelge 4.4. 6 MV için (-108.75) kesit, (-3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	52
Çizelge 4.5. 6 MV için (-106.25) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	54
Çizelge 4.6. 6 MV için (-111.25) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	56
Çizelge 4.7. 18 MV için (-108.75) kesit izomerkez (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	59
Çizelge 4.8. 18 MV için (-108.75) kesit (6.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	60
Çizelge 4.9. 18 MV için (-108.75) kesit (-3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	61
Çizelge 4.10. 18 MV için (-106.25) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	63
Çizelge 4.11. 18 MV için (-111.25) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	65
Çizelge 4.12. 6 MV için (-81.25) kesit izomerkez (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	68
Çizelge 4.13. 6 MV için (-81.25) kesit (3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	69
Çizelge 4.14. 6 MV için (-81.25) kesit (-3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	70

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.15. 6 MV için (-78.75) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	72
Çizelge 4.16. 6 MV için (-83.75) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	74
Çizelge 4.17. 18 MV için(-81.25) kesit izomerkez (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri	77
Çizelge 4.18. 18 MV için(-81.25) kesit (3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	78
Çizelge 4.19. 18 MV için(-81.25) kesit (-3.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	79
Çizelge 4.20. 18 MV için (-78.75) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	81
Çizelge 4.21. 18 MV için (-83.75) kesit (0.cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri.....	83

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri.....	3
Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcının dalga kılavuzunun şematik gösterimi	5
Şekil2.3. Lineer hızlandırıcıda x-ışını üretimi durumunda tedavi kafasının şematik gösterimi	6
Şekil 2.4. (a) MLC sisteminin alttan görünüşü, (b) MLC ile şekillendirilmiş bir tedavi alanı.....	6
Şekil 2.5. Lineer hızlandırıcıda elektron üretimi durumunda tedavi kafasının şematik gösterimi.....	7
Şekil 2.6. Bir lineer hızlandırıcının şematik gösterimi.....	9
Şekil 2.7. Dalga kılavuzunda elektriksel alan dağılımının şematik gösterimi	10
Şekil 2.8. Fotoelektrik olay	14
Şekil 2.9. Compton olayı	15
Şekil 2.10. Çift Oluşum olayı.....	16
Şekil 2.11. %DD'un şematik açıklaması.....	19
Şekil 2.12. TAR'ın şematik gösterimi.....	20
Şekil 2.13. TPR ve TMR 'nin şematik gösterimi	21
Şekil2.14. Clarkson algoritmasının geometrik gösterimi	24
Şekil 2.15. FFT Convolution algoritmasının geometrik gösterimi.....	26
Şekil 2.16. Hedef ve diğer organların simülasyon, planlama ve tedavide kullanılan kliniksel hacim tanımlamaları	30
Şekil 3.1. TPS'de randofantomun konturlanmış hali	39
Şekil 3.2. Akciğer ışınlamasının merkezi ekseninde gösterimi.....	40
Şekil.3.3. Akciğer ışınlaması tedavi özetleri.....	41

Şekil	Sayfa
Şekil 3.4. Kranium ışınlamasının merkezi ekseninde gösterimi	43
Şekil 3.5. Kranium ışınlaması tedavi özetleri.....	44
Şekil 4.1. 6 MV Doz – Kararma grafiği	48
Şekil 4.2. 18 MV Doz - Kararma grafiği.....	48
Şekil 4.3. 6 MV, (-108,75) no'lu kesit için Convolution algoritması'na göre hesaplatılan doz dağılımı.....	49
Şekil 4.4. 6 MV, (-108,75) no'lu kesit için Clarkson algoritması'na göre hesaplatılan doz dağılımı.....	49
Şekil 4.5. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit, izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları	50
Şekil 4.6. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	51
Şekil 4.7. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	52
Şekil 4.8. 6 MV, (-106,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	53
Şekil 4.9. 6 MV, (-106,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	53
Şekil 4.10. 6 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	54
Şekil 4.11. 6 MV, (-111,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	55
Şekil 4.12. 6 MV, (-111,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	55
Şekil 4.13. 6 MV için (-111,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	56
Şekil 4.14. 18 MV, (-108,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	58

Şekil	Sayfa
Şekil 4.15. 18 MV, (-108,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	58
Şekil 4.16. 18 MV için (-108,75) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları	59
Şekil 4.17. 18 MV için (-108,75) kesit (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	60
Şekil 4.18. 18 MV için (-108,75) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	61
Şekil 4.19. 18 MV, (-106,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	62
Şekil 4.20. 18 MV, (-106,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı	62
Şekil 4.21. 18 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	63
Şekil 4.22. 18 MV, (-111,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	64
Şekil 4.23. 18 MV, (-111,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı	64
Şekil 4.24. 18 MV için (-111,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	65
Şekil 4.25. 6 MV, (-81,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	67
Şekil 4.26. 6 MV, (-81,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	67
Şekil 4.27. 6 MV için (-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	68
Şekil 4.28. 6 MV için (-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	69

Şekil	Sayfa
Şekil 4.29. 6 MV için (-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	70
Şekil 4.30. 6 MV, (-78,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	71
Şekil 4.31. 6 MV, (-78,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	71
Şekil 4.32. 6 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	72
Şekil 4.33. 6 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	73
Şekil 4.34. 6 MV, (-83,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı	73
Şekil 4.35. 6 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	74
Şekil 4.36. 18 MV, (-81,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	76
Şekil 4.37. 18 MV, (-81,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	76
Şekil 4.38. 18 MV için(-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları	77
Şekil 4.39. 18 MV için(-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları	78
Şekil 4.40. 18 MV için(-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları	79
Şekil 4.41. 18 MV, (-78,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	80
Şekil 4.42. 18 MV, (-78,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	80
Şekil 4.43. 18 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	81

Şekil	Sayfa
Şekil 4.44. 18 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı	82
Şekil 4.45. 18 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı.....	82
Şekil 4.46. 18 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları.....	83

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Elekta, Precise 80 MLC model lineer hızlandırıcı cihazının görünümü.....	35
Resim 3.2. Randofantom	36
Resim 3.3. Katı fantomlar ile referans koşulların oluşturulması.....	37
Resim 3.4. Film dozimetre sistemi	38
Resim 3.5. Akciğer alanına yerleştirilmiş filmler	42
Resim 3.6. Kranium alanına yerleştirilmiş filmler	45

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada bazı kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklama
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
BEV	Beam's Eye View (Kuşbakışı Görünüm)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
%DD	Yüzde Derin Doz
DRR	Digitally Reconstructed Radiography
DVH	Dose-Volume Histograme (Doz Hacim Histogram)
HU	Hounsfield Unit
ICRU	International Commission on Radiation Units
MLC	Multi Leaf Collimator (Çok Yapraklı Kolimatör)
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	Monitor Unit
PET	Positron Emission Tomography
SAR	Scatter-Air Ratio (Saçılma Hava Oranı)
SMR	Scatter-Maximum Ratio (Saçılma Maksimum Oranı)
SAD	Source to Axis Distance (Kaynak-Eksen Mesafesi)
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
SSD	Source to Skin Distance (Kaynak-Cilt Mesafesi)
TAR	Tissue-Air Ratio (Doku-Hava Oranı)
TMR	Tissue-Maximum Ratio (Doku-Maksimum Oranı)
TPR	Tissue-Phantom Ratio (Doku-Fantom Oranı)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
3-B	Üç Boyutlu
3BKRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

1. GİRİŞ

Üç boyutlu (3-B) anatomik görüntü oluşturmaya ve doz hesaplamaya destekleyen radyasyonla tedavi planlama sistemleri (TPS), radyasyon onkolojisi kliniklerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tedavi planlama, hedef hacim ve etrafındaki normal yapıların yerleşimlerini belirlemek için bilgisayarlı tomografi (BT)'den veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG)'den gelen verilerin kullanılmasını içeren karmaşık bir süreçtir.

3-B konformal radyoterapinin amacı; tedavi edilmek istenen hacme en uygun dozu verirken, etrafındaki normal dokuların minimum doz alacakları bir doz dağılımı elde etmektir. 3-B anatomik yapının oluşturulması için, bilgisayarlı tomografiden belli aralıklarla elde edilmiş olan enine kesit görüntülerin üzerinde; tümör, hedef hacim, tedavi alanı komşuluğundaki kritik organlar ve ilgilenilen yapılar her bir kesitte tek tek çizilir. Bu kesitlerde her bir organ ve vücut yapısı uygun doku yoğunluklarına (fiziksel ve elektron yoğunluğu) göre konturlanarak üç boyutlu anatomik görüntü elde edilir. Daha sonra tedavi tekniği kararlaştırılır, hedef hacimde en iyi doz dağılımını elde edecek şekilde ışın demetlerinin alan büyüklüğü, yönelimleri, sayıları, doz ağırlık oranları ve ışın düzenleyiciler (kama filtreler, kompensatörler, hareketli çok yapraklı kolimatörler, vb.) kararlaştırılarak ışın set-up'ı yapılır. Oluşturulan hedef ve diğer kritik organları radyasyon kaynağından bakıyormuş gibi gösteren BEV (Beam's Eye View - Kuşbakışı Görünüm) özelliği, TPS'lerin çok faydalı özelliklerinden biridir. BEV özelliğinin kullanımı ile alan sınırları ve planlanan hedef hacim istenilen izodoz dağılımı elde edilecek şekilde ayarlanabilir. Tedavi planlamasında, belirli bir hasta için BEV, 3-B doz dağılımı, aynı düzlemde olmayan (non-coplanar) demet özellikleri, yoğunluk ayarlaması ve doz hacim histogramı (DVH – Dose Volume Histogram) gibi 3-B tedavi planlamalara özgü ayarlar kullanılır. Tedavi planlama sistemindeki algoritmalar üzerinden; tedavi süreleri hesaplatılır, en uygun planlama seçilir ve bu planın doğruluğu, simülatör cihazında lokalizasyon açısından ve tedavi cihazında da dozimetrik açıdan kontrol edildikten sonra tedaviye başlanabilir (1).

Sonuç olarak radyasyonla tedavinin doğruluğunu etkileyen birden çok sayıda parametre vardır. Hasta bilgilerinin doğru olarak girilmesine, BT görüntülerinin doğru bir şekilde konturlanarak uygun 3-B anatominin oluşturulmasına, tedavi edilmek istenen hacmin ve kritik organların tanımlanmasına, radyasyon demet bilgilerinin doğruluğuna, doz hesaplama algoritmalarının uygunluğuna, en uygun planın seçilmesine ve güvenli bir şekilde tekrarlanabilirliğine bağlıdır.

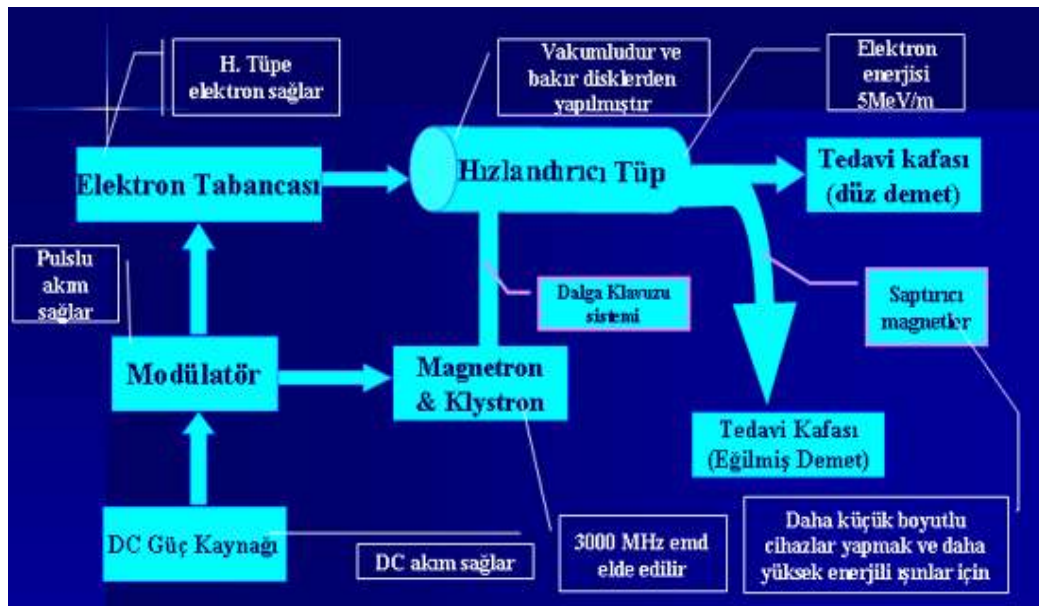
Bu çalışmanın ikinci bölümünde konu ile ilgili temel bilgiler sunulmuştur. Üçüncü bölümde yaptığımız deneysel çalışma için materyal ve metod bilgilerine, dördüncü bölümde deney sonucundaki bulgularımıza yer verilmiştir. Son bölüm ise deney bulguları ve literatüre dayanarak vardığımız sonuçları içermektedir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, dünyada kullanılan radyoterapi cihazları arasında büyük bir yer tutmaktadır. Megavoltaj tedavi ünitelerinden olan lineer hızlandırıcılar elektron hızlandırıcısı olup tıpta tedavi amacı ile kullanılan enerjileri 3 MeV - 50 MeV arasındadır. Ayrıca Amerika ve Avrupa ülkelerinde kullanılan proton hızlandırıcıları var ise de burada sadece elektron hızlandırıcıları üzerinde duracağız.

2.1.1. Lineer hızlandırıcıların çalışma prensibi



Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri

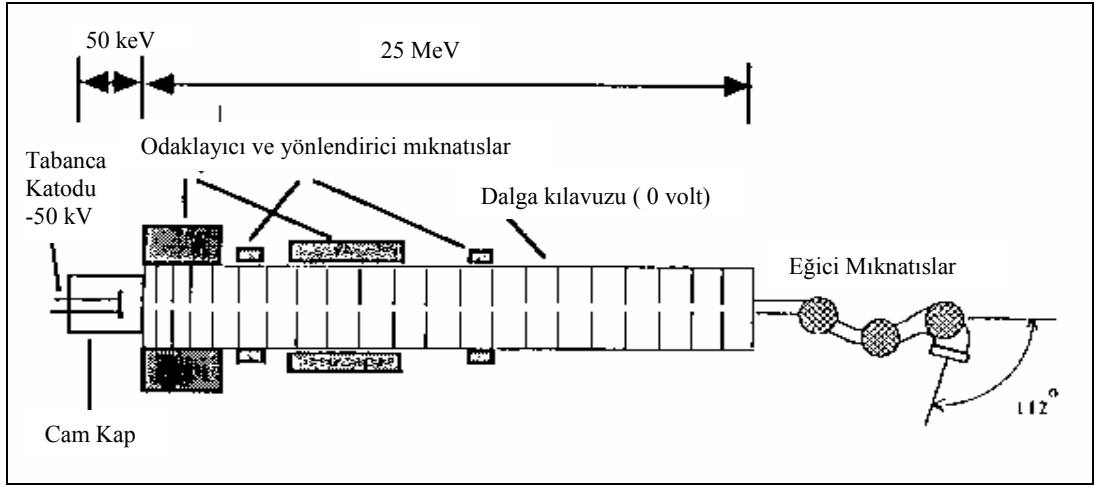
Lineer hızlandırıcıların mekanik tasarımı ve çalışma prensibi Şekil 2.1’de gösterilmiştir. Güç kaynağı, modülatöre DC akımı sağlar. Modülatör, şebekeye pulslu akım sağlar. Bu akım modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığı ile elde edilmektedir. Hızlandırıcı tüpler genellikle bakırdan yapılmıştır (1).

Radar dalgalarını elde etmekte kullanılan magnetronlar veya klystron gibi özel tüplerden frekansı yaklaşık 3000 MHz olan elektromanyetik dalgalar (emd) elde edilmektedir. Bu tüplerden elde edilen dalgalar Şekil 2.1’de gösterilen hızlandırıcı tüpün içine gönderilmektedir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV’luk enerji ile ($0,4 \times$ ışık hızı) hızlandırıcı tüpün içine gönderilmektedir. Elektronlar, enerji kazanmak ve hızlandırılmak için emd’lerin üzerine bindirilmektedir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı, elektronlardan daha fazla olduğu için tüp içindeki dairesel diskler ile azaltılmaktadır. Disklerin boyutları ve aralarındaki uzaklık dalganın hızına göre belirlenmektedir. Elektronlara yüksek hız, emd’nin tepe noktasına bindirilerek verilmektedir. Bu yolla elektronlar, birkaç MeV’lık enerji kazanmaktadırlar. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerji kazanırlar. Enerjileri yaklaşık 5 MeV/metre’dir. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, hızlandırılmış elektronlar 90° - 270° saptırıcı (bending) magnetler ile saptırılarak hedef üzerine veya doğrudan doğruya tüpün dışına gönderilmektedirler.

Elektron tabancası ve dalga kılavuzu elektronların atomik çarpışmalara girmemesi için vakumlanmıştır.

Demeti saptırmak için 3 adet mıknatıs kullanılır (slalom bending system). Birinci ve ikinci mıknatıslar demeti 45° , üçüncü mıknatıs ise 112° saptırarak hedefe düşmesini sağlar. Elektronlar 2 mm çapında bir demet oluşturacak şekilde odaklanırlar.

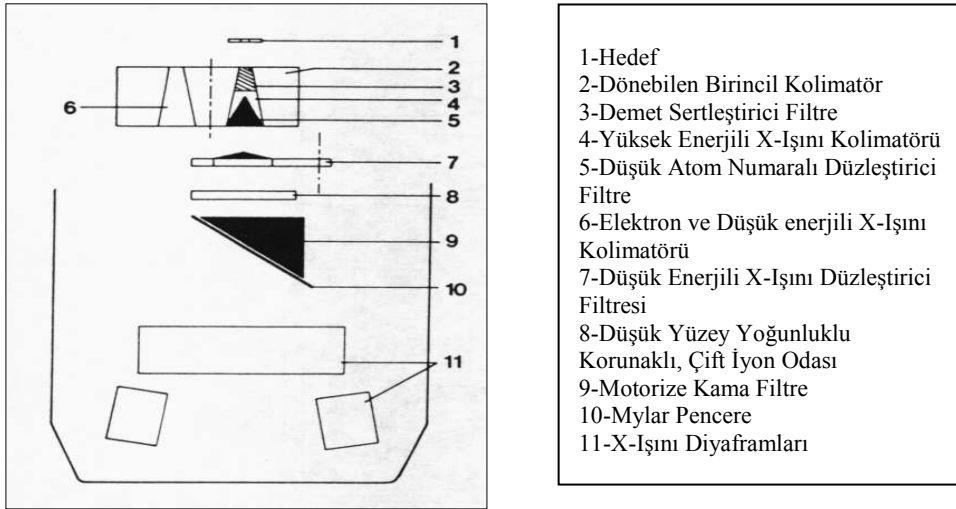
Şekil 2.2’de şematik olarak gösterilen dalga kılavuzu 2 metre uzunluğunda olup içerisinde 76 odacık bulunmaktadır. Dalga kılavuzunun ilk yarısında elektronların ince bir demet halinde seyredip dağılması için iki adet odaklayıcı mıknatıs bulunur. Ayrıca, demet parametrelerini (düzlük ve simetri) kontrol etmek ve açındaki küçük hataları düzeltmek amacıyla yönlendirici mıknatıslar kullanılmıştır. Bu elektro mıknatıslar dalga kılavuzu etrafına sarılmış bobinlerden oluşmaktadır (2).



Şekil 2.2. Lineer hızlandırıcının dalga kılavuzunun şematik gösterimi

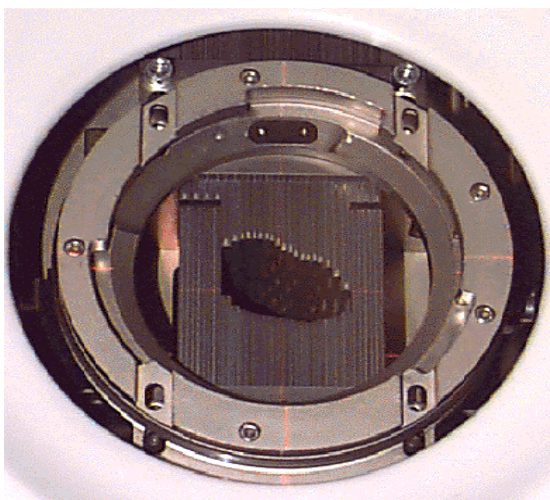
Hedeften çıkan x-ışınlarının enerji dağılımı gözyaşı damlacığı şeklinde olup, tedavi alanında düz bir demet elde etmek için 50 mm çapında koni şeklinde çelik düzleştirici filtrelerden geçirilirler. Hedef tungstenden yapılmıştır ve su ile soğutulur. Elektron tedavilerinde hedef kaldırılarak yerine nikel pencere otomatik olarak gelir. Şekil 2.3’de foton ve Şekil 2.5’te elektron tedavileri için tedavi kafası görünümü verilmiştir.

Birinci kolimatör tungstenden yapılmıştır. Hareketli olup, iki pozisyona sahiptir. Birinci pozisyonda herhangi bir filtre olmayıp düşük enerjili x-ışını ve elektronlar için kullanılır. İkinci pozisyonda düşük atom numaralı maddeden yapılmış düzleştirici filtre ve demet sertleştirici filtre bulunur. İkinci filtreler değişik kalınlıklarda (elektron enerjisine göre) alüminyumdan yapılmış saçıcı yapraklardan oluşur. Filtre taşıyıcı dönerek tedavi planlamasında seçilen enerjiye uygun x-ışını veya elektron filtresini getirir (2).

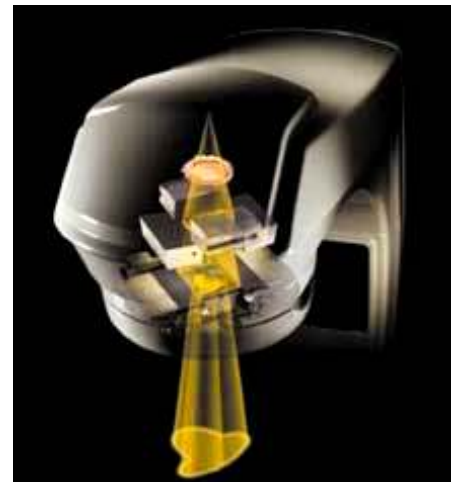


Şekil 2.3. Lineer hızlandırıcıda x-ışını üretimi durumunda tedavi kafasının şematik gösterimi

Diyafram (ikinci kolimatör veya çene) birbirinden bağımsız hareket edebilen dört kolime edici, tungstenden yapılmış bloktan oluşmuştur. Modern lineer hızlandırıcılarda standart kolimatörler, yerini çok yapraklı kolimatörlere (Multilif Kolimatörler-MLC) bırakmaktadır. MLC'lerin standart kolimatörlere göre önemli derecede üstünlükleri vardır. MLC'ler ışını her hastaya, alana ve tümöre göre şekillendirerek gönderebilmektedir (3).



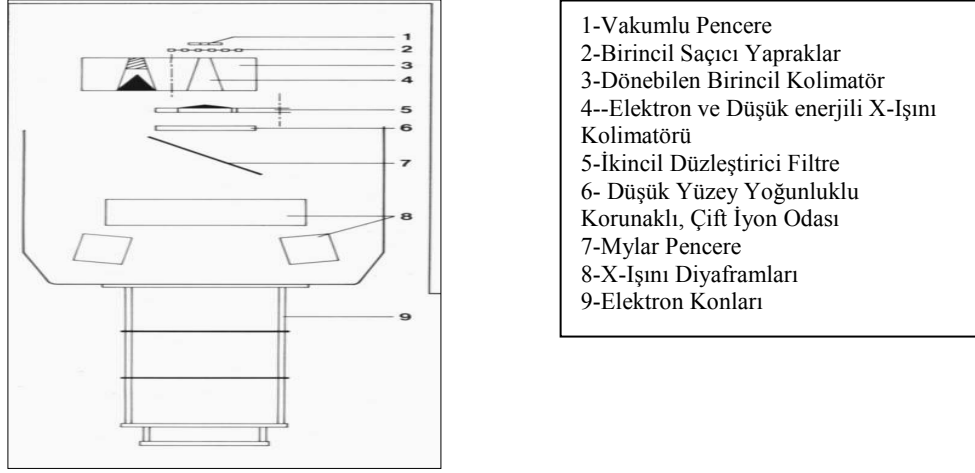
(a)



(b)

Şekil 2.4. (a) MLC sisteminin alttan görünüşü,
(b) MLC ile şekillendirilmiş bir tedavi alanı

Elektron tedavilerinde tedavi kafasına, diyaframın alan boyutlarını otomatik olarak ayarlayan aplikatörler takılır.



Şekil 2.5. Lineer hızlandırıcıda elektron üretimi durumunda tedavi kafasının şematik gösterimi

İyon odaları, aralarında hava boşluğu bulunan, birbirlerinden iki alüminyum plakayla ayrılmış üç ayrı birimden oluşmuştur.

Lineer hızlandırıcı tedavi cihazları başlıca 2 tipte yapılmıştır:

- Hareketli dalga hızlandırıcılar (TW)
- Duran dalga hızlandırıcılar (SW)

2.1.2. Hareketli ve duran dalga hızlandırıcıları

Hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları arasındaki fark hızlandırıcı dalga kılavuzunun tasarımından kaynaklanmaktadır. Hareketli dalga yapısına sahip hızlandırıcılarda dalga kılavuzunun sonuna, dalganın geri dönmesini engellemek için durdurma yükü konulmuştur. Duran dalga tipli hızlandırıcılarda ise, iki taraftan maksimum yansıma sağlanarak giden ve geri dönen dalgaların üst üste binmesi sonucu duran dalga oluşturulur.

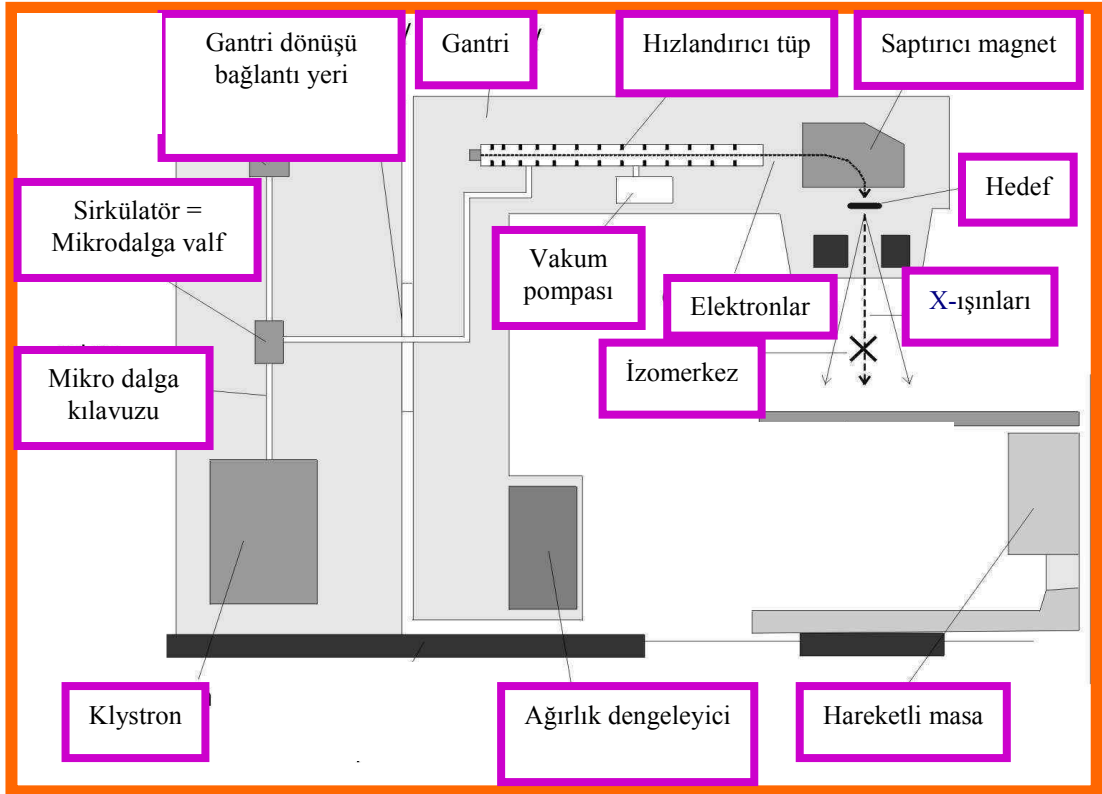
Her iki tip hızlandırıcıda da şu bileşenler mevcuttur. Enjektör (Elektron tabancası veya kaynağı), mikro dalga üretici ile beslenen birkaç bölümden oluşan dalga kılavuzu, mikrodalga üretici ile (düşük enerjilerde mikrodalga gücü genellikle magnetron kullanılarak, yüksek enerjili hızlandırıcılarda ise klystron kullanılarak elde edilir) mikrodalga üreticiye enerji sağlayan modülatörler, elektronu durdurup x-ışını üretebilmek için hedef, lineer hızlandırıcılardaki başlıca ekipmanlardır. Ayrıca hızlandırıcılar eşmerkezli tedavi yapabilen bir yapıya ve demet saptırma sistemine sahiptir (2).

2.1.3. Dalga kılavuzu

Elektronların hızlandırılmaları için yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde (-) yüklü elektronların manyetik alandan etkilenecek hızlanması sonucu, kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Elektronları hızlandırmak amacıyla uygun elektriksel alan oluşturmak için tasarlanmış mikrodalga odacıklarının doğrusal dizimi ile meydana gelen dalga kılavuzu, hızlandırıcının en önemli parçasıdır. Genellikle bakırdan yapılan ve yüksek vakum altında bulunan dalga kılavuzu, içerisinde yaklaşık 3000 MHz frekansta mikro dalgaların bulunduğu, silindir şeklinde, çapı yaklaşık 10 cm olan, $\frac{1}{4}$ dalga boyu (2,5 cm) aralıklarla yerleştirilmiş metalik disk veya diyaframdan oluşan bir seri silindirik odacıktan ibarettir. Dalga kılavuzunun ilk kısmındaki (buncher) odacıklar düzgün olmayıp iç çapları ve açıklıkları elektron demetini uygun biçimde hızlandırmak amacıyla farklı tasarlanmaktadır. Bu bölümden sonra elektron hızı hemen hemen sabit ve ışık hızına çok yakın olduğundan odacıkların arası eşittir.

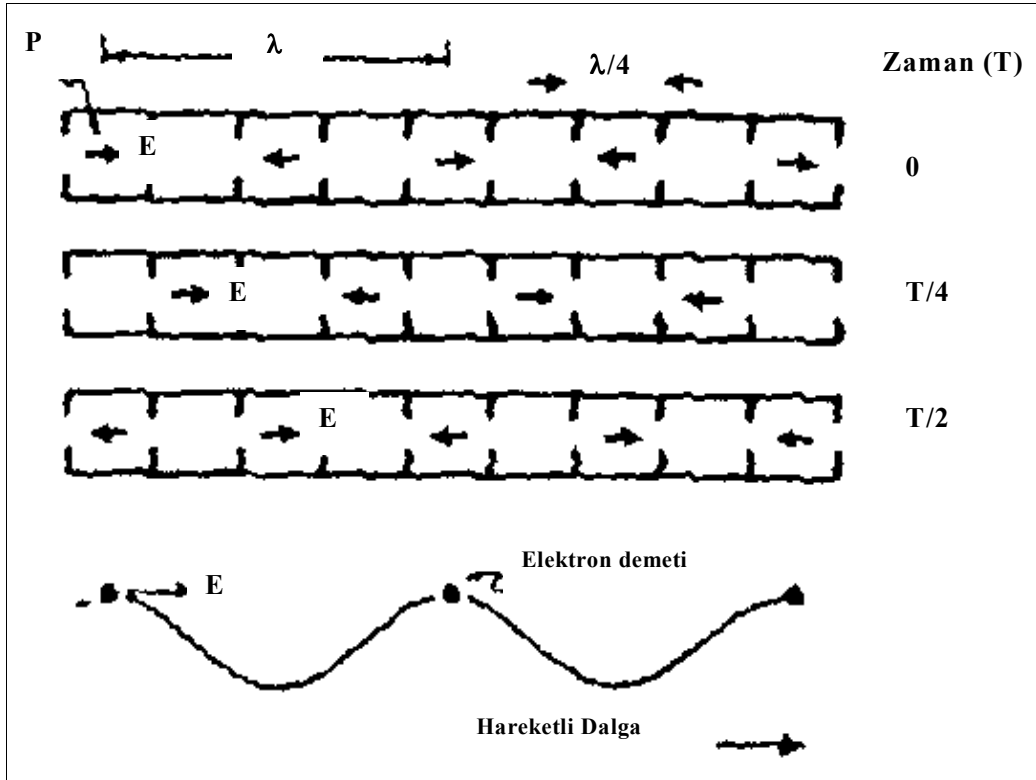
Odacıkta oluşan yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, silindirin ortasındaki kanala iletilir ve eksen boyunca püskürtülen (enjekte edilen) hareketli elektronlar elektrik alan boyunca odacıktan odacığa silindir eksenindeki kanal boyunca doğrusal olarak ilerleyerek gittikçe hızlanır. Silindirin çıkışında elektronların hızları her odacıkta kazandıkları hızların toplamına eşittir. Hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olması otomatik frekans kontrol modülü sayesinde sağlanır.

Elektron, hızlandırıcıya 50 keV gibi bir ilk enerji ile girer ve mikro dalgaların elektromanyetik alanı ile etkileşir. Elektronlar hızlandırılmak için tıpkı su dalgasında sörf yapan biri gibi hızlandırıcının sinüzoidal elektrik alanında elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilir.



Şekil 2.6. Bir lineer hızlandırıcının şematik gösterimi

Zamana bağlı olarak odacıklardaki elektriksel alan Şekil 2.2’de gösterildiği gibidir. Hareketli dalga soldan sağa doğru ilerlerken 0, $T/4$, $T/2$ zamanlarında dalga kılavuzundaki değişik konumlarda elektriksel alan E ile gösterilmiştir. Elektron demetinin hareketli dalga tepesinde taşınması Şekil 2.7’de şematik olarak verilmiştir. Yüksek enerjili hızlandırıcılarda dalga kılavuzu uzun olduğundan daha küçük boyutlu cihaz elde etmek için hızlandırma odacıklarından çıkan elektronlar (90° veya 270° gibi) uygun bir açı ile saptırılarak ışının çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir.



Şekil 2.7. Dalga kılavuzunda elektriksel alan dağılımının şematik gösterimi

2.1.4. Tedavi kafası

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya bunların alaşımından yapılmış olup, şu bölümlerden oluşur.

Hedef: X-ışını üretimi için elektron demeti hedefe çarptırılır. Hedef olarak kullanılan ağır metal genellikle yüksek atom numarası ($Z=74$) ve erime sıcaklığı (3370°C)'na sahip olan tungstendir. Hızlandırılmış elektronların bu hedefe çarptırılması sonucu enerjilerinin bir kısmı x-ışınına dönüşürken geri kalan enerji hedef tarafından soğurulur ve ısı enerjisine dönüşür. Bu nedenle hedefte yüksek sıcaklıklara erişilir. Isı problemini halletmek için anot dakikada 2800-10800 devir yapacak şekilde döndürülür (4).

Hedefe çarptırılan hızlı elektronlar iki farklı yöntemle x-ışını üretirler. Bunlardan ilki elektronların hedef atomun çekirdeği ile etkileşmesidir. Bir elektron bir çekirdeğin yakınından geçerken çekirdeğin pozitif yükü elektronun negatif yüküne etki eder ve kuvvetli çekim nedeniyle elektron çekirdeğe doğru yönelerek yaklaşır. Azalmış bir enerji ile çekirdek yakınından uzaklaşır. Aralarındaki fark kadar enerjiye sahip bir foton yayınlanır. Bu şekilde üretilen radyasyona “genel radyasyon” veya “frenleme radyasyonu” (Bremsstrahlung) denir. İkinci tür x-ışını oluşumu ise hedefe çarpan hızlı elektronların anot maddesinin (tungsten), yörünge elektronları ile etkileşmesi sonucu oluşan karakteristik x-ışınlarıdır. Bu radyasyona “karakteristik radyasyon” denilir; çünkü açığa çıkan enerji maddenin karakteristiği ile ilgilidir. Gelen elektron ne kadar hızlı ise daha dış yörüngelerdeki elektronlardan birini sökebilir ve bir üst yörüngedeki elektron gelip bu boşluğu dolduracağından daha büyük enerjide bir x-ışını yayınlanır. Bu olayda yayınlanan karakteristik x-ışınının enerjisi daima iki tabakanın bağlanma enerjisi farkına eşittir.

- Saçıcı filtre ve birincil kolimatör: Işın demetinin çapını tayin etmek amacıyla, demet ilk önce x-ışını hedefinin hemen altındaki birincil sabit kolimatörler ile kolime edilir. Elektron modunda, demeti dağıtarak tedavi alanı içerisinde düzgün bir elektron akısı oluşturmak amacıyla elektronlar saçıcı filtreye çarptırılır.
- Düzleştirici filtre: X-ışınlarını homojen hale getiren koni şeklinde dizayn edilmişleridir. Kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların bileşiminden yapılmıştır. Alanda demet yoğunluğunu düzgün hale getirmek için kullanılır.
- İki ayrı iyon odası: Verilen dozun ölçülmesi, ışın demetinin şiddeti ve doğrusal olup olmadığının kontrolü amaçlıdır. Kolime edilmiş demet doz hızı, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır.
- Işık lokalizör sistemi: Işık kaynağı ve ayna yardımıyla tedavi alanını göstermek için kullanılır.

- İkincil kolimatör (çeneler): Tedavi alanı için hareketli çenelerden yapılmışlardır. Kurşun veya tungstenden yapılmış olup, dikdörtgensel tedavi alanını belirler. Elektronlar için aplikatörler kullanılır.

2.2. X-Işınlının Madde ile Etkileşimi

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ile ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. Elektrik yükleri olmadığından etkileştikleri madde içerisinde itilip çekilmezler, ancak yolları üzerindeki parçacıklarla çarpışma yaparlar. X-ışınları başlıca üç etkileşmeyle enerjilerini kaybederler. Bunlar;

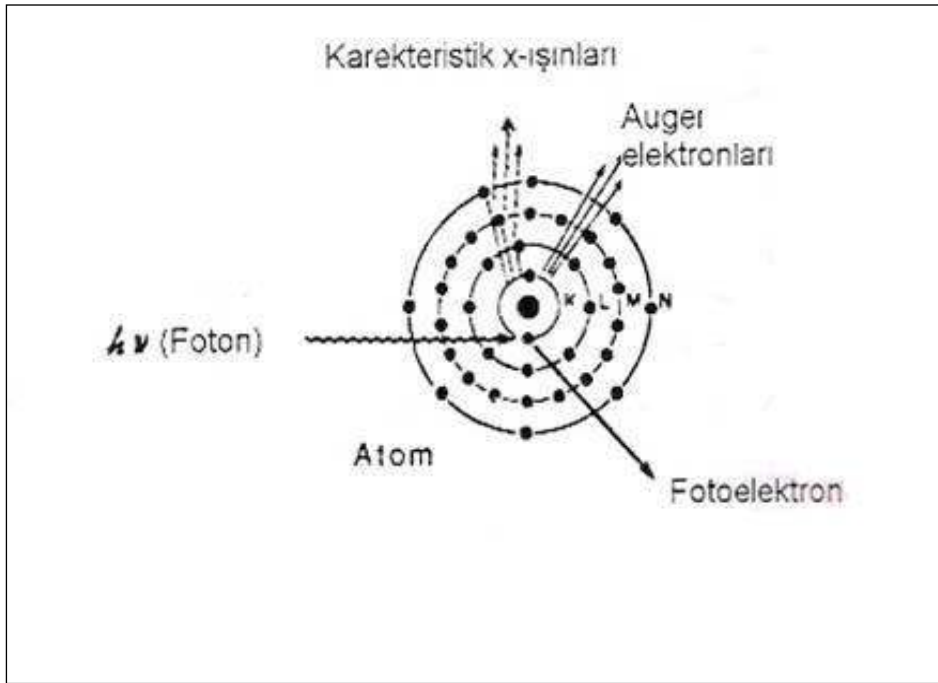
- 1) Atomun iç yörünge (sıkı bağlı) elektronları ile etkileşerek Fotoelektrik olayı,
- 2) Atomun dış yörünge (zayıf bağlı veya serbest) elektronları ile etkileşerek Compton saçılması,
- 3) Atomun çekirdeğine yakın bir yerde bir pozitron ve bir elektron meydana getirme yani, Çift oluşumu'dur.

Bu üç olayın olma olasılığı x-ışınlarının enerjileri ve etkileştikleri maddenin atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur ya da enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır veya hiç enerji bırakmadan yön değiştirir (1,4).

2.2.1. Fotoelektrik olay

Düşük enerjili fotonlar için en önemli enerji kaybı fotoelektrik olayla olur. Foton etkileştiği maddenin sıkı bağlı elektronlarının birine enerjisinin tümünü vererek soğurulur ve elektron serbest hale geçer. Bu yolla atomdan ayrılan foto elektronun kinetik enerjisi soğurulan fotonun enerjisi ile bağlanma enerjisinin arasındaki farka eşittir. Serbest hale geçen fotoelektron ortamda ilerlerken ikincil iyonizasyona, uyardırmaya ve frenleme ışınlamına sebep olur. İyonlaşmış atom iki olay ile enerjisini serbest bırakır. Bunlar karakteristik x-ışını ve Auger elektronları yayınıdır. Auger elektronları etkileşmenin olduğu yerde hemen soğurulur. Karakteristik x-ışınları ise gelen ilk fotonun yaptığı gibi çarpışmalara sebep olarak ya ortamdan kaçır ya da soğurulur. Fotoelektrik olayın önemli özellikleri şunlardır:

- a) Gelen fotonun enerjisi arttıkça bu olayın olma olasılığı azalır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisini biraz aşarsa bu olayın olma olasılığı maksimumdur. Enerjisi 0,5 MV 'a kadar olan fotonlar için en yaygın görülen etkileşim budur.
- b) Etkileştiği maddenin atom numarası büyüdükçe bu etkileşimin görülme olasılığı artar. Kurşun için fotoelektrik olay görülme olasılığı 1 MV 'a kadar olan fotonlarla vardır.

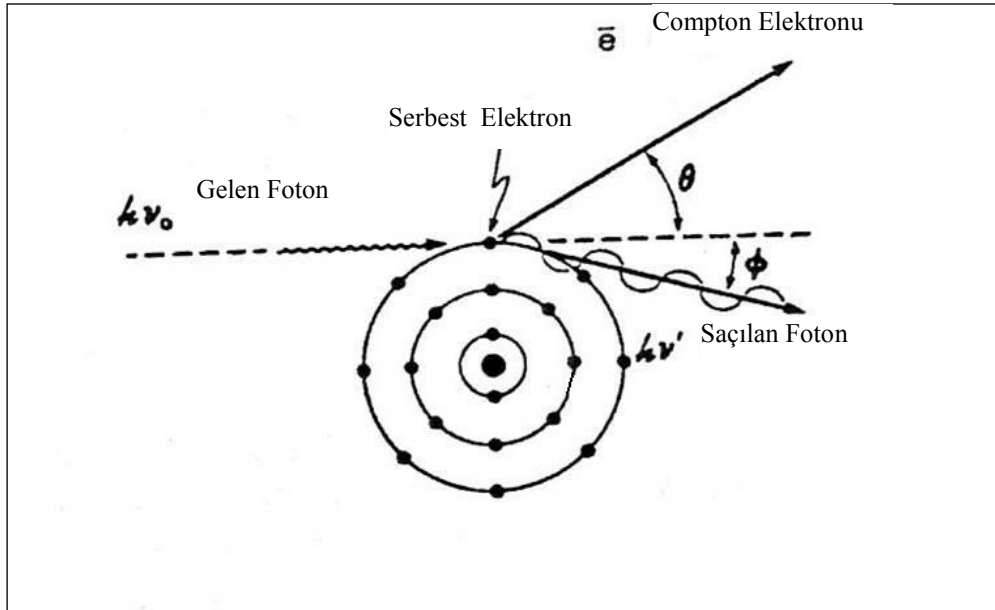


Şekil 2.8. Fotoelektrik olay

2.2.2. Compton saçılması

Düşük atom numaralı maddelerde, enerjileri 30 kV-20 MV arasında olan fotonlar için Compton saçılması çok önemli bir etkileşmedir. Gelen foton, etkileştiği maddenin zayıf bağlı veya serbest elektronlarıyla elastik çarpışma yapmak suretiyle etkileşir. Enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili yeni bir foton olarak başka bir doğrultuda yol alır. Böylece meydana gelen elektrona Compton elektronu, olaya da Compton olayı denir. Compton elektronu ikincil iyonizasyonlar meydana getirerek soğurulur. Enerjisi azalmış foton ise diğer Compton olayları ile enerji kaybeder veya fotoelektrik olayla soğurulur.

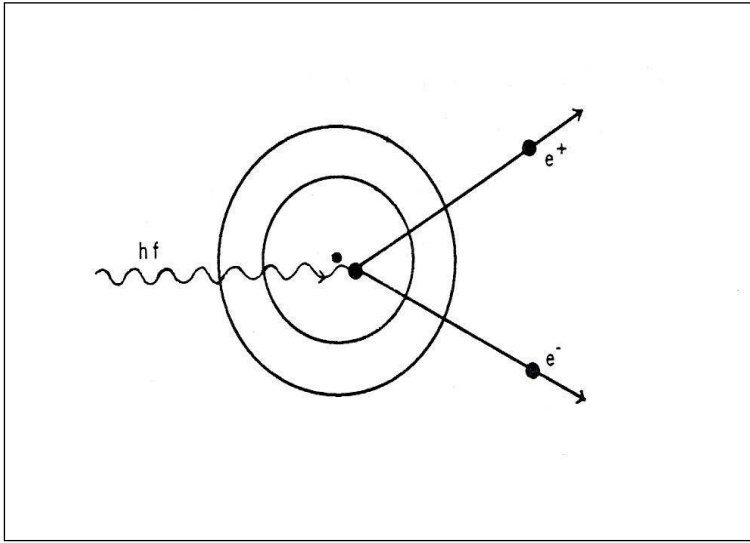
Compton olayının olma olasılığı, etkileştiği maddenin atomlarının yörünge elektronlarının sayısı arttıkça yükselir. Radyasyonla tedavide yaygın olarak kullanılan enerji aralığı için etkileşme olasılığı en yüksek olay Compton olayıdır (1).



Şekil 2.9. Compton olayı

2.2.3. Çift oluşum olayı

Fotoelektrik ve Compton olayından daha nadir görülen bir foton etkileşmesidir. Enerjisi 1,02 MV'den daha büyük olan bir foton, çekirdeğin elektrik alanına girdiğinde etkileşerek bir elektron ile bir pozitron çifti oluşturur ve kaybolur. Çift oluşumunda meydana gelen elektron, serbest elektronlar gibi atomlarla etkileşir, pozitron ise ortamdan bir serbest elektron yakalayarak 0,51 MV 'lik birbirine zıt yönde foton yayınlayarak (yok olma olayı) yok olur. Teorik olarak çift oluşum olma olayının olma olasılığı 1,02 MV 'dan düşük enerjili fotonlar için imkansızdır, fakat pratikte 2 MV 'den düşük enerjili fotonlar için bu olayın olma olasılığı çok düşüktür (1).



Şekil 2.10. Çift oluşum olayı

2.3. Doz Dağılımları ve Saçılma Analizi

Lineer hızlandırıcılarda foton demetleri, bir hedefe çarptırılan elektronlar ile elde edilir. Oluşan frenleme x-ışınları spektrumu; elektron enerjisine, hedef malzemesine ve hedef kalınlığına bağlıdır. Ayrıca demet düzleştirme filtresinin dizaynına, kullanılan malzeme ve kalınlığına da bağlıdır. Bu ve frenleme x-ışınları spektrumunun şekli, foton enerjisinin; maksimum enerji, görülmesi en olası enerji ya da ortalama enerji gibi elektron demetlerinde olduğu gibi tek bir parametreyle tatmin edici bir şekilde karakterize edilmesini çok güçleştirmektedir. Bu anlamda yüksek enerjili foton demetlerinin kalite tanımlaması elektronlara göre daha karmaşıktır. Fotonlar için işimizi kolaylaştıran en önemli parametre ise spektrumlarının derinlikle fark edilir bir şekilde değişmemesidir (1).

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda doz dağılımını ölçmemiz mümkün olmadığından, doz dağılımları dokuya eşdeğer fantomlardaki ölçümlerden çıkarılır. Bu temel bilgiler gerçek hastadaki doz dağılımlarını tahmin etmek için bulunan doz hesaplama sistemlerinin esasını teşkil eder. Bu amaçla, uluslararası protokoller ile tanımlı çeşitli kavram ve büyüklükler vardır (6).

2.3.1. Maksimum (build-up) doz noktası

Işınlanan dokuya enerji, radyasyon kaynağından yayılan birincil demet ile taşınır. Ancak enerji birincil ışınlar tarafından dokuda üretilen ikincil elektronlar ile dokuda taşınır. Doz dağılımı çoğunlukla bu ikincil elektronların dokudaki erişme mesafesi ve yönüne bağlıdır. Yüksek enerjili foton demetlerinde sekonder elektronların erişme mesafeleri daha uzundur. Ayrıca dokuya gelen demet doğrultusundan daha küçük açılarla saparlar. Bu saçılma enerjinin büyüklüğüne bağlı olarak compton etkisine göre olur. Bu nedenle yüksek enerjili fotonlar için maksimum doz dokuda daha derinlerde oluşur. Maksimum doz ile yüzey arasındaki bölgeye de maksimum doz bölgesi denir.

2.3.2. Derin doz dağılımları

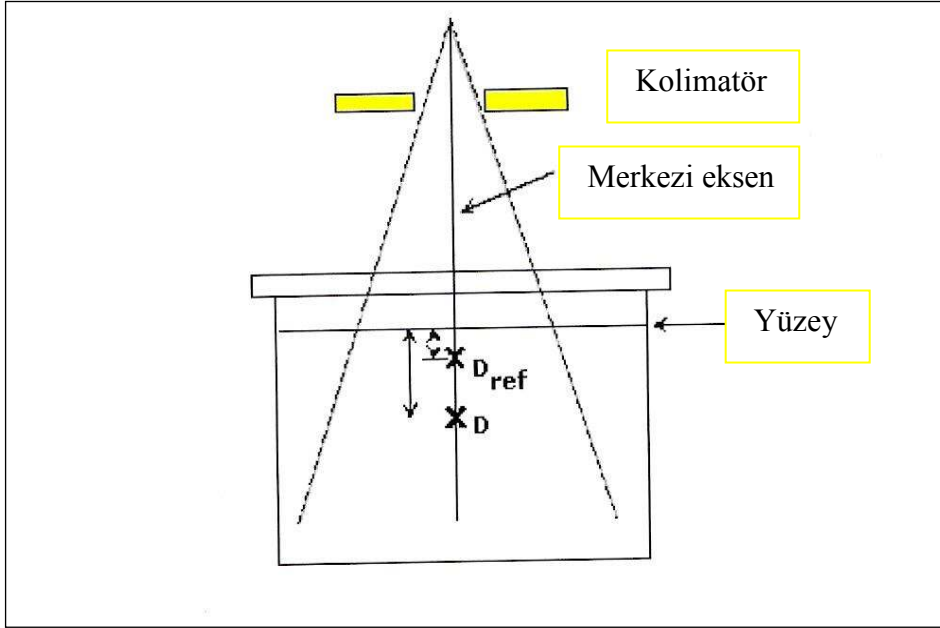
Radyasyon demeti hastadan (veya bir fantomdan) geçerken dozu derinlikle değişir. Bu değişim çeşitli koşullara bağlıdır. Bunlar demet enerjisi, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklık ve demet-kolimatör sistemidir. Böylece hastadaki dozun hesaplanması bu parametrelerle ilgili özellikleri içerir.

Doz hesaplama sistemindeki temel adım, merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı doz değişimlerini hesaplamaktır. Bu amaçla %DD (Yüzde Derin Doz-Percentage Depth Dose), TAR (Doku Hava Oranı-Tissue Air Ratio), TPR (Doku Fantom Oranı-Tissue Phantom Ratio) TMR (Doku Maksimum Oranı-Tissue Maximum Ratio), SAR (Saçılma Hava Oranı-Scatter Air Ratio) ve SMR (Saçılma Maksimum Oranı-Scatter Maximum Ratio) gibi büyüklükler tanımlanmıştır. Bu büyüklükler genellikle su fantomlarında küçük hacimli iyon odaları kullanılarak yapılan ölçümlerden çıkarılmaktadırlar. TLD, Diyot ve Film dozimetresi de ölçüm yöntemi olarak kullanılır (5).

Yüzde derin doz kavramı (%DD)

Doku (fantom) içinde, merkezi eksen üzerinde bir d derinliğindeki soğurulan dozun, yine merkezi eksen üzerinde d_0 referans derinliğindeki soğurulan doza oranıdır.

$$PDD = D_d / D_{d_0} \times 100 \quad (d_0 = d_{\max}) \text{ alınır.} \quad [2.1]$$



Şekil 2.11. %DD'un şematik açıklaması

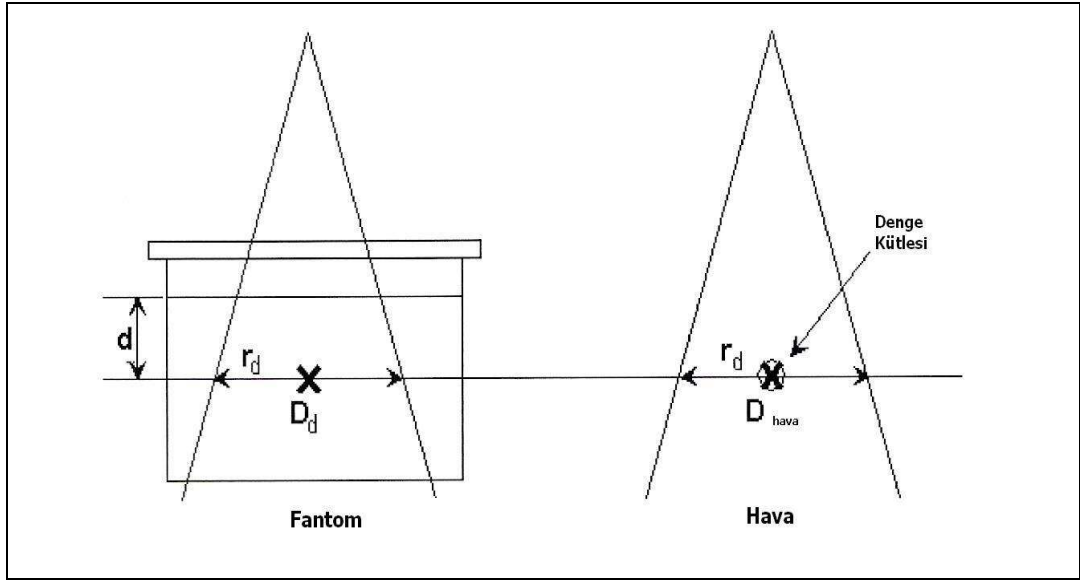
Birçok parametre %DD'ları etkiler. Demet enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü ve şekli ve SSD (Kaynak Cilt Mesafesi-Source Skin Distance)'ye bağlı olarak değişir.

TAR kavramı

Doku (fantom) içinde, belli bir d derinliğindeki dozun, aynı noktada havada ölçülen doza oranıdır.

$$TAR(d, r_d) = D_d / D_{hava}$$

[2.2]



Şekil 2.12. TAR'ın şematik gösterimi

TAR derinliğe, alan genişliğine ve demet enerjisine bağlıdır, ancak SSD'den bağımsızdır.

TPR kavramı

TPR özellikle yüksek enerjili demetlerle hava dozu ölçümleri güç olduğu için TAR'ın yerine kullanılır. TPR, fantomda merkezi eksen üzerinde tanımlanır. Fantomda herhangi bir d derinliğindeki noktada ölçülen dozun, sabit bir referans derinlikte (5-10 cm) tanımlanmış olan noktadaki doza olan oranıdır.

$$TPR(d, r_d) = D_d / D_{t_0} \quad [2.3]$$

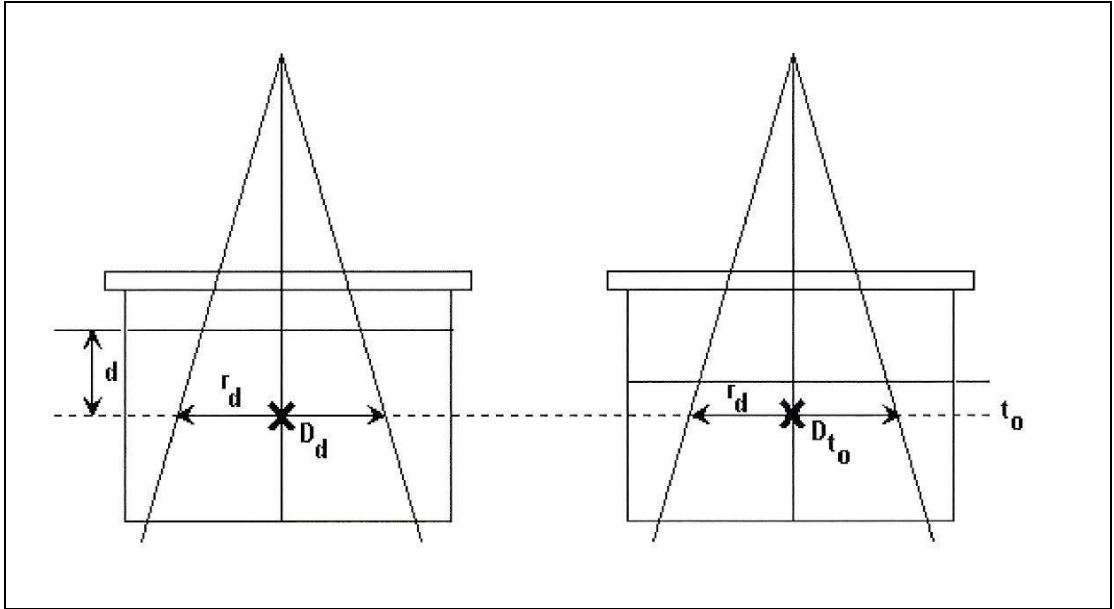
Burada t_0 referans derinliğidir.

TMR kavramı

TMR dokuda (fantomda), merkezi eksen üzerinde tanımlanmış herhangi bir d derinliğindeki noktada ölçülen dozun, aynı koşullarda maksimum doz derinliği olan $d_{\max}$ noktasında ölçülen doza oranıdır.

$$\text{TMR} = D_d / D_{\max} \quad [2.4]$$

TMR tanımı, TPR'nin $d_{\max}$ 'a normalize edilmesi ile elde edilen özel bir durumudur.



Şekil 2.13. TPR ve TMR 'nin şematik gösterimi

SAR kavramı

Fantomda verilen bir d derinliğindeki saçılan dozun, aynı noktada havadaki doza oranıdır. SAR'lar ortamda saçılan dozu hesaplamak amacı ile kullanılır. Fantomda bir noktadaki saçılmış doz, o noktadaki (toplam doz-birincil doz)'a eşit olduğundan matematiksel olarak verilen alandaki TAR ve 0x0 alan arasındaki TAR farkına eşittir.

$$\text{SAR}(d, r_d) = \text{TAR}(d, r_d) - \text{TAR}(d, 0) \quad [2.5]$$

Burada $\text{TAR}(d, 0)$, saçılmış radyasyonun olmadığı demetin birincil bileşenini temsil eder.

SMR kavramı

Ortamdaki saçılmış dozun hesabını yapabilmek için ortaya konmuş bir büyüklüktür. Fantomda verilen bir noktadaki saçılmış dozun, $d_{\max}$ 'ta aynı noktadaki efektif birincil doza oranıdır. Effektif birincil doz [(bir derinlikteki doz) - (fantom saçılması)] dur.

2.3.3. İzodoz dağılımları

Radyasyon demetinin üç boyutta meydana getirdiği derin doz dağılımını, merkezi eksen derin doz dağılımı tek başına karakterize edemez, bu yüzden izodoz dağılımlarına gerek duyulur. Absorblanan dozun hacimsel veya düzlemsel değişimlerini verebilmek için dağılımlar, izodoz eğrileri ile tanımlanır. İzodoz eğrileri eşit doz alan noktalarını birleştirilmesi ile elde edilir. Merkezi eksenden yanlara uzaklığın ve derinliğin bir fonksiyonu olarak dozun değişimini gösterir. Herhangi bir derinlik için merkezi eksenindeki doz, en yüksek doza sahiptir ve alan kenarlarına doğru azalmaktadır.

İzodoz dağılımları genellikle tedavi cihazına, ışın kalitesine, alan boyutuna ve SSD'ye bağlı tanımlanır. Bunların dışında kullanılan alan şekillendirici bloklar, demet düzenleyiciler, vücut konturundaki doku eksiklikleri ve ışınlanan hacim içerisindeki inhomojeniteler izodoz dağılımlarını etkileyen faktörlerdir.

2.4. Üç Boyutlu Tedavi Planlama Sistemleri

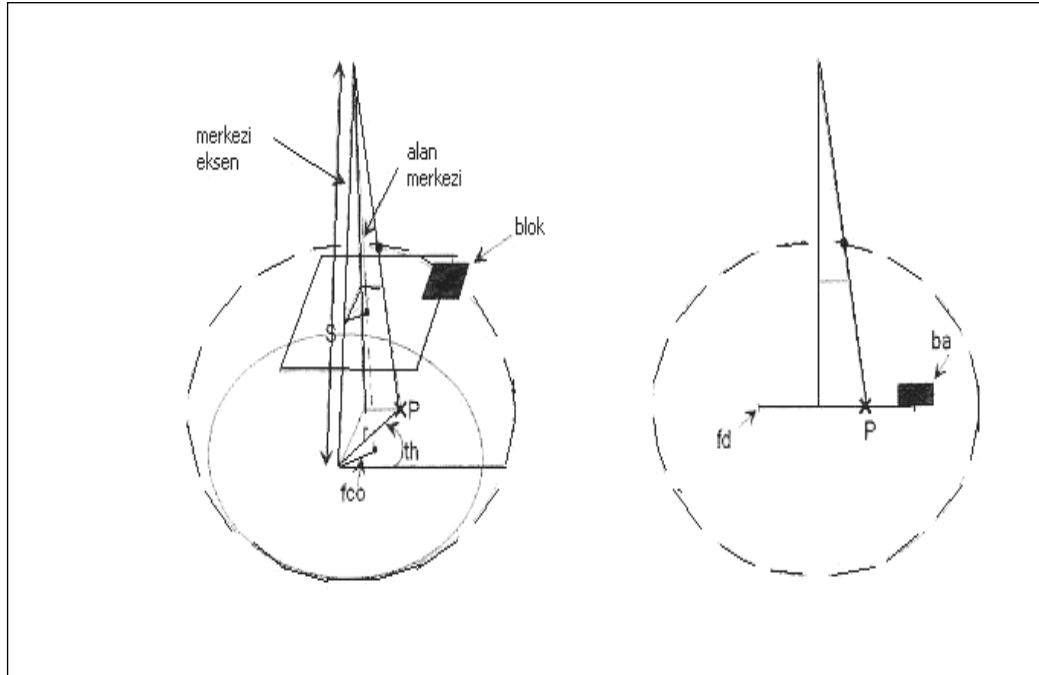
Dokuda soğurulan dozu bulmak için çeşitli hesaplama yöntemleri vardır. Bu yöntemlerin hepsi de yukarıda anlattığımız büyüklükleri farklı şekillerde kullanarak hasta için, ışınlayacağımız dokulardaki soğurulan dozları hesaplamamızı sağlar. Bu hesaplamalar, hem birincil foton demetinden gelen, hem de doku içerisindeki ikincil etkileşimlerden gelen katkıya dayandığı için oldukça karmaşıktır. TPS'ler ile hasta için uygun doz planı yapılırken sistemler kendi içlerindeki algoritmalar ile bu karmaşık hesabı yaparlar. TPS'lerdeki doz hesaplama algoritmaları ölçüm tabanlı ve model tabanlı yaklaşımlar olarak sınıflandırılırlar. Her iki yaklaşımdaki algoritmanın da hesap yapabilmesi için kullanılacağı tedavi cihazı ile ilgili mekanik ve dozimetrik temel parametrelerin öncelikle ölçülmesi gereklidir. Bu çalışmada her iki yaklaşım için de örnek algoritmalar ve bunların demet enerjisine ve tedavi edilen anatomik yapıya bağlı olarak değişimi incelenecektir. CMS Tedavi Planlama Sistemi içerisinde ölçüm tabanlı yaklaşıma örnek olarak en çok kullanılan Clarkson Algoritması ve model tabanlı yaklaşıma örnek olarakta Fast Fourier Transform (FFT) Convolution algoritmasıdır. Ölçüm tabanlı algoritmalar, doku yoğunlukları açısından homojen olmayan anatomik yapılarda saçılan radyasyonun etkisini tam ve doğru olarak hesaplayamazlar. Model tabanlı algoritmalar, ölçüm tabanlı olanlar ile mukayese edildiklerinde homojen olmayan dokuların etkisi için, saçılan radyasyon üzerinde yoğunluk ölçekleme metodu ya da farklı yaklaşımlar kullanarak hesaplama yapabilirler (8).

2.4.1. Doz hesaplama algoritmaları

Clarkson algoritması; hasta içindeki doz dağılımını simüle etmek için hasta verileri, tedavi makinesi verileri ve set-up bilgilerini kullanır. Hasta bilgisi hastanın tedavi edilmek istenen bölgesine ait bağıl elektron yoğunluğu bilgisini içermektedir. Bağıl elektron yoğunluk değerleri, ilgili bölgenin CT verileri tedavi planlama bilgisayarına girilmek sureti ile bulunabileceği gibi, literatürde de organlar için tanımlanmış olan bağıl elektron yoğunluğu değerleri kullanılabilir. Tedavi makinesine ait veriler, her

bir enerji için ayrı ayrı olmak üzere, kare alanların geniş bir aralıkta, farklı derinliklerde merkezi ekseninde derin dozlarının ve off-axis profillerinin elde edilmesine ve bu verilerin TPS'ye girilmesine dayanır. Sisteme tanımlanan bu veriler ile %DD, TAR, TPR ve TMR'ler belirlenir. Set-up bilgileri ise hastanın tedavi masası üzerindeki yatış pozisyonuna göre demetin pozisyonunu ve eğer kullanılıyorsa demet düzenleyicilere ait bilgileri içermelidir (5).

3-B bir anatomik yapı için enine (transvers), boyuna (sagittal) ve yanlamasına (coronal) düzlemler mevcuttur. Bu algoritma sadece enine düzlemdeki, merkezi eksen kabul ettiği tek bir kesitte hastanın anatomisine ait verileri kullanır ve tüm alan, merkezi kesitin aynı olan homojeniteye sahip kesitlerden oluşuyormuş gibi kabul ederek hesabını yapar. Homojen bir yapı için saçılma hesapladığını varsaymaktadır. İlave olarak, hastanın dış konturu üzerindeki doku eksikliklerini de hesaba katmaz. Hastadaki homojen olmayan yapılar (akciğer ve kemik gibi), bolus, demet düzenleyiciler olan wedge, kompensatör ve koruma blokları için merkezi eksen üzerindeki birincil radyasyon bileşeni için değişimi hesaba katar.



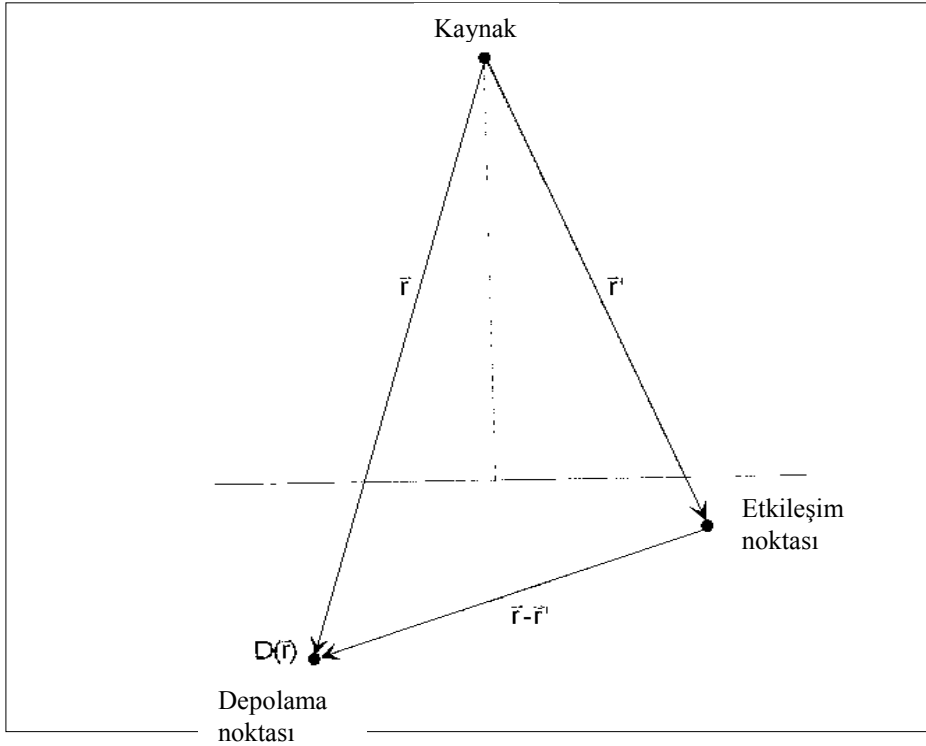
Şekil 2.14. Clarkson algoritmasının geometrik gösterimi

Bu algoritmada doz, birincil ve saçılan dozların toplamı şeklinde, d derinliğinde bir düzlemdeki (x,y) noktasında hesaplanır.

$$D(x,y,d) = \Phi(x,y) [\text{TAR}(0,d_{\text{eff}}) + \text{SAR}(x,y, d_{\text{eff}})] \quad [2.6]$$

Burada TAR, belli bir (x,y) noktasında tanımlanan d_{eff} derinliğinde merkezi eksenindeki doku-hava oranıdır. SAR, ise belli bir (x,y) noktasında ve d_{eff} derinliğinde tanımlanan saçılmanın havaya oranıdır. Clarkson algoritması, her bir ışın için etkin yol boyunca birincil ve saçılan dozları hesaplayarak doku inhomojenitelerinin etkisini hesaba katar. Dolayısıyla merkezi eksen dışındaki saçılmalar üzerinde düzeltme yapamadığı için, farklı elektron yoğunluğuna sahip anatomik yapıları aynı alan içinde tedavi etmek istediğimizde bizi gerçek sonuca götürmeyeceği düşünülmektedir (9).

FFT Convolution algoritması, hasta içerisinde birincil ve saçılan radyasyonun taşınması, hastanın cilt konturu üzerindeki eksiklikler ve düzensizlikler, doz üzerine homojen olmayan dokuların etkisi ve düzensiz bloklanmış alanlar ile MLC ile şekillendirilmiş tedavi alanlarının hesabında ölçüm tabanlı algoritmalara benzemez. Bu algoritma, ölçülen verilerin modifiye edilmesini sağlamaktan daha çok , hasta içindeki dozu hesaplamakta temel fizik prensiplerini kullanırlar (5).



Şekil 2.15. FFT Convolution algoritmasının geometrik gösterimi

Convolution algoritması, Mackie T.R. tarafından ortaya konmuş ve çok enerjili spektrumlarda Papanikolau tarafından geliştirilmiştir (10). $D(\mathbf{r})$ ile gösterilen $\mathbf{r}$ noktasındaki soğurulan dozdur ve bir Convolution hücre (kernel)'si ile birim kütle başına aktarılan toplam enerji (TERMA)'nin ifade edilmesidir. Bu hücre birincil foton etkileşiminin olduğu bölgede, birim hacim başına bırakılan bağıl enerjiyi gösterir.

$$D(\mathbf{r}) = \int_V \int_E dE \cdot d^3 r' \cdot \mu \rho(\mathbf{r}', E) \cdot d\Phi(\mathbf{r}', E) / dE \cdot A(\mathbf{r} - \mathbf{r}', E) \quad [2.7]$$

Burada μ/ρ ; kütle azaltma katsayısı, $d\Phi(\mathbf{r}', E) / dE$; $\mathbf{r}'$ konumunda spektrumdaki enerji akışı ve $A(\mathbf{r} - \mathbf{r}', E)$; Convolution kernel'indeki enerji dağılımıdır (5).

Papanikolau, dört boyutlu integrasyonu basitleştirmek için uzaysal integrasyondan enerji integrasyonunu ayırdı ve doz yaklaşımını kullanarak,

$$D(\mathbf{r}) = \int_V T(\mathbf{r}') H(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d^3 \mathbf{r}' \quad [2.8]$$

burada $T(\mathbf{r}')$ TERMA dağılımıdır.

$$T(\mathbf{r}') = \int_E dE \cdot \mu \rho(\mathbf{r}', E) \cdot d\Phi(\mathbf{r}', E) / dE \quad [2.9]$$

şeklinde ifade edilir (5).

FFT Convolution algoritması, doz dağılımları üzerine doku kayıplarının ve heterojenitenin etkilerini hesaplar. FFT Convolution algoritmasında, doz depolama hücreleri kartezyen koordinatlarda bulunurlar ve tüm uzay üzerinde yerleri sabittir.

2.4.2. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması

Konformal radyoterapi yeni bir tedavi metodu yaklaşımı değildir. Koruma bloklarının yerleştirilmesi, alan boyutlarının seçilmesi, demetin yönlendirilmesi, kama filtrelerin ve uygun ışın ağırlıklarının kullanılmaları hedef hacme mümkün olan en yüksek dozu verirken sağlıklı dokunun istenmeyen radyasyondan korunmasını sağlar. Bu yaklaşım prensipte radyoterapinin temelidir. Son 10-15 yıl süresince teknolojiye ilerlemeler üç boyutlu (3-B) konformal radyoterapinin önemini artırmaktadır (11).

3-B konformal radyoterapi, 3-B planlanan hedef hacme verilmesi mümkün olabilecek en yüksek tedavi dozunu verebilmektir.

Bu teknolojik başarı;

1. BT (Bilgisayarlı Tomografi), MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) gibi görüntüleme sistemlerinin kullanımı ile hedef hacmin uygun şekilde tanımlanabilmesi,

2. 3-B TPS'lerin klinikte kullanımı ile, her hastanın tedavi edilecek hacmine uygun alan şekli oluşturabilmek ve güvenilir bir şekilde 3-B doz dağılımlarının hesaplanabilmesi,
3. Radyoterapi merkezlerinde modern tedavi cihazlarının kullanılması ve iyonlaştırıcı radyasyonun şekillendirilmiş demetler olarak güvenli ve tekrarlanabilirliğinin sağlanarak verilebilmesi,
4. Bu cihazların yoğun kalite güvenilirliği programlarının uygulanması ile mümkündür.

3-B tedavi planlamasında planlama ve hastaların tedaviye alınması aşamaları aşağıda belirtildiği gibidir;

1. 3-B'da hedef hacim ve risk altındaki organların lokalizasyonu
 - Hastanın sabitlenmesi
 - BT tarayıcı ve görüntülemenin diğer çeşitleri
 - Hedef ve diğer organların çizilmesi
2. 3-B tedavi planlaması
 - BEV görüş açısı
 - 3-B doz hesaplaması
 - Doz-hacim histogramları
 - Tümör kontrol olasılığı ve normal doku komplikasyon olasılığının hesaplanması.
3. 3-B tedavi planının verilmesi
 - Tedavi pozisyonunun doğrulanması için DRR (Digitally Reconstructed Radioaograph - Dijital Olarak Oluşturulmuş Radyograf)
 - Tedavi parametrelerinin tedavi cihazına transferi
4. Plan belgeleri
 - Demet parametreleri
 - İzodoz dağılımları
 - Niceliğe bağlı doz ve hacim bilgisi

Üç boyutluda hedef hacim ve risk altındaki organların lokalizasyonu

Hastanın sabitlemesi

Hastayı sabitlemek ve her tedavide pozisyonunun devamlılığını sağlamak için her hastaya özel olarak sabitleme yapılmalıdır. (örneğin; baş maskesi, vücut maskesi, alpha cradle, vakumlu yataklar, vb).

BT tarayıcı ve görüntülemenin diğer çeşitleri

Hasta BT odasında tedavi masasının üstüne uyumlu, düzleştirilmiş BT masasına kendisi için yapılmış olan sabitleme sistemi ile yatırılır. BT odasındaki lazerler kullanılarak hasta ayarlaması (set-up) yapılır. BT'si alınacak bölge için hazırlanmış olan protokole göre BT kesitleri alınır. Spiral BT ünitelerinin hızlı ve doğru BT bilgisi için önemli olduğu kabul edilir. Tedavi planlaması için BT bilgileri tedavi planlamasına mevcut olan yöntemlerden biri ile aktarılır (Dicom, Mod, scanner).

MRG, BT'den daha iyi yumuşak doku ve normal doku görüntüsü verir. Tedavi planlamasında BT'nin tercih edilmesinin nedeni, BT görüntüsünün x-ışınları ile oluşturulması, her bilgi setindeki hacim elemanının (voxel) bir CT sayısına karşılık gelmesidir. CT sayısı bağıl azaltma katsayısıdır. CT sayıları hava için -1000' den, kemik için +1000 ' e kadar ve su eşdeğeri 0 olacak şekilde bir aralıktadır. CT sayıları HU (Hounsfield Units-Hounsfield Birimi) şeklinde adlandırılan bir biçimde normalize edilirler (1).

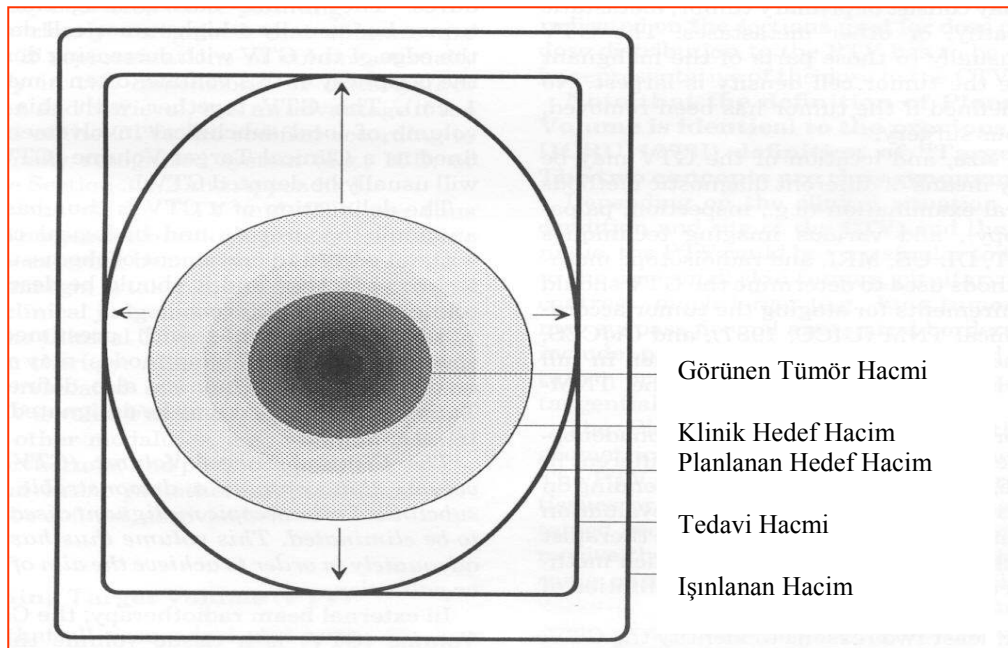
$$H = \frac{\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}}{\mu_{\text{su}}} \times 1000 \quad [2.10]$$

Burada μ , lineer azaltma katsayısıdır. Böylece H, suyun azaltma katsayısının % 0,1'lik bir değişimini göstermektedir.

Hedef ve diğer organların çizilmesi

Başarılı bir konformal tedaviyi gerçekleştirmenin en önemli ve en zor adımı hedef hacim ve risk altındaki organların yüzeylelerinin çizilmesidir.

ICRU 62 raporunda, hedef ve diğer organların simülasyon, planlama ve tedavide kullanılan kliniksel hacim tanımlamaları verilmiştir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Hedef ve diğer organların simülasyon, planlama ve tedavide kullanılan kliniksel hacim tanımlamaları

GTV (Görünen tümör hacmi), malign (habis, kötü huylu) büyümenin tamamının elle muayenede teşhis edilebilen, gözle veya görüntüleme yöntemleri ile görülebilen tümör büyüklüğüdür.

SD (Subclinical Disease, mikroskobik hastalık), görüntüleme yöntemleri ile görüntülenemeyen mikroskobik tümör uzanımıdır.

CTV (Klinik hedef hacim), görüntüleme yöntemleri ile belirlenen tümör ve mikroskobik tümör uzanımı için riskli bölgeleri içine alan hacim olarak belirlenir.

$$CTV = GTV + SD$$

IM (Internal margin, iç emniyet payı), organ hareketliliğine karşı verilen emniyet payı

PTV (Planlanan hedef hacim), klinik hedef hacme ilave bir emniyet payı bırakılarak tanımlanır. CTV'ye emniyet payı bırakılarak PTV'nin tanımlanmasının nedeni ise, tedavideki ayar (set-up) hatalarından ve organ hareketliliğine bağlı belirsizliklerden dolayı CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içerisinde kalmasını sağlamaktır.

TV (Tedavi hacmi), bir izodoz yüzeyi tarafından tamamen sarılmış hacimdir ki, lokal kür temini için önemlidir.

IV (Işınlanan hacim), normal doku toleransı göz önüne alınarak ışınlanan hacimdir ki, tedavi hacminden daha büyüktür.

Tedavi alanı içerisine giren risk altındaki organlar, tedavi alanı boyunca her BT kesitinde girilmelidir.

Riskli organlar, hedef hacim içinde yer alan, radyasyona son derece duyarlı olan ve tedavi planlamasını etkileyen böbrek, karaciğer, medulla spinalis, göz lensi vb. organlardır.

Konturlama işlemi tedavi planlama sisteminin yazılımına göre ya elle ya da otomatik olarak gerçekleştirilir. Genellikle tümör hacminin elle girilmesi tercih edilirken, vücut konturu, akciğerler ve kemik yapıları otomatik olarak konturlanır. Otomatik konturlama yapılan yapılar her BT kesitinde kontrol edilmeli ve gerektiğinde düzeltme yapılmalıdır.

Yeni teknolojide, geliştirilmiş bilgisayar algoritmalarının da otomatik ve yarı otomatik konturlama modları mevcut olup bu sayede konturlama için kaybedilen zaman ortadan kaldırılmış olmaktadır.

PTV'nin şekli GTV ve CTV'nin boyut ve şekline bağlıdır. PTV'yi oluştururken bırakılan emniyet payları, pozisyon belirsizliklerinin asimetrik yapısı göz önüne alınarak tanımlanmalıdır. Yani CTV etrafındaki PTV emniyet payları düzgün olmayabilir.

PTV ve normal doku yapılarının tedavi planlaması için tel çerçeve veya katı yapılar gibi bilgisayar ekranında görülmelidir. Yapılar arasında farklı renkler kullanılmalıdır.

BT çekilirken hasta cildine veya maske üzerine yerleştirilen radyoopak işaretleyiciler planlamada koordinatların belirlenmesi için gereklidir. BT, 3-B konformal radyoterapi için veri görüntüsünün temel kaynağıdır. Bununla beraber, MRG, SPECT, PET'ten elde edilen bilgiler de BT bilgilerini tamamlayan bilgiler olarak önem kazanmaya başlamıştır.

Üç boyutlu tedavi planlaması

Konformal radyoterapide tedavi planlaması önemlidir ve bu 3-B doz hesaplamasının yanında, bunun doğrulanmasını da içermelidir.

3-B tedavi planlaması için en önemli araçlardan birisi tedavi planlama sistemindeki BEV (Beam's Eye View, Kuşbakışı Görünüm)'dir. Bu, hastanın anatomisinin radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakıyormuş gibi görünmesini sağlar. Böylece BEV, demetin nokta kaynaktan çıktıktan sonra açılmasını göz önüne alarak, hedef hacim ve risk altındaki organlara blokların ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesini sağlar.

Tedavi planlama sisteminde konturu çizilen yapılar, BEV perspektifinden görülebilmelidir.

Tedavi alanları yerleştirilirken planlama sisteminin ekranında gantri, masa, kolimatör açıları, kolimatör çene pozisyonları gibi parametreler izlenebilmelidir. Tedavi planlama sisteminin ekranında planın transvers, koronal, sagittal görüntüleri ve 3-B görüntüsü görülmelidir.

Enerji, kama filtre, ışın ağırlıkları seçilerek plan yapılmalı. Bundan sonra planın 3-B doz dağılımı hesaplatılmalıdır. 3-B doz dağılımı değerlendirilmeli ve istenen izodoz dağılımının PTV'yi tam içine alıp almadığı kontrol edilmelidir. Daha sonra transvers ve oblik planlarda da doz dağılımı kontrol edilmelidir. Eğer izodoz dağılımı PTV'yi tam olarak sarıyorsa fraksiyon sayısı, verilmesi gerekli tedavi dozu ve izodoz eğrisi seçilmelidir.

Üç boyutlu tedavi planının verilmesi

Plan tamamlanıp, değerlendirilip kabul edildikten sonra BT görüntülerinden DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) oluşturulur. DRR, 3BKRT (3 Boyutlu Konformal Radyoterapi)'nin uygulanabilmesi için gerekli ve faydalıdır. DRR, 3B tedavi planının set-up'ında bir referans görüntü görevi görür. Burada DRR'nin görevi bir simülasyon filminin benzeridir. DRR görüntüleri lazer kameralar kullanılarak film üzerine çıktı alınıp, hasta dosyasında saklanabilir ve tedavi planında kullanılan alanlar, DRR'dan kontrol edilebilir. Eğer yüksek çözünürlüklü DRR elde edilemiyorsa doğrulama simülasyonları faydalı olacaktır. Bunun için hasta simülasyona alınır. Hasta simülasyona alınmadan önce tedavi planlama sisteminde kabul edilen plan bir ağ aracılığı ile simülatöre aktarılır. Konformal radyoterapi uygulanan merkezlerde, tüm sistemlerin birbirine ağ sistemi ile bağlı olması tedavideki başarıyı arttırır ve hataları minimuma indirir. Simülatöre aktarılan plana göre hasta simüle edilir ve simülasyon filmleri alınır.

İlk tedaviden önce hastanın tedavi ünitesinde 3 boyutlu plan ile tanımlanan parametrelere göre set-up'ı yapılır. Port filmler çekilir ve elde edilen port filmler DRR veya simülatör filmleri ile karşılaştırılır. Bunun yapılmasındaki amaç, hastaya doğru pozisyon verilip verilmediğinin kontrolüdür. Port film çekimi haftada en az bir kere yapılmalıdır.

Doz-hacim histogramları (DVH)

DVH'lar planın değerlendirilmesinde önemli rol oynar. Tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların, differansiyel ve kümülatif doz-hacim histogramları elde edilir. Bu histogramlarda; bir plan için GTV, PTV, risk altındaki organların aldıkları doz değerlendirilebilir ve buna göre en uygun plan seçilir.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Materyal

3.1.1. Tedavi cihazı

Elekta marka, Precise MLC 80 model lineer hızlandırıcı cihazın 6 MV ve 18 MV enerjili x-ışını demetleri kullanılmıştır.

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan lineer hızlandırıcı, eşmerkezli tedavi yapabilen 6 ve 18 MV enerjili x-ışını ve 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV enerjili altı ayrı elektron demeti üretebilen bir sistemdir. Hızlandırıcı yapısı Şekil 2.1'de gösterilmiştir. İzomerkezde 1 cm genişliğe sahip 40 çift yapraktan oluşan multilif kolimatör sistemine sahiptir.



Resim 3.1. Elekta, Precise 80 MLC model lineer hızlandırıcı cihazının görünümü

3.1.2. Fantom

Randofantom

Bu çalışmada, tam bir insan modeli olan erkek tip bir randofantom kullanılmıştır. Randofantomda baş, boyun, thorax, abdominal bölge ve pelvis bölgesi mevcuttur. Baş bölgesinden itibaren 2,5 cm lik enine kesitler halinde toplam 35 kesitten oluşmuştur. Bu kesitlerin çalışmalar esnasında rahat taşınması ve kaymalara karşı sıkıştırılabilmesi açısından bir platform üzerinde tutulmaktadır. Normal bir insanda olduğu gibi tüm iç organları ve kemik yapılarına sahiptir ve bağlı elektron yoğunlukları açısından literatür ile uyumludur.



Resim 3.2. Randofantom

RW3 Katı fantom

Katı fantomlar fiziksel yoğunlukları bakımından su eşdeğeri (1 gr/cm^3) olup, homojen bir yapıya sahiptirler. Bu çalışmada dozimetrik olarak film kullandığımız için öncelikle filmlerin referans koşullarda kararma-doz grafikleri çizildi. Referans olarak kabul ettiğimiz bu durum için filmler her iki enerjide de katı fantomların arasına ışın aksına paralel olacak şekilde yerleştirildi ve 10 cm x 10 cm alanda 10 cm derinlikte izomerkezde 200 cGy doz okuyacağımız şekilde her iki x-ışını enerjisi içinde ışınladı.



Resim 3.3. Katı fantomlar ile referans koşulların oluşturulması

3.1.3. Dozimetre

Tedavi planlama sisteminde hesaplatılan verilerin gerçek dozlarla uyumunun karşılaştırılması için Kodak EDR-2 marka ready-pack filmler kullanılmıştır. Bu filmler daha sonra PTW-SensiX model sensitometre ve PTW-DensiX model dansitometre kullanılarak değerlendirilmiştir.



Resim 3.4. Film dozimetre sistemi

3.1.4. Bilgisayarlı tomografi (BT)

Randofantomun radyoloji bölümünde bulunan, HU kalibrasyonu açısından kontrolü yapılan Toshiba marka BT cihazı ile 5 mm aralıklarla enine kesitlerdeki görüntüleri alınmıştır. Bu görüntüler online olarak bölümümüzdeki tedavi planlama sistemine transfer edilmiştir.

3.1.5. Tedavi planlama sistemi (TPS)

BT'den gelen görüntüler CMS marka XiO model 3-B bilgisayarlı tedavi planlama sistemine aktararak burada uygun şekilde konturlama yapılmış ve tedavisi planlanmıştır.

3.2. Metod

3.2.1. Randofantomun konturlanması

BT'den gelen enine kesitlerin her biri, önce dış görünümünü üç boyutlu olarak oluşturacak şekilde konturlandı. Daha sonra, bu kesitlerin içerisindeki yapılar baş bölgesinde; kafatası (kranium) kemiği, sinuslar, orbita, optik sinir, lens, boyunda; servikal vertebra kemikleri ve bunların içinden geçen medulla spinalis, trakea, göğüs kısmında; thorakal vertebralar ve akciğerler, abdomino-pelvik bölgede ise lomber vertebralar, sakrum ve pelvis kemikleri konturlanmıştır.



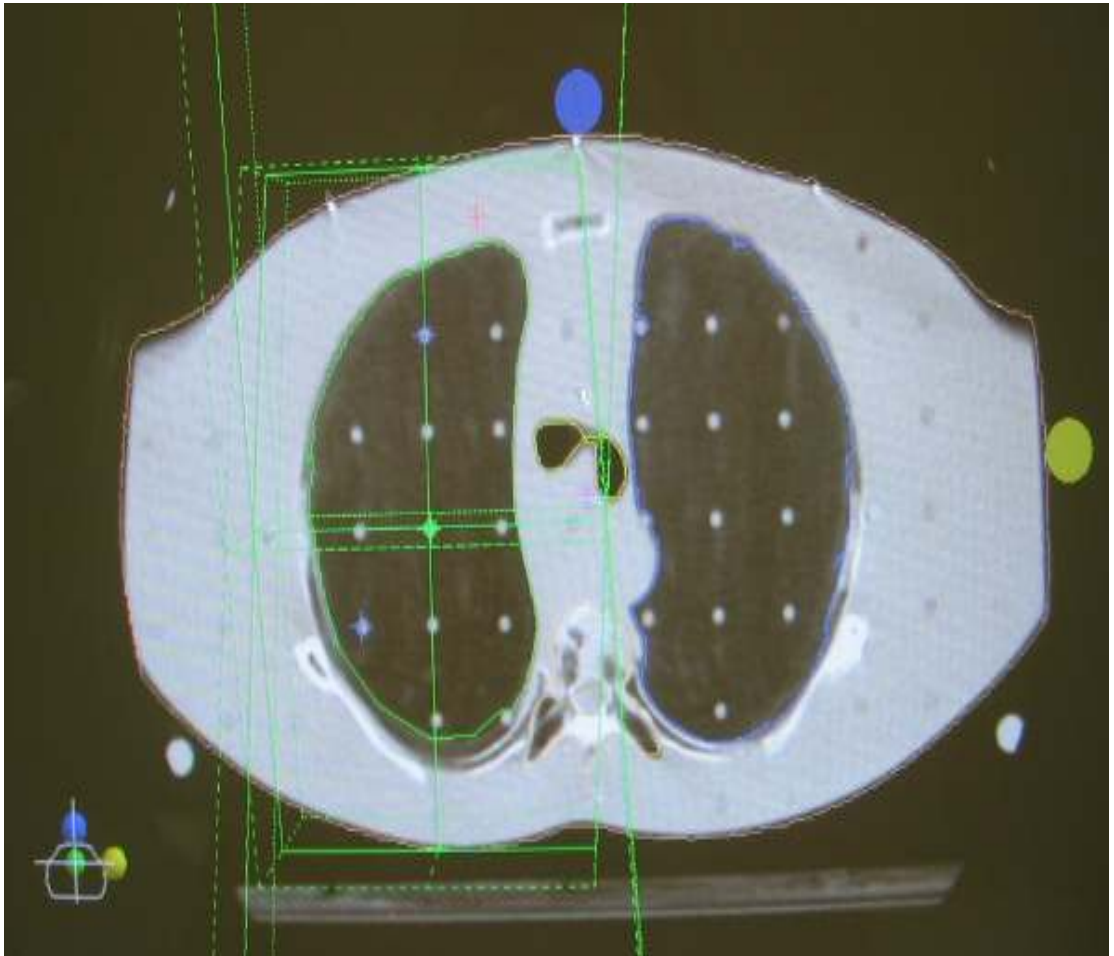
Şekil 3.1. TPS'de randofantomun konturlanmış hali

3.2.2. Tedavi sahalarının belirlenmesi

Bu çalışmada farklı inhomojeniteye sahip alanlar için doz hesaplama algoritmalarının doğruluklarını karşılaştırdığımız için;

Akciğer ışınlaması

Randofantomun sağ akciğerini ve mediasten bölgesini içine alacak şekilde 15 cm x 15 cm'lik bir ışın sahası ön ve arkadan iki alan açılarak izosentrik olarak ışınlanmıştır. Merkezi eksen randofantom üzerinde 14 No'lu kesit (TPS'ye göre -108.75 numaralı enine kesit)'tir. Alanların merkezinden uzaklaştıkça doz dağılımının nasıl değiştiğini gözlemlemek için üstte, 13 No'lu kesit (TPS, -106,25) ve altta 15 No'lu kesit (TPS, -111,25) te çalışmaya dahil edilmiştir. Bu işlem enerji bağımlılığı açısından da değerlendirilmek istendiği için 6 MV ve 18 MV enerjisindeki her iki x-ışını için de ayrı ayrı yapılmıştır.



Şekil 3.2. Akciğer ışınlamasının merkezi ekseninde gösterimi

Patient ID: 2006		
Name: RANDOFANTOM		
Studyset ID: 1(image)		
Description: RANDOFANTOM		
Rescaled CTs: no Air: -1000 Water: 0		
Plan ID:		
Plan description: AKCIGER ISIN/CONV./6MV		
Treatment Date: Dec 23 2005		
Beam weighting mode: Absolute dose/MU		
	Beam Number 1	Beam Number 2
Description	ON	ARKA
Machine ID	Elekta06x	Elekta06x
Collimator	Asym	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	88.8/88.8	89.7/89.8
Field defined at	Isocenter	Isocenter
Width (cm, L/R if asym)	7.5/7.5	7.5/7.5
Length (cm, U/L if asym)	7.5/7.5	7.5/7.5
Coll. Eq. Square (cm)	15.00	15.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/-0	180/-0
Couch (deg)	0	0
Isocenter/Beam entry	Iso	Iso
X, Y, Z(cm)	-6.64/-108.75/-0.91	-6.64/-108.75/-0.91
Calc algorithm	Convolution	Convolution
Weight (cGy)/No. fractions	100.0/1	100.0/1
X, Y, Z (cm)	-6.64/-108.7/-0.91	-6.64/-108.7/-0.91
Defined at	Arb.point	Arb.point
Depth; skin (cm)	11.2	10.2
Effective; skin (cm)	6.6	6.0
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0)	TPRxPSCF/PSCF(0)
At depth	1.171	1.214
At effective	1.397	1.416
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.861/1.036	0.861/1.036
Dose Output	0.852(cGy/MU)	0.852(cGy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/100.0	100.0/100.0
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0	10.0
Tray Factor(composite)	1.000	1.000
Min or MU(open/wdg)	101.05 (MU)	99.69 (MU)
Integer MU(open/wdg)	101	100

(a)

Patient ID: 2006		
Name: RANDOFANTOM		
Studyset ID: 1(image)		
Description: RANDOFANTOM		
Rescaled CTs: no Air: -1000 Water: 0		
Plan ID:		
Plan description: AKCIGER ISIN/CONV./18MV		
Treatment Date: Dec 23 2005		
Beam weighting mode: Absolute dose/MU		
	Beam Number 1	Beam Number 2
Description	ON	ARKA
Machine ID	Elekta18x	Elekta18x
Collimator	Asym	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	88.8/88.8	89.7/89.8
Field defined at	Isocenter	Isocenter
Width (cm, L/R if asym)	7.5/7.5	7.5/7.5
Length (cm, U/L if asym)	7.5/7.5	7.5/7.5
Coll. Eq. Square (cm)	15.00	15.00
Gantry/Coll angle (deg)	0/-0	180/-0
Couch (deg)	0	0
Isocenter/Beam entry	Iso	Iso
X, Y, Z(cm)	-6.64/-108.75/-0.91	-6.64/-108.75/-0.91
Calc algorithm	Convolution	Convolution
Weight (cGy)/No. fractions	99.7/1	99.6/1
X, Y, Z (cm)	-6.64/-108.7/-0.91	-6.64/-108.7/-0.91
Defined at	Arb.point	Arb.point
Depth; skin (cm)	11.2	10.2
Effective; skin (cm)	6.6	6.0
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0)	TPRxPSCF/PSCF(0)
At depth	1.187	1.211
At effective	1.352	1.366
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.829/1.017	0.829/1.017
Dose Output	0.982(cGy/MU)	0.982(cGy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/100.0	100.0/100.0
Ref. Depth or Dmax(cm)	10.0	10.0
Tray Factor(composite)	1.000	1.000
Min or MU(open/wdg)	92.00 (MU)	91.00 (MU)
Integer MU(open/wdg)	92	91

(b)

Şekil 3.3. Akciğer ışınlanması tedavi özetleri (a) 6 MV (b) 18 MV

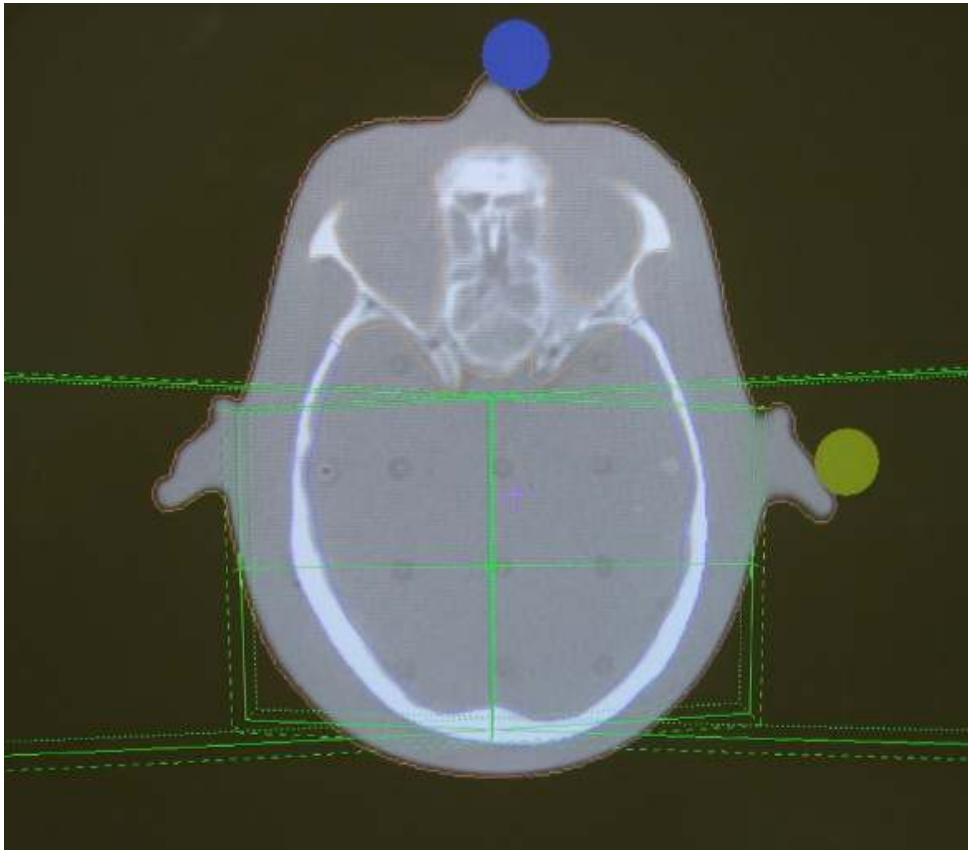
Her iki enerji için de ayrı ayrı; belirlenen BT kesitlerinde (-108,75, -106,25, -111,25), her iki algoritma (Clarkson ve Convolution) için doz dağılımları hesaplatılmış ve izomerkez (0. cm), 6. cm ve -3. cm de doz profilleri mesafe (cm)-doz (cGy) olacak şekilde çizdirilmiştir. Bu algoritmaların hangisinin gerçekteki dozu daha doğru olarak hesapladığını kontrol etmek için de randofantomda aynı konuma karşı gelecek şekilde enine kesitlerin arasına filmler, düzgün bir şekilde yerleştirilmiş ve koordinatları tespit edilmiştir. TPS’de bir algoritma referans kabul edilerek (Convolution Algoritması), bu sürelerde ve planlanan alanlardan filmler ışınlanmıştır. Işınlanan filmler referans grafikler aracılığı ile kararmadan doza dönüştürülmüş her iki algoritma için de, hesaplanan ve ölçülen değerler açısından karşılaştırılmıştır.



Resim 3.5. Akciğer alanına yerleştirilmiş filmler

Kranium ışınlaması

Randofantomun kafa bölgesi 10 cm x 10 cm alan boyutlarında sağ yan (270^0) ve sol yan (90^0) gantri açıları ile izosentrik olarak ışınlanmıştır. Bu tedavi sahası için merkezi kesit 3 no'lu kesit (TPS'ye göre -108,75)'tir. Burada da bir üst 2 no'lu (-78,75) kesit ve bir alt kesit 4 no'lu (-83,75) kesit çalışmaya dahil edilmiştir. Kranium ışınlamasının seçilme nedeni kranium kemiğinin suya göre bağlı elektron yoğunluğunun 1,5 civarında olmasıdır. Bu durum, elektron yoğunluklarının farklılığını belirginleştirip, homojen olmayan yapıların farkının belirlenmesinde ayırıcı olacağını düşündürmektedir.



Şekil 3.4. Kranium ışınlamasının merkezi eksende gösterimi

Bu tedavi planı her iki x-ışını enerjisinde de enerjiye bağımlılığı ortaya koymak açısından tekrarlanmıştır.

Patient ID: 2006 Name: RANDOFANTOM Studyset ID: 1(image) Description: RANDOFANTOM Rescaled CTs: no Air: -1000 Water: 0 Plan ID: Plan description: KRANIUM/CONV./6MV Treatment Date: Dec 23 2005 Beam weighting mode: Absolute dose/MU		
	Beam Number 1	Beam Number 2
Description	SAG	SOL
Machine ID	Elekta06x	Elekta06x
Collimator	Asym	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	92.5/92.6	92.1/92.1
Field defined at	Isocenter	Isocenter
Width (cm, L/R if asym)	5.0/5.0	5.0/5.0
Length (cm, U/L if asym)	5.0/5.0	5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	270/-0	90/-0
Couch (deg)	0	0
Isocenter/Beam entry	Iso	Iso
X, Y, Z (cm)	-0.70/-81.25/-2.10	-0.70/-81.25/-2.10
Calc algorithm	Convolution	Convolution
Weight (cGy)/No. fractions	100.0/1	100.0/1
X, Y, Z (cm)	-0.70/-81.25/-2.10	-0.70/-81.25/-2.10
Defined at	Arb.point	Arb.point
Depth; skin (cm)	7.4	7.9
Effective; skin (cm)	8.2	8.3
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0)	TPRxPSCF/PSCF(0)
At depth	1.276	1.253
At effective	1.221	1.216
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.861/1.000	0.861/1.000
Dose Output	0.806 (cGy/MU)	0.806 (cGy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/100.0	100.0/100.0
Ref. Depth or Dmax (cm)	10.0	10.0
Tray Factor (composite)	1.000	1.000
Min or MU(open/wdg)	117.99 (MU)	118.49 (MU)
Integer MU(open/wdg)	118	118

(a)

Patient ID: 2006 Name: RANDOFANTOM Studyset ID: 1(image) Description: RANDOFANTOM Rescaled CTs: no Air: -1000 Water: 0 Plan ID: Plan description: KRANIUM/CONVOL.ALG/18MV Treatment Date: Dec 23 2005 Beam weighting mode: Absolute dose/MU		
	Beam Number 1	Beam Number 2
Description	SAG	SOL
Machine ID	Elekta18x	Elekta18x
Collimator	Asym	Asym
Setup/Dist (cm)	SAD/100.0	SAD/100.0
SSD/Wt fan SSD (cm)	92.5/92.6	92.1/92.1
Field defined at	Isocenter	Isocenter
Width (cm, L/R if asym)	5.0/5.0	5.0/5.0
Length (cm, U/L if asym)	5.0/5.0	5.0/5.0
Coll. Eq. Square (cm)	10.00	10.00
Gantry/Coll angle (deg)	270/-0	90/-0
Couch (deg)	0	0
Isocenter/Beam entry	Iso	Iso
X, Y, Z (cm)	-0.70/-81.25/-2.10	-0.70/-81.25/-2.10
Calc algorithm	Convolution	Convolution
Weight (cGy)/No. fractions	100.0/1	100.0/1
X, Y, Z (cm)	-0.70/-81.25/-2.10	-0.70/-81.25/-2.10
Defined at	Arb.point	Arb.point
Depth; skin (cm)	7.4	7.9
Effective; skin (cm)	8.2	8.3
TAR/TPR/PDD	TPRxPSCF/PSCF(0)	TPRxPSCF/PSCF(0)
At depth	1.281	1.268
At effective	1.247	1.242
PSCF(0)/PSCF(ec)	0.829/1.000	0.829/1.000
Dose Output	0.952 (cGy/MU)	0.952 (cGy/MU)
SCD/SWD (cm)	100.0/100.0	100.0/100.0
Ref. Depth or Dmax (cm)	10.0	10.0
Tray Factor (composite)	1.000	1.000
Min or MU(open/wdg)	101.63 (MU)	102.00 (MU)
Integer MU(open/wdg)	102	102

(b)

Şekil 3.5. Kranium ışınlaması tedavi özetleri (a) 6 MV (b) 18 MV

Her iki enerji için de ayrı ayrı; belirlenen BT kesitlerinde (-78,75; -81,25; -83,75), her iki algoritma (Clarkson ve Convolution) için doz dağılımları hesaplatılmış ve izomerkez (0. cm), 3. cm ve -3. cm de doz profilleri mesafe(cm)-doz (cGy) olacak şekilde çizdirilmiştir. Bu algoritmaların hangisinin gerçekteki dozu daha doğru olarak hesapladığını kontrol etmek için de randofantomda aynı konuma karşı gelecek şekilde enine kesitlerin arasına filmler, düzgün bir şekilde yerleştirilmiş ve koordinatları tespit edilmiştir. TPS'de bir algoritma referans kabul edilerek (Convolution Algoritması), bu sürelerde ve planlanan alanlardan filmler ışınlanmıştır.



Resim 3.6. Kranium alanına yerleştirilmiş filmler

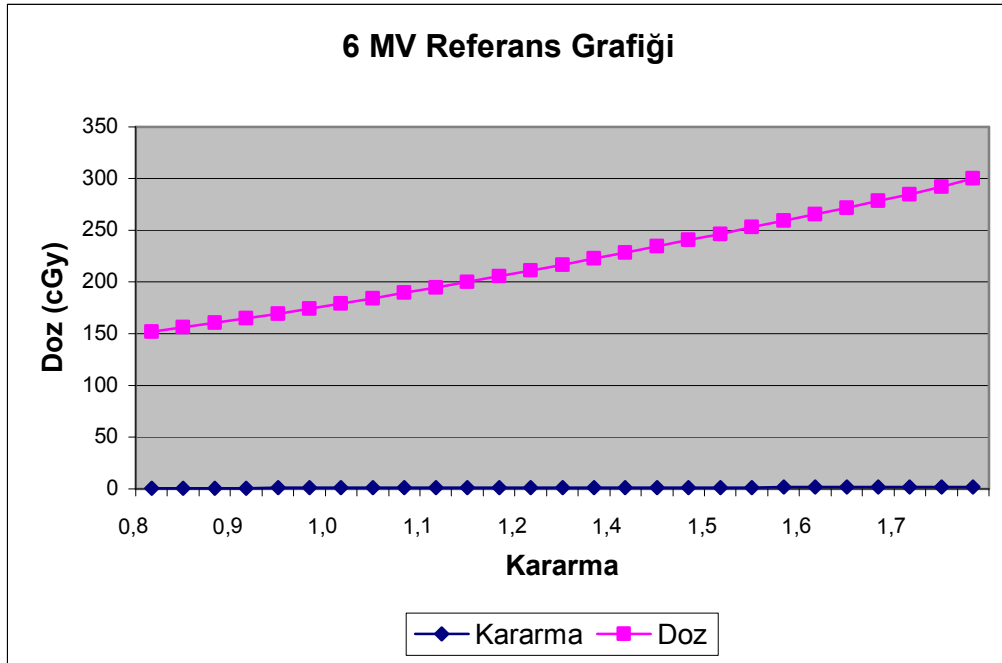
4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Film Dozimetresi için Referans Koşulların Oluşturulması

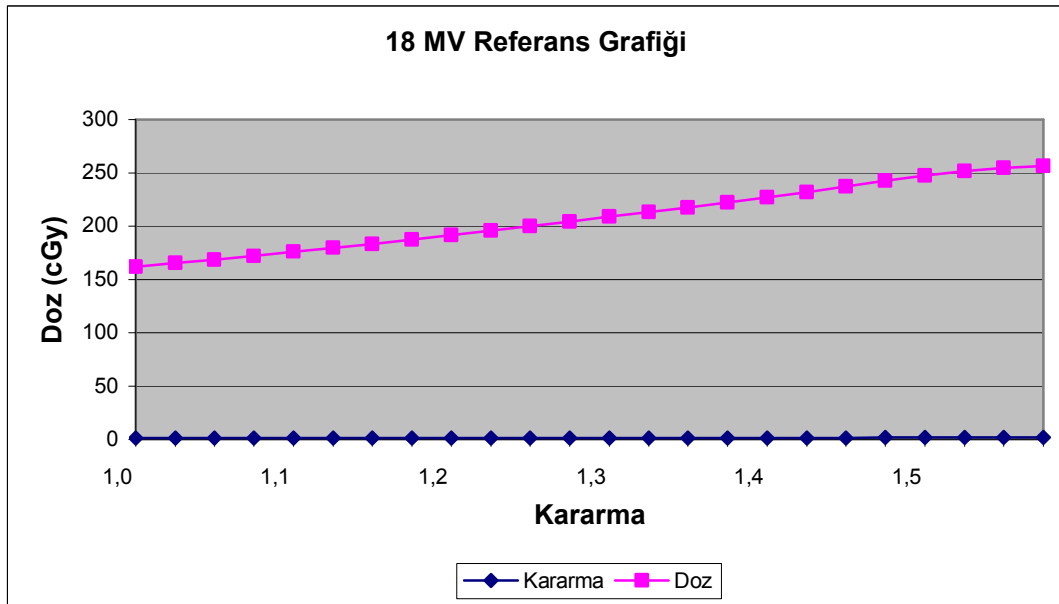
Film dozimetresi için, öncelikle filmlerin kararma-doz grafiklerinin bulunması gerekir. Bunun için yeni temizlenmiş ve solüsyonları değiştirilmiş banyo makinesinde uygun koşullarda filmler banyo edildi. Referans koşullarda ışınlanmış olan filmlerin (6 MV-18 MV) kararma değerleri, 0,5 cm aralıklarla dansitometre ile okunarak bulundu. Referans olarak kabul ettiğimiz koşullar TPS’de oluşturuldu ve 10cm x 10cm alanda 10 cm derinlikte izomerkezde 200 cGy doz okuyacağımız şekilde yaptığımız planlama üzerinde kararmasına baktığımız noktalara karşı gelen konumlarda doz okundu. Bu şekilde, her iki enerji içinde bir kararma-doz grafiği elde edildi. Her iki algoritma için de, ayrı ayrı hesaplatılan bu doz karşılıklarının $\pm$ %1 içinde aynı olduğunu gördük. Katı fantomların bağıl elektron yoğunluğu “1” olduğu için homojen alanlarda algoritmaların uyum içinde olduğu görüldü. Referans amaçlı çekilen filmlere 6 MV-248 MU (Clarkson’a göre:248,16 MU, Convolution’a göre 248,86 MU), 18 MV-211 MU (Clarkson’a göre:210,10 MU, Convolution’a göre:210,6 MU) ışın verilmiştir.

Çizelge 4.1. Referans grafiklerin Kararma-Doz (cGy) değerleri

6 MV		18 MV	
Kararma	Doz(cGy)	Kararma	Doz(cGy)
0,87	156,1	0,97	165
0,89	160,4	1	168,5
0,92	164,9	1,03	172,1
0,95	169,4	1,05	175,8
0,99	174,1	1,08	179,6
1,02	179	1,1	183,4
1,05	184	1,13	187,4
1,09	189,2	1,16	191,5
1,14	194,5	1,2	195,7
1,17	200	1,23	200
1,21	205,5	1,26	204,3
1,24	211,1	1,31	208,7
1,27	216,8	1,33	213,1
1,32	222,6	1,36	217,6
1,35	228,4	1,39	222,1
1,39	234,4	1,41	226,7
1,41	240,5	1,45	231,6
1,46	246,5	1,47	237,1
1,5	252,8	1,51	242,5



Şekil 4.1. 6 MV Doz - Kararma grafiği



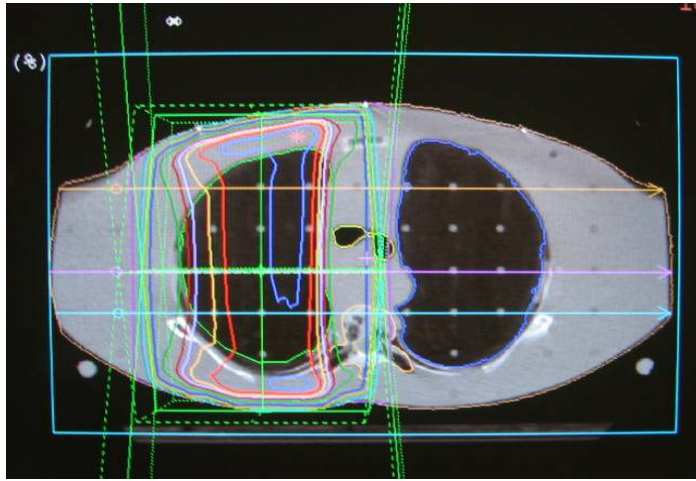
Şekil 4.2. 18 MV Doz - Kararma grafiği

4.2. TPS'deki Algoritmaların Hesapladığı Dozlar ile Film Dozlarının Karşılaştırılması

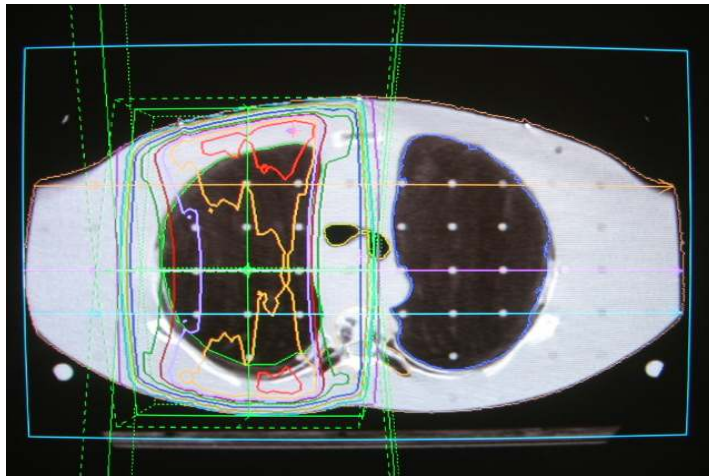
4.2.1. Akciğer ışınlaması

6 MV enerjisi ile yapılan çalışma

TPS -108,75 no'lu kesit



Şekil 4.3. 6 MV, (-108,75) no'lu kesit için Convolution algoritması'na göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.4. 6 MV, (-108,75) no'lu kesit için Clarkson algoritması'na göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

104

102

100

98

96

94

90

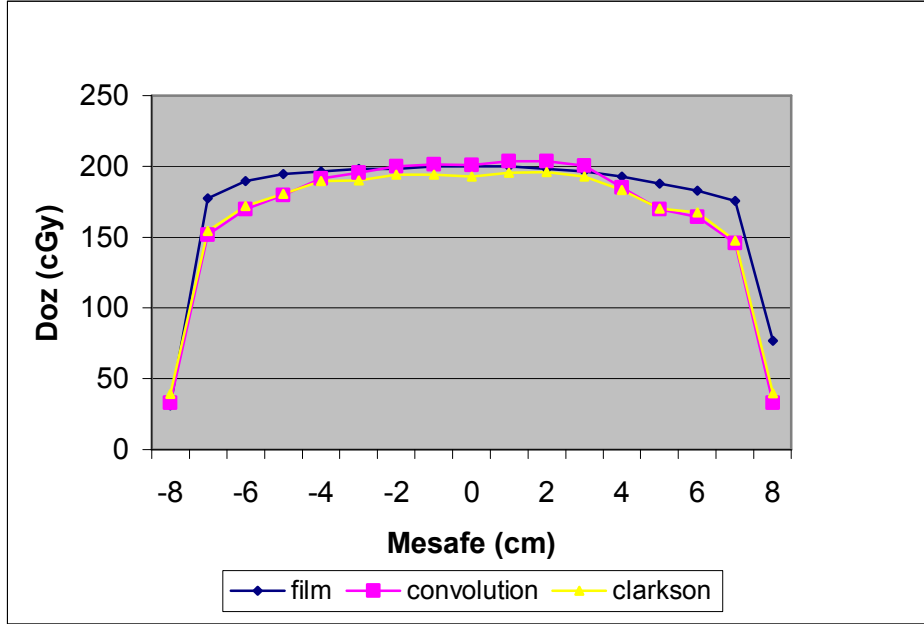
80

70

50

30

0. cm (İzomerkez)

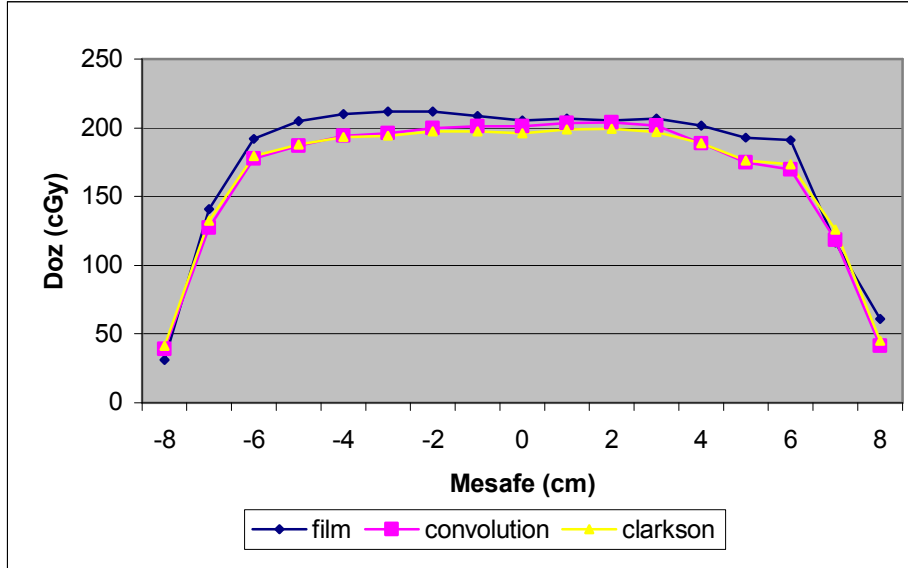


Şekil 4.5. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit, izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.2. 6 MV için (-108,75) kesit, izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
31,3	33	39,4	-8
177,4	151,5	154,3	-7
189,6	169,8	171,9	-6
194,6	179,5	180,3	-5
196,4	191,4	189,6	-4
198,2	195,3	190,1	-3
198,2	199,8	194	-2
200	201,2	194	-1
200	200,8	192,6	0
200	203,4	195,3	1
198,2	203,6	195,9	2
196,4	200,2	192,7	3
192,8	185,1	183	4
187,8	169,7	170,2	5
182,6	164,4	167,4	6
175,6	145,9	147,6	7
76,5	33	39,6	8

6. cm

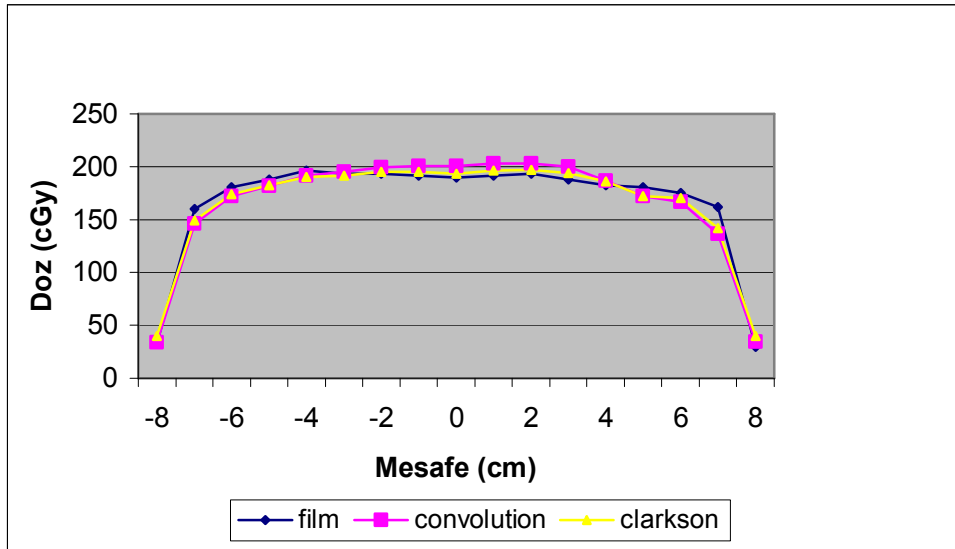


Şekil 4.6. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılması

Çizelge 4.3. 6 MV için (-108,75) kesit, (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
31,3	38,9	41,3	-8
140,9	127,1	132,4	-7
192	177,5	179,3	-6
205	186,8	187,6	-5
210	194,1	193,3	-4
212	196,2	194,2	-3
212	200	197,3	-2
208,7	201,4	197,3	-1
205,2	201,2	196	0
207	203,6	199	1
205,2	203,9	199,2	2
207	201,7	197,2	3
201,8	188,8	188,7	4
193	174,6	176,1	5
191,2	169,5	173,4	6
116,5	118,7	126,1	7
60,9	41,3	45,2	8

-3. cm

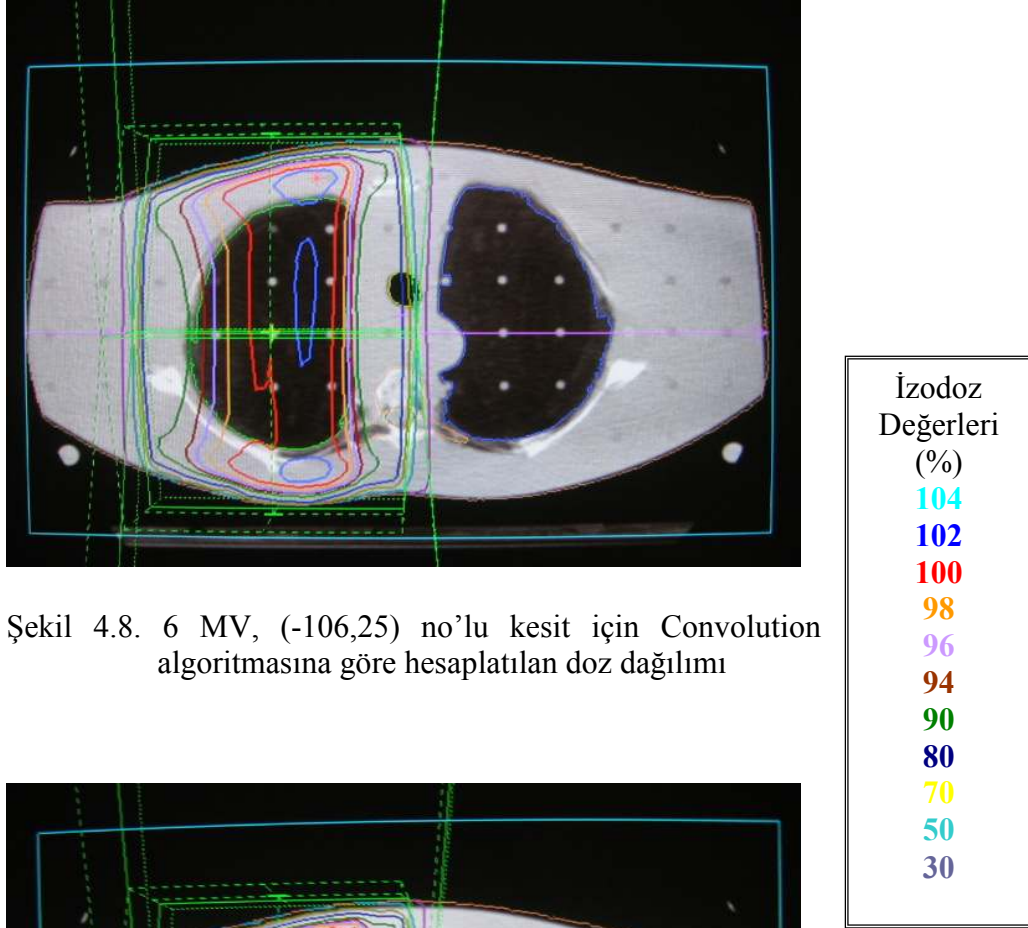


Şekil 4.7. 6 MV için (-108,75) no'lu kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

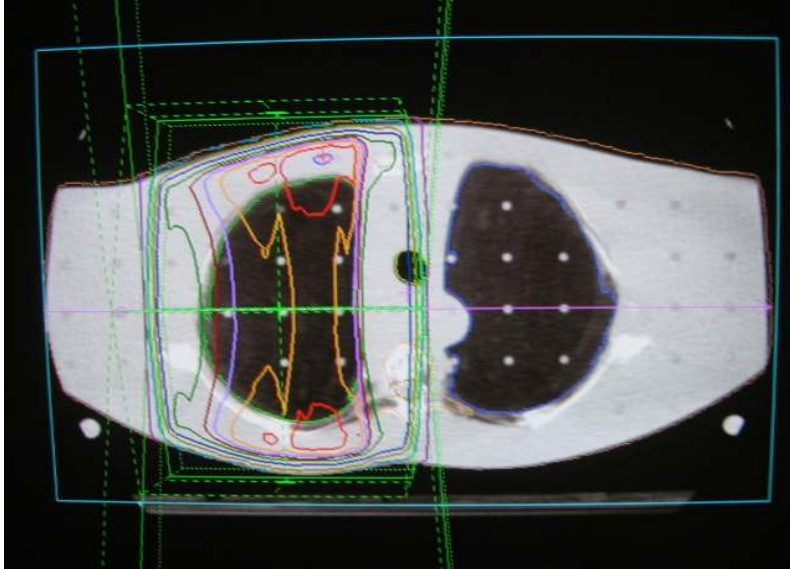
Çizelge 4.4. 6 MV için (-108,75) kesit, (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
33	34	39,6	-8
160	146,3	149,2	-7
180,8	172,1	174,2	-6
187,8	181,9	182,5	-5
196,5	191,4	190,4	-4
193,1	195	191,2	-3
193,1	199,2	195	-2
191,3	200,5	195	-1
189,6	200,4	193,5	0
191,3	202,8	196,4	1
193,1	202,9	196,7	2
187,8	199,7	194,1	3
182,6	186,3	185,8	4
180,8	171,9	172,2	5
175	166,7	170,3	6
161,7	136,7	141,8	7
29,6	34,6	40	8

TPS -106,25 no'lu kesit

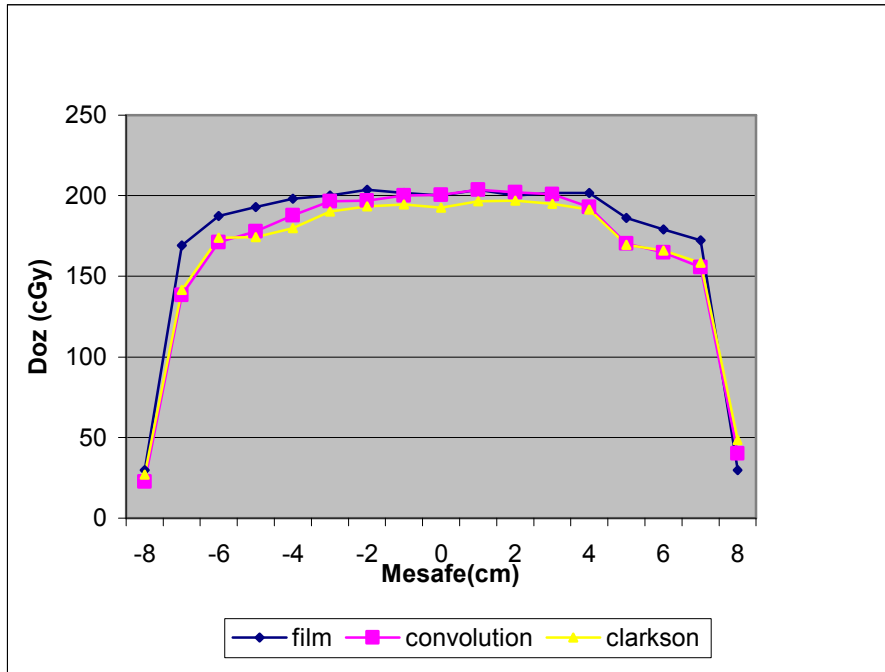


Şekil 4.8. 6 MV, (-106,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.9. 6 MV, (-106,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

0. cm

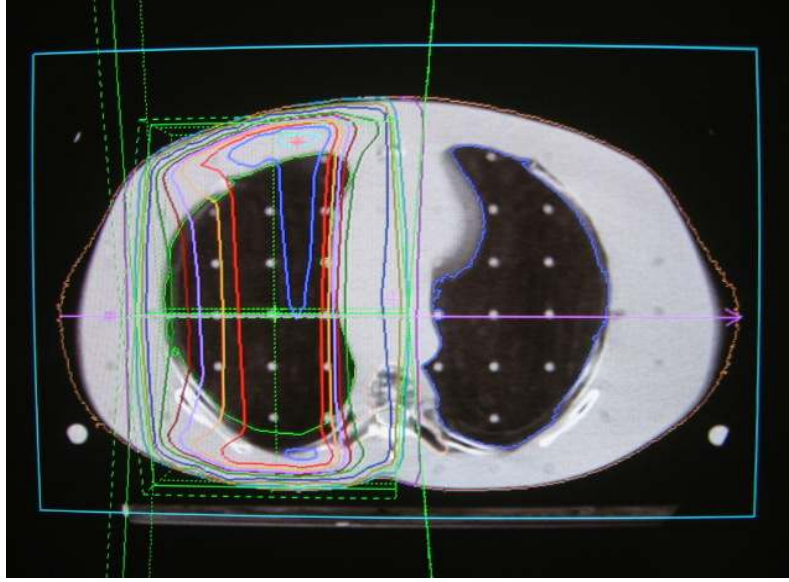


Şekil 4.10. 6 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılması

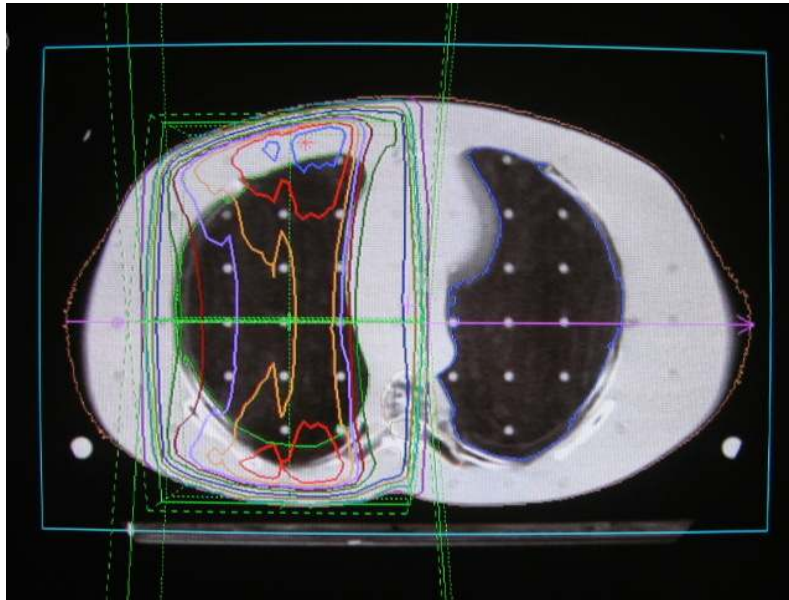
Çizelge 4.5. 6 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
29,6	22,7	26,8	-8
169	138,2	141,4	-7
187,5	171	173,8	-6
193,1	177,8	174,2	-5
198,2	187,8	180	-4
200	196,5	190	-3
203,6	197,1	193,3	-2
201,8	200,2	194,7	-1
200	200,4	192,6	0
203,6	203,6	196,4	1
200	202	197,1	2
201,8	201	194,9	3
201,8	192,9	191,5	4
186,1	170,2	169,5	5
179,1	164,7	166	6
172,2	155,8	158,6	7
29,6	40	48,3	8

TPS -11,25 no'lu kesit



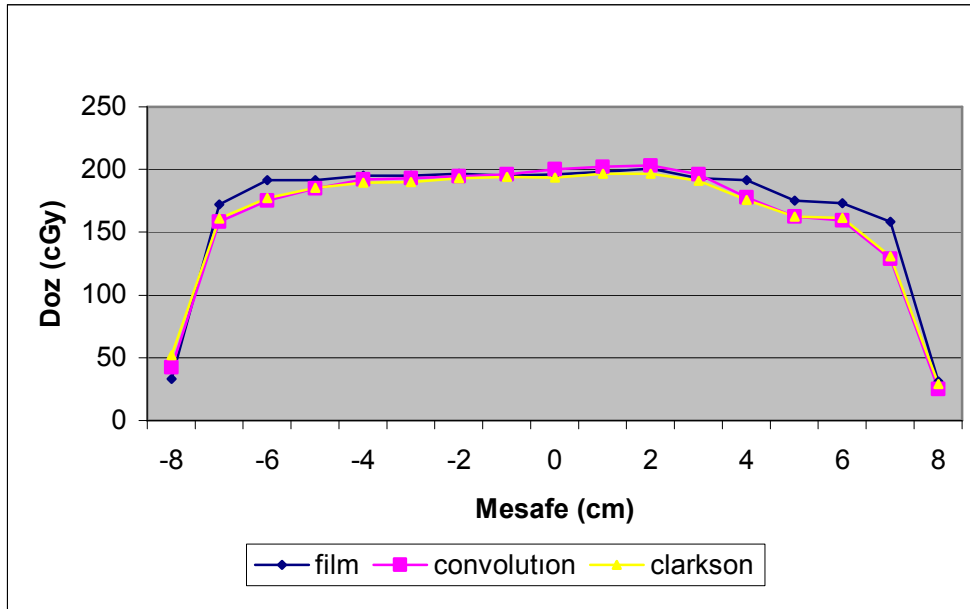
Şekil 4.11. 6 MV, (-111,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.12. 6 MV, (-111,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz Değerleri (%)
104
102
100
98
96
94
90
80
70
50
30

0. cm



Şekil 4.13. 6 MV için (-111,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.6. 6 MV için (-111,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

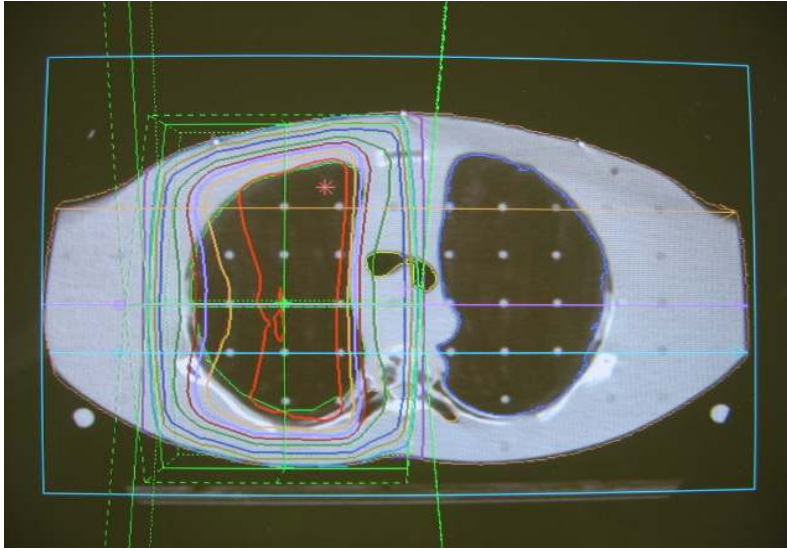
Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
33	42,2	51,7	-8
172,2	158,5	160,8	-7
191,3	174,9	177,1	-6
191,3	184,8	185,1	-5
194,8	191,8	189,6	-4
194,8	193,1	190,1	-3
196,6	194,6	193	-2
194,8	196,2	193,9	-1
196	200	193,5	0
198,2	202,1	196,6	1
200,5	203	196,4	2
193	195,8	191,1	3
191,3	177,5	175,8	4
175,1	162,3	162,3	5
173,2	159,2	161,5	6
158,2	128,6	131	7
31,2	24,9	29	8

Şekil 4.3'e ve Şekil 4.4'e bakıldığı zaman, iki algoritmanın aynı tedavi alanları için farklı doz dağılımları hesapladığı görülmektedir. Convolution algoritması, akciğer için Clarkson algoritmasına göre daha yüksek doz dağılımları göstermektedir. Bu farkın daha iyi anlaşılabilmesi için TPS -108,75 no'lu kesitte demet merkezi düzleminde (izomerkez-0. cm), bundan 6 cm üstte (6. cm) ve 3 cm aşağıda (-3. cm) olacak şekilde üç düzlemdeki doz değerlerine birer cm aralık ile bakıldığında Çizelge 4.2, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'teki değerler okunmuştur. Buna göre Convolution algoritması ile yapılan planlamada okunan değerler, film dozimetresi sonucu elde edilen gerçek değerler ile uyumludur. Clarkson ise akciğer gibi düşük elektron yoğunluğuna sahip bir yapıda dozdaki giriciliği yeterince algılayamamış ve dozu, gerçektekenden daha az gibi göstermektedir. Clarkson'a göre planlanmış bir akciğer radyoterapi sahasında, tedavi etmek istediğimiz doz değerlerine ulaşmadığımızı düşünüp doz normalizasyonlarını değiştirmemize ve gerçeğe göre hastaya fazla doz vermemize neden olabilir. Bu çalışmadaki değerlere göre izomerkezde 200 cGy almasını istediğimiz bir hasta için, Clarkson algoritmasına göre hesap yaptığımızda %3 fazla doz, Convolution algoritmasına göre ise, %0,7 eksik doz verebileceğimiz görülmektedir.

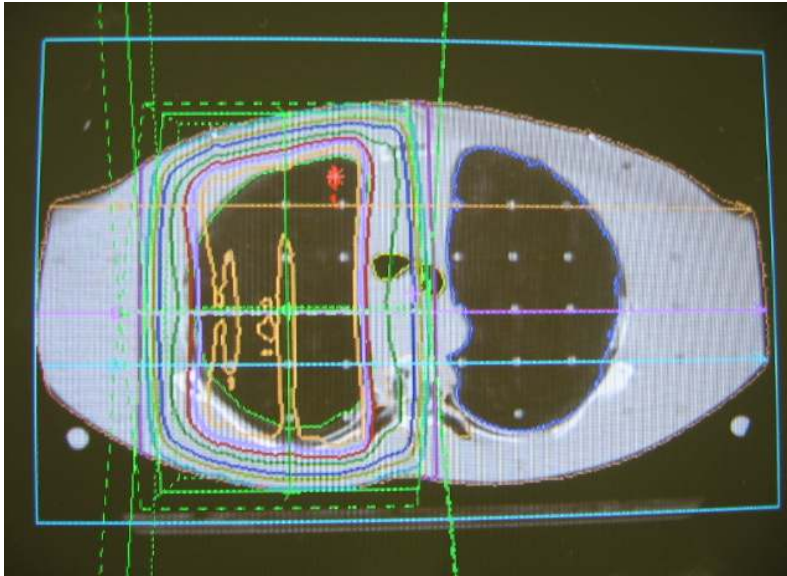
Aynı kesitte alt ve üst düzlemlerdeki doz profilleri incelendiğinde her iki algoritmanın da dozdaki azalmanın gerçek (film)'ten daha hızlı olduğunu varsaydıkları görülmektedir. Yine dikkat çekici bir durum ise, doz profillerinin alan kenarlarına gelen kısımlarında her iki algoritma da gerçektekine göre daha düşük doz değerleri göstermektedir. Ama iki algoritma arasında kıyaslama yapıldığında, model tabanlı bir algoritma olan Convolution algoritması ile yapılan bir planlamada elde edilen değerler, akciğer gibi düşük elektron yoğunluğuna sahip bir yapı için gerçekte daha uyumludur. 6 MV enerjisinde akciğer ışın sahasındaki doz dağılımını, merkezi eksenin 2,5 cm üstünde (TPS -106,25) ve 2,5 cm altında (TPS -111,25) enine kesitlerde de inceledik. Her iki kesitte de ışın merkezinin geçtiği düzlemlerde (0. cm) Convolution algoritması, akciğer dokusunun doz giriciliğinin artışıdaki etkisini Clarkson algoritmasına göre daha iyi hesaplamıştır.

18 MV enerjisi ile yapılan çalışma

TPS -108,75 no'lu kesit



Şekil 4.14. 18 MV, (-108,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.15. 18 MV, (-108,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

104

102

100

98

96

94

90

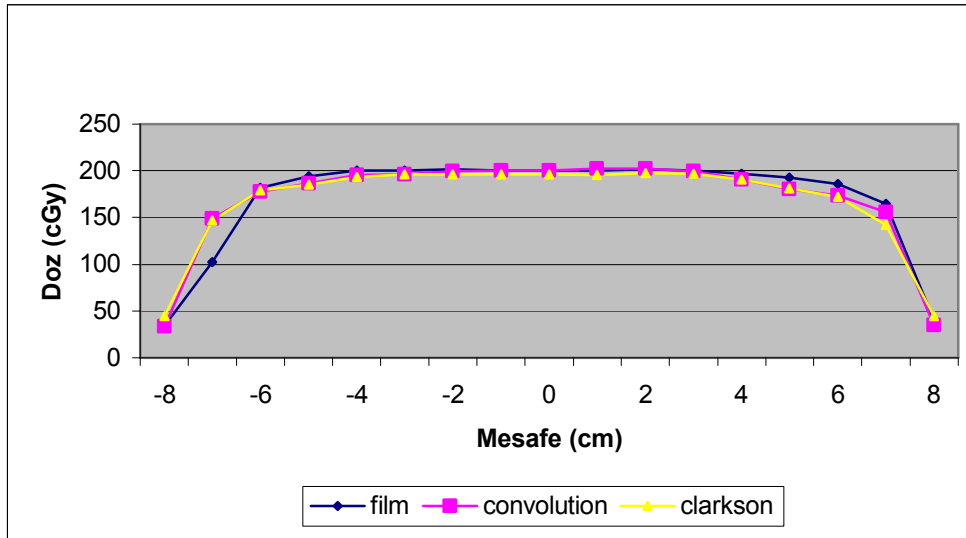
80

70

50

30

0. cm (İzomerkez)

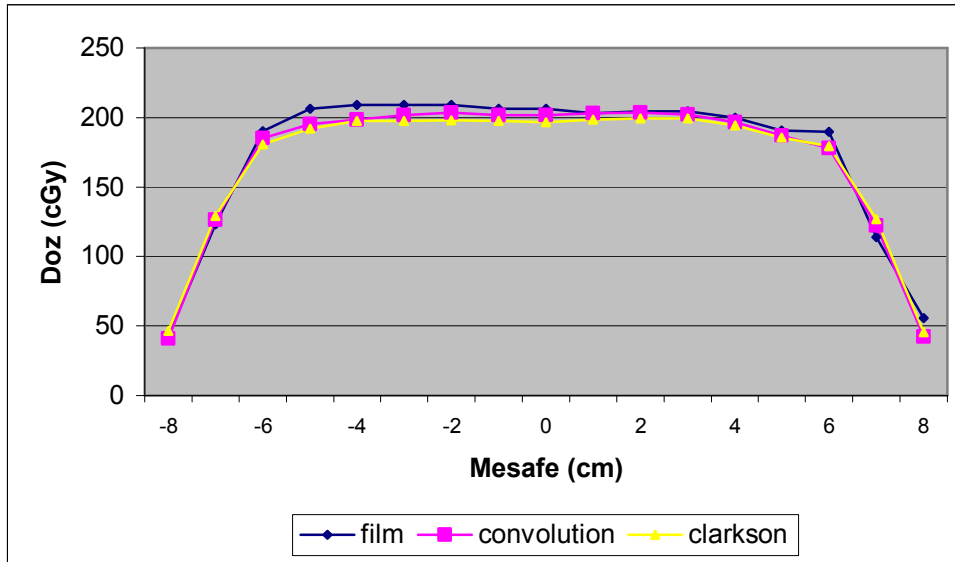


Şekil 4.16. 18 MV için (-108,75) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılması

Çizelge 4.7. 18 MV için (-108,75) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
33,9	33,65	44,2	-8
102,3	148,6	146,7	-7
181,6	177,3	179,3	-6
193,9	186,4	185,3	-5
200	195,5	193,2	-4
200	196,1	196,2	-3
201,5	199,5	196,3	-2
200	200,4	196,1	-1
200	200,1	195,8	0
200	202,1	195,3	1
201,5	202,5	197,1	2
200	199,7	196,7	3
196,9	190,5	190,4	4
192,3	180,4	181,1	5
186	173,2	172,3	6
164,7	155,6	142,2	7
40	34,5	44,6	8

6. cm

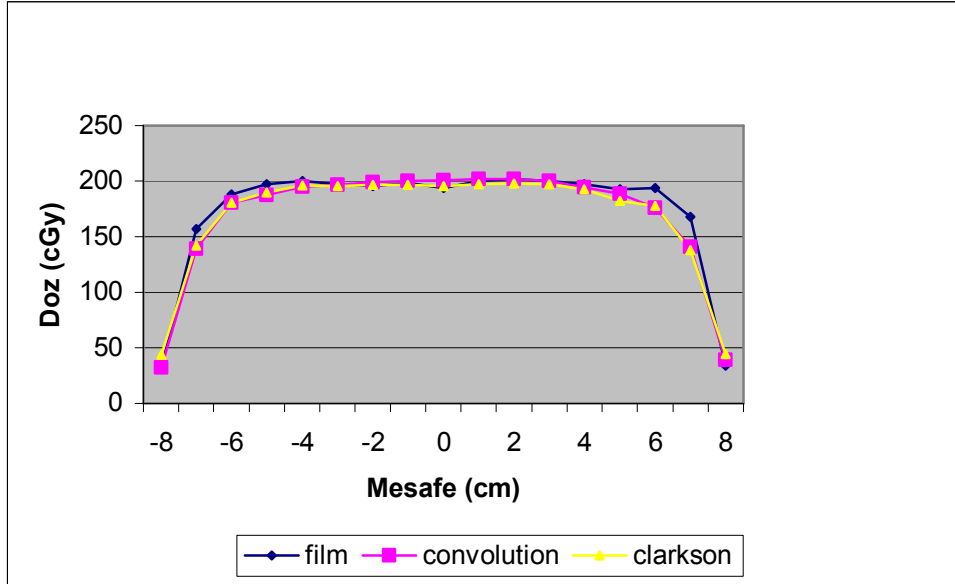


Şekil 4.17. 18 MV için (-108,75) kesit (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.8. 18 MV için (-108,75) kesit (6. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz(cGy)			Mesafe(cm)
Film	Convolution	Clarkson	
43,1	40,9	46,2	-8
123,1	126,4	129	-7
190,3	185,2	180,6	-6
206,2	195,2	192,1	-5
209,2	198,5	197,8	-4
209,2	201,6	197,7	-3
209,2	203,5	198,2	-2
206,2	201,6	197,6	-1
206,2	201,7	196,7	0
203,1	203,3	198,7	1
204,6	203,6	199,3	2
204,6	202,2	199,4	3
200	196,8	194,3	4
190,8	187,2	185,5	5
190	178	179	6
113,8	122,3	126,8	7
55,4	42,3	45,5	8

-3. cm

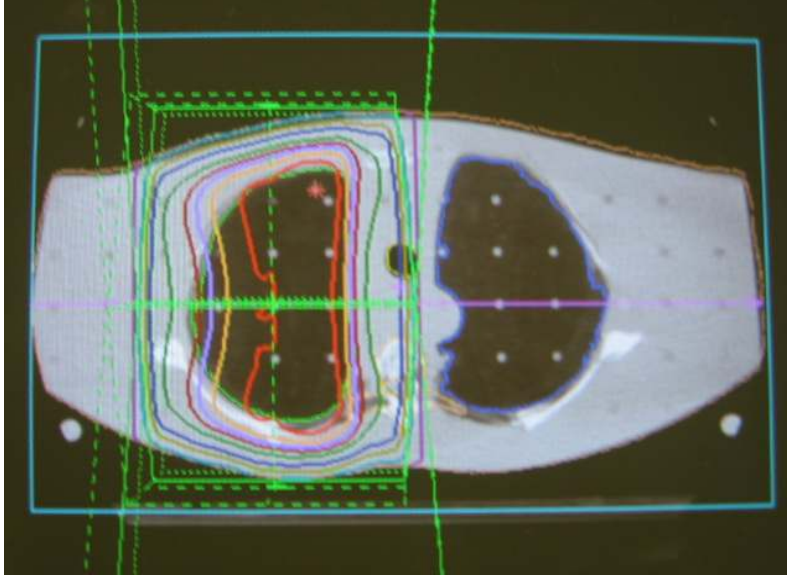


Şekil 4.18. 18 MV için (-108,75) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.9. 18 MV için (-108,75) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
32,3	31,9	43,9	-8
156,9	139,2	142,2	-7
187,7	180,3	180,4	-6
196,9	187,5	189,5	-5
200	195,1	195,7	-4
196,9	196,7	195,2	-3
195,4	199,1	196,7	-2
198,5	200,1	196,4	-1
193,8	200,3	195,2	0
200	201,7	197,1	1
201,5	202	197,9	2
200	200,1	197,1	3
196,9	194,2	192,4	4
192,3	188,4	182,2	5
193,8	175,8	177,6	6
167,7	140,6	137,9	7
33,9	38,9	44,4	8

TPS -106,25 no'lu kesit



Şekil 4.19. 18 MV, (-106,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

104

102

100

98

96

94

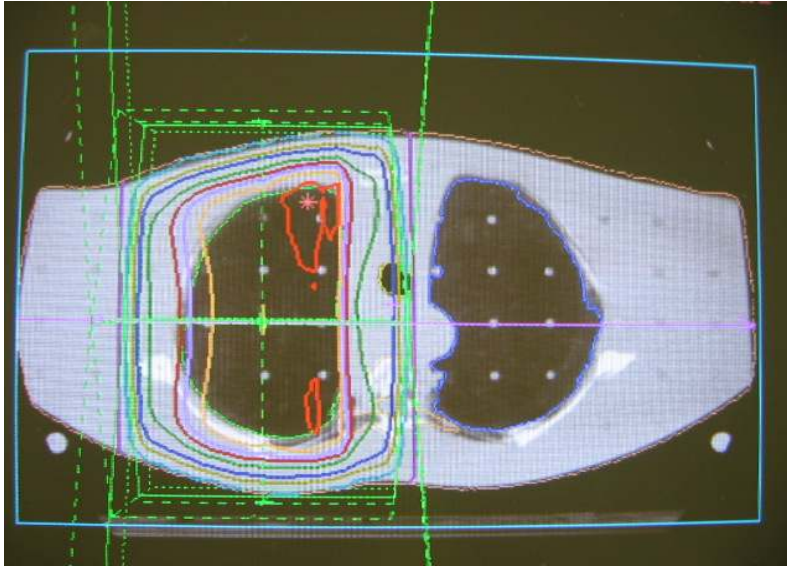
90

80

70

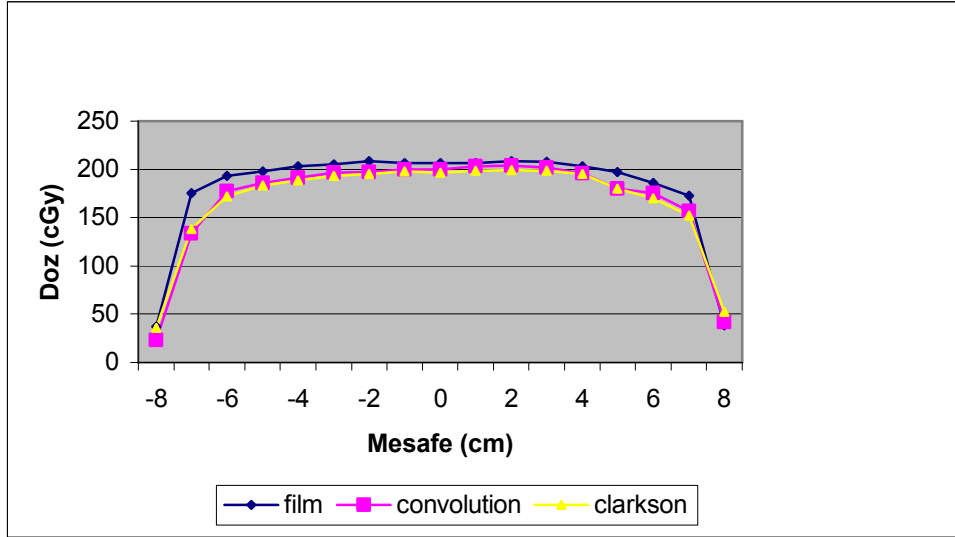
50

30



Şekil 4.20. 18 MV, (-106,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

0. cm

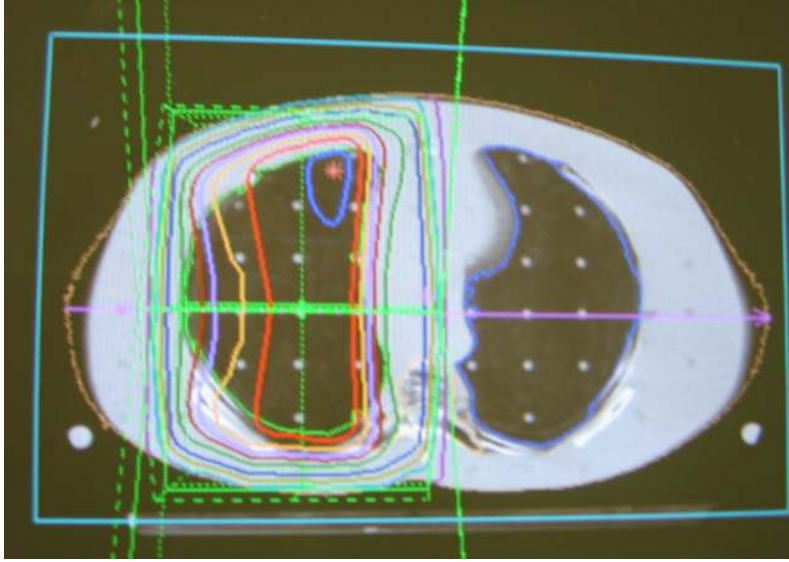


Şekil 4.21. 18 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.10. 18 MV için (-106,25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

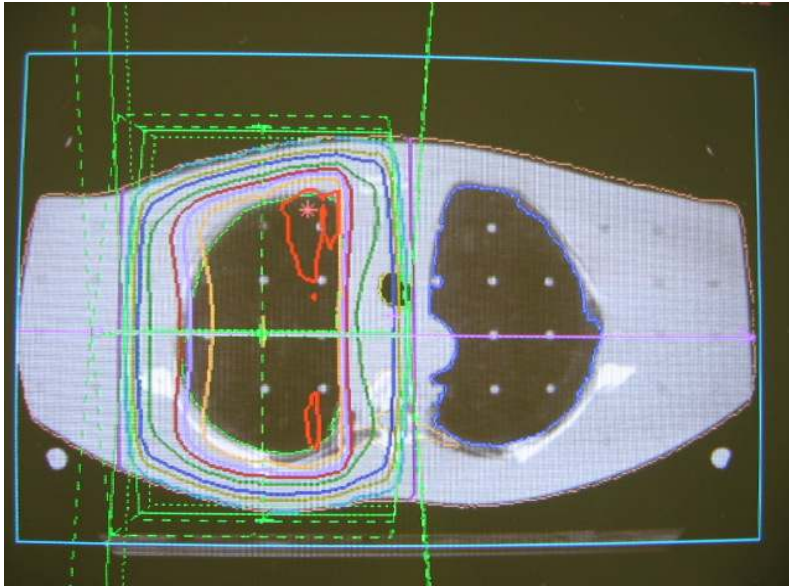
Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
36,9	23,2	35,6	-8
175,1	133,3	138,5	-7
193,3	177,4	172	-6
198	185,6	183,4	-5
203,2	191,2	188,6	-4
205,2	196,1	193,2	-3
208,4	197,4	195,1	-2
206,1	199,6	197,6	-1
206,2	199,9	196,1	0
206,2	202,9	198,4	1
208,3	203,6	199,3	2
207,7	201,5	198,3	3
203,2	195,5	195,2	4
196,9	180,1	179,8	5
185,7	175,2	170	6
172,3	156,8	152	7
38,5	41,8	52,2	8

TPS -111,25 no'lu kesit



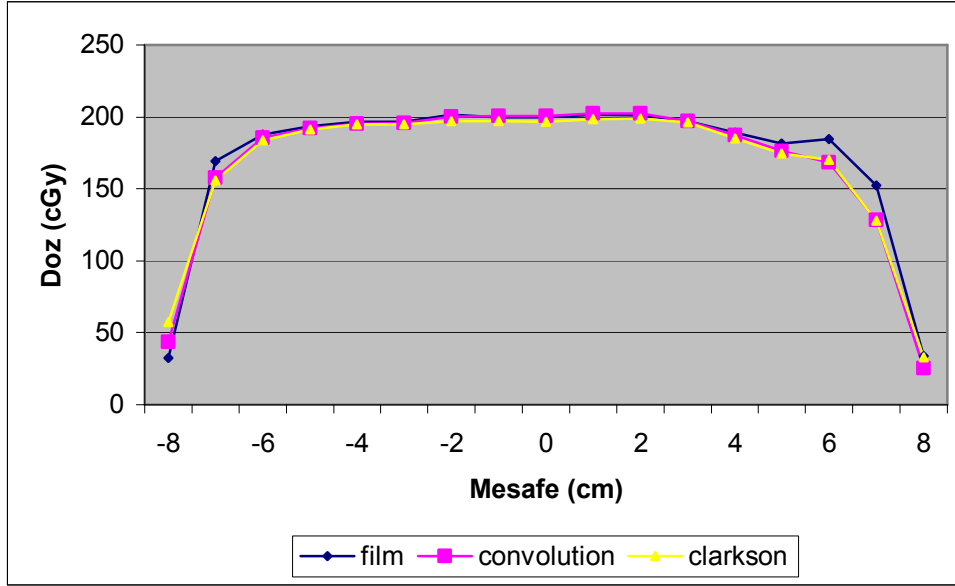
Şekil 4.22. 18 MV, (-111,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz Değerleri (%)
104
102
100
98
96
94
90
80
70
50
30



Şekil 4.23. 18 MV, (-111,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

0. cm



Şekil 4.24. 18 MV için (-111.25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.11. 18 MV için (-111.25) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe(cm)
Film	Convolution	Clarkson	
32,3	43,3	57,3	-8
169,2	157,5	155,8	-7
187,7	185,7	183,8	-6
193,8	192,1	191,2	-5
196,9	195,5	195,1	-4
196,9	196	195,1	-3
201,5	200,2	197,1	-2
199,7	200,9	197,3	-1
200	200,7	196,6	0
201,5	202,5	198,6	1
201,2	202,4	199,1	2
197,3	197,2	196,3	3
189,2	187,6	185,1	4
181,5	176,2	174,4	5
184,6	168,1	170,1	6
152,3	128,2	127,7	7
33,8	25,5	32,9	8

Şekil 4.14 ve Şekil 4.15 18 MV enerjisine göre yapılan akciğer ışınlaması için merkezi eksenindeki kesitte (TPS -108,75)doz dağılımlarını göstermektedir. Burada da Convolution algoritması Clarkson algoritmasına oranla dozları gerçeğe daha yakın hesaplamaktadır. Fakat 6 MV için yaptığımız çalışmadan bizi farklılığa götürdüğü hususlar vardır. Düşük enerji ile yaptığımız çalışmada, Convolution algoritmasının, çalışmaya dahil edilen düzlemlerdeki doz profilleri üzerinde yer yer, gerçek dozdan biraz daha fazla doz değerleri hesap ettiği noktalar gözlemlemiştik. Burada ise her iki algoritma da, genel olarak gerçek doz değerlerinden daha düşük doz değerleri hesaplamıştır. Convolution algoritması yaklaşık olarak %1 daha az doz değerleri hesaplarken, Clarkson algoritmasında bu oran %2-2,5 dolayındadır.

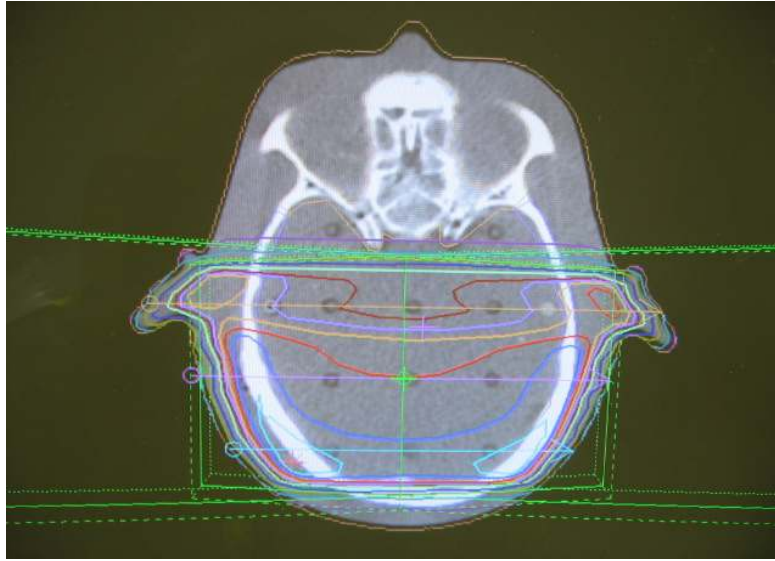
Enerji arttıkça, iyonlaşmanın azalması ve giriciliğin artması beklenen bir durumdur. Bu etki yaptığımız çalışmada görülmektedir.

18 MV için yapılan çalışmada, alan kenarlarındaki doz düşüşünün, 6 MV enerjideki gibi belirgin olmadığı çizelgelerdeki nümerik değerlerden ve bunlara bağlı olarak çizilen grafiklerden görülmektedir. Her iki algoritma da, doz profillerinin alan kenarlarına gelen kısımları için gerçek doza yakın bir doz azalması hesaplamıştır.

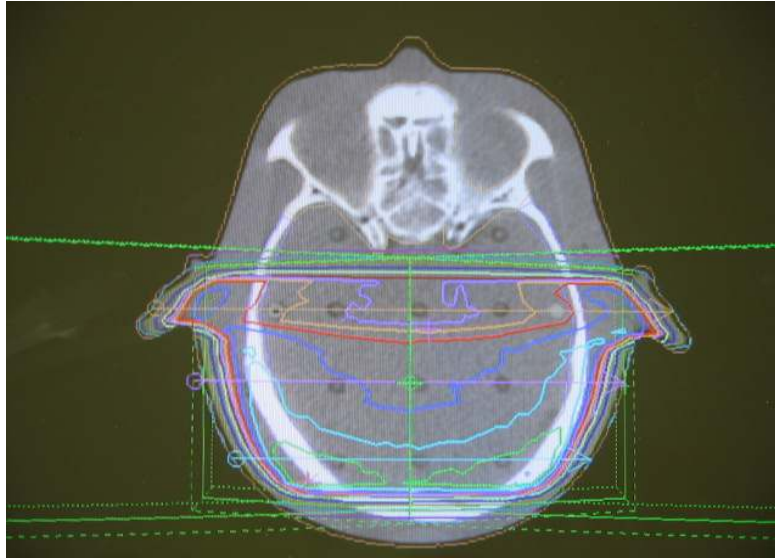
4.2.2. Kranium ışınlaması

6 MV enerjisi ile yapılan çalışma

TPS -81,25 no'lu kesit (İzomerkez)



Şekil 4.25. 6 MV, (-81,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.26. 6 MV, (-81,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

110

108

106

104

102

100

98

96

94

90

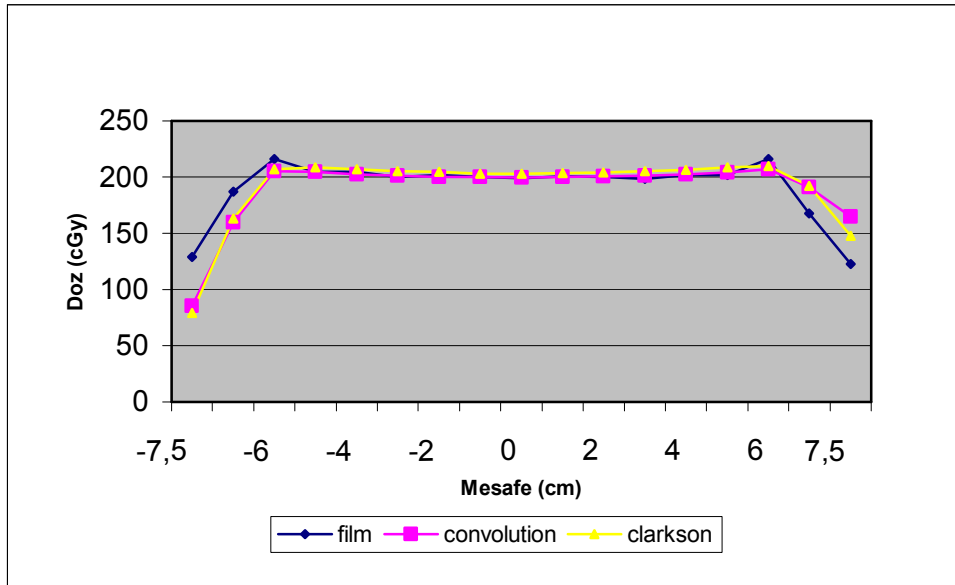
80

70

50

30

0. cm (İzomerkez)

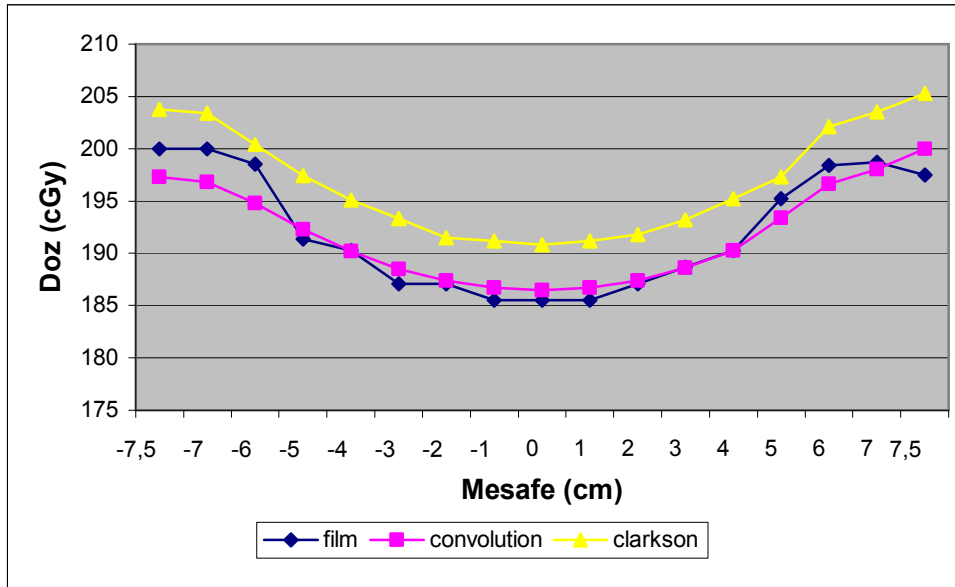


Şekil 4.27. 6 MV için (-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.12. 6 MV için (-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz(cGy)			Mesafe(cm)
Film	Convolution	Clarkson	
129	85,3	78,9	-7,5
187,1	159,9	163,1	-7
216,1	205,2	206,7	-6
204,8	204,5	208,3	-5
204,8	202,2	206,6	-4
200	201	204,9	-3
201,6	200,2	204,3	-2
200	199,8	203,1	-1
199	199,6	202,9	0
200,7	199,8	203,5	1
200	200,4	204,1	2
198,4	201,2	205,1	3
201,6	202,4	206,5	4
201,6	203,9	208,5	5
216,1	206,9	209,9	6
167,7	191,1	191,8	7
122,6	164,6	147,5	7,5

3. cm

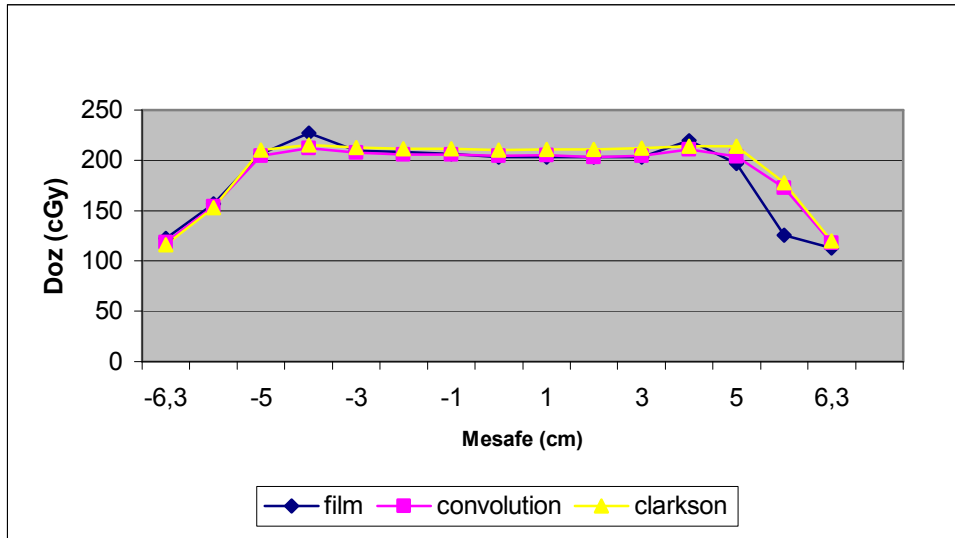


Şekil 4.28. 6 MV için (-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.13. 6 MV için (-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
200	197,3	203,8	-7,5
200	196,8	203,4	-7
198,5	194,8	200,4	-6
191,4	192,3	197,4	-5
190,3	190,2	195,1	-4
187,1	188,5	193,3	-3
187,1	187,4	191,5	-2
185,5	186,7	191,2	-1
185,5	186,5	190,8	0
185,5	186,7	191,2	1
187,1	187,4	191,8	2
188,7	188,6	193,2	3
190,3	190,3	195,2	4
195,2	193,4	197,3	5
198,4	196,6	202,1	6
198,7	198	203,5	7
197,5	200	205,3	7,5

-3. cm

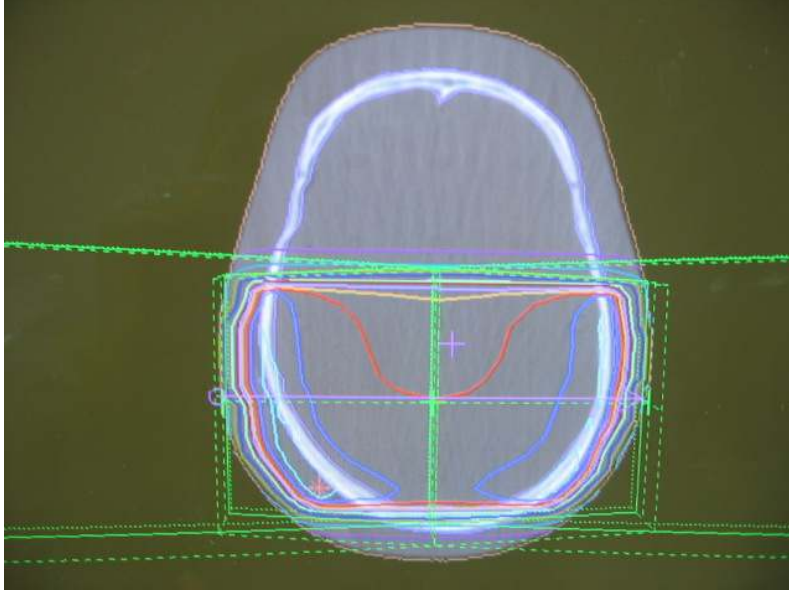


Şekil 4.29. 6 MV için (-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

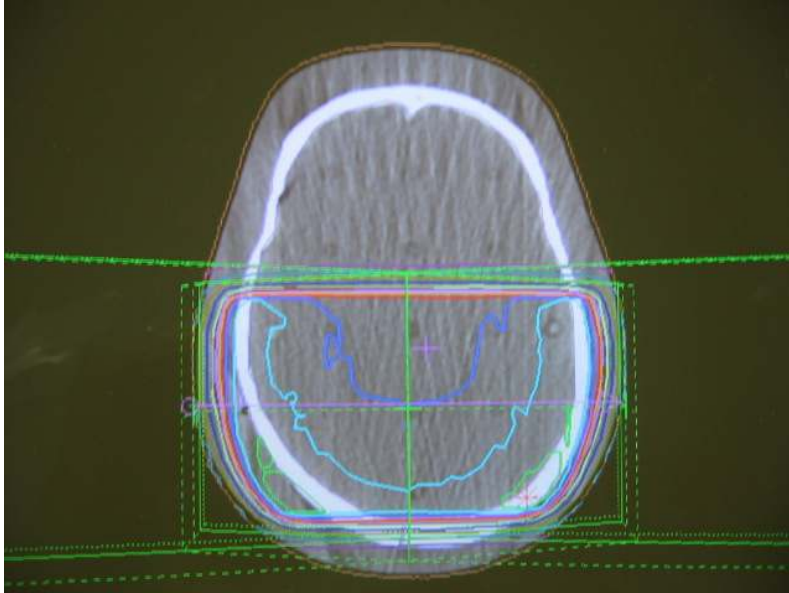
Çizelge 4.14. 6 MV için (-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
122,6	118,4	116,2	-6,3
156,5	154,1	152,9	-6
206,5	204,6	210,1	-5
227,4	212	215	-4
209,7	207,3	212,5	-3
208,1	205,9	211,4	-2
206,5	205,3	211	-1
203,2	204,5	210,1	0
203,2	205,1	210,6	1
203,2	203	210,8	2
203,2	204,4	212,2	3
219,4	210,4	213,6	4
196,8	203,4	214	5
125,8	172,8	177,4	6
112,9	118,3	120,2	6,3

TPS -78,75 no'lu kesit



Şekil 4.30. 6 MV, (-78,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.31. 6 MV, (-78,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

110

108

106

104

102

100

98

96

94

90

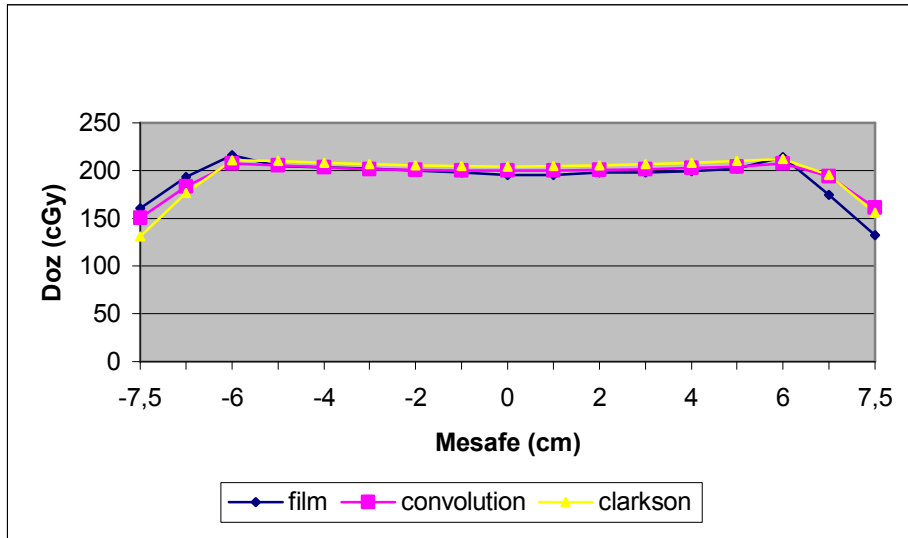
80

70

50

30

0. cm

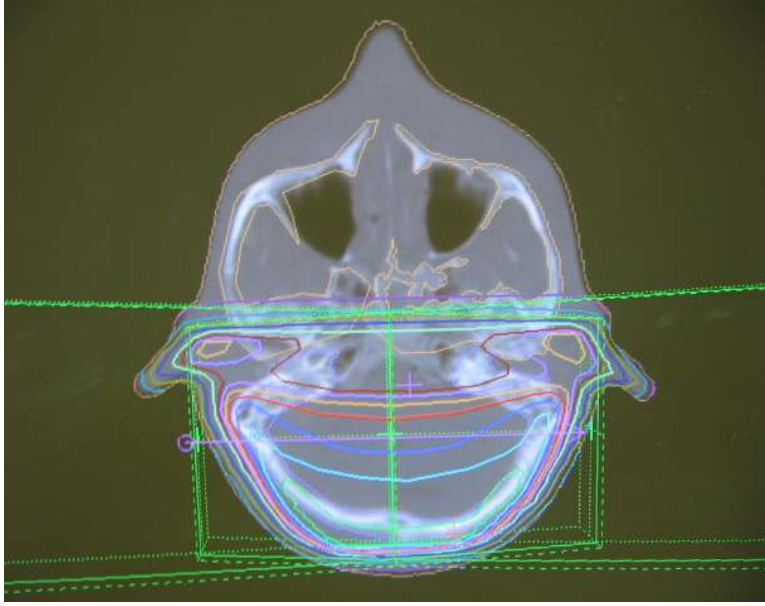


Şekil 4.32. 6 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılması

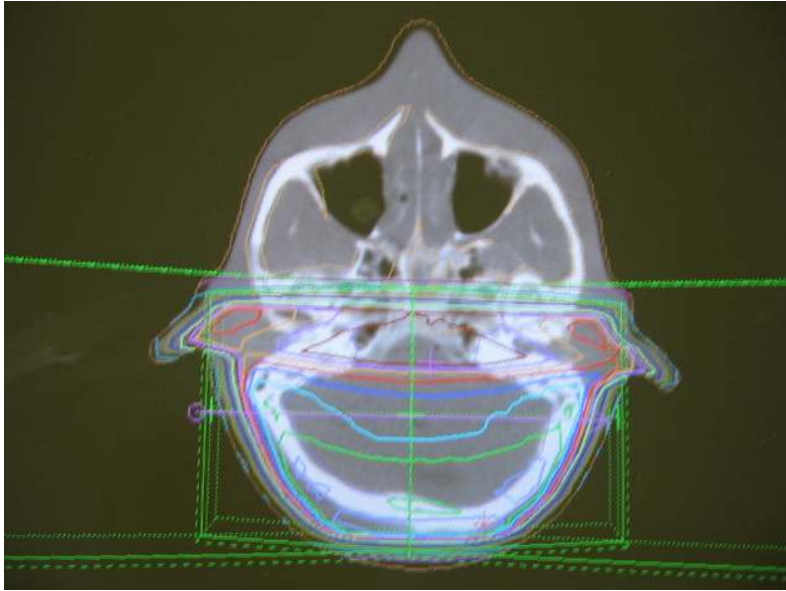
Çizelge 4.15. 6 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
160,1	150,2	130,9	-7,5
193,5	183,3	176,7	-7
216,1	207,5	210,5	-6
204,8	205,1	210	-5
203,2	202,9	207,8	-4
201,6	201,5	206,3	-3
200	200,5	205,5	-2
197,8	199,9	204,5	-1
195,5	199,6	204	0
195,5	199,7	204,3	1
197,8	200,4	205,1	2
197,8	201,2	206,5	3
199,5	202,5	207,8	4
202,1	204,2	209,9	5
213,9	207,3	212	6
174,2	193,6	195,2	7
132,5	161,4	155,7	7,5

TPS -83,75 no'lu kesit



Şekil 4.33. 6 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.34. 6 MV, (-83,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

110

108

106

104

102

100

98

96

94

90

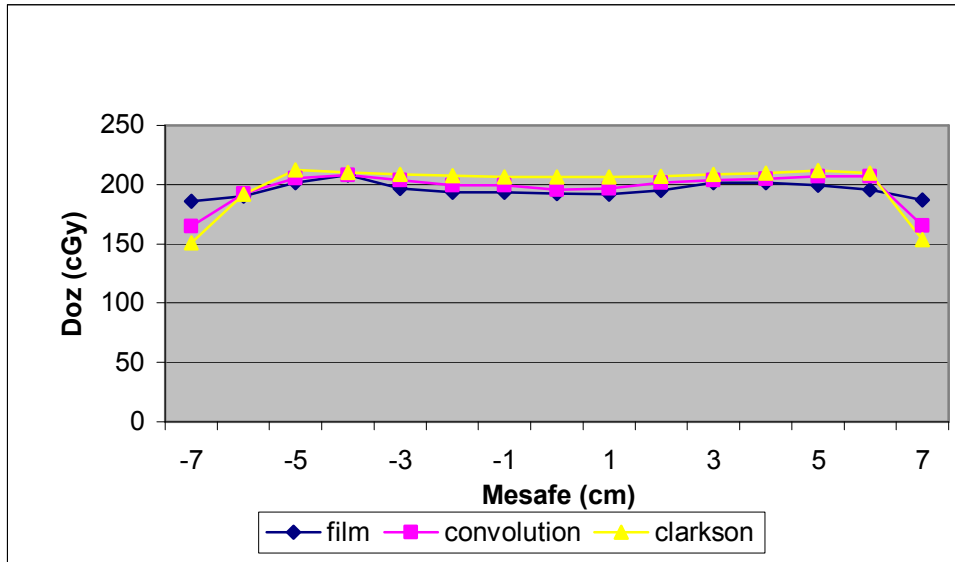
80

70

50

30

0. cm



Şekil 4.35. 6 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.16. 6 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)		Mesafe (cm)	
Film	Convolution	Clarkson	
185,8	165,1	151,1	-7
190,3	192,2	191,6	-6
201,6	205,2	212,1	-5
208,1	207,9	210	-4
196,8	203,8	208,5	-3
193,5	199,2	207,6	-2
193,5	199,2	206,2	-1
192,1	195,5	206,6	0
192	196,8	206,6	1
195,2	201,7	207	2
201,6	203,5	208,3	3
201,6	204,9	209,6	4
199,2	207	211,5	5
195,5	206,7	209,6	6
187	165,6	153,3	7

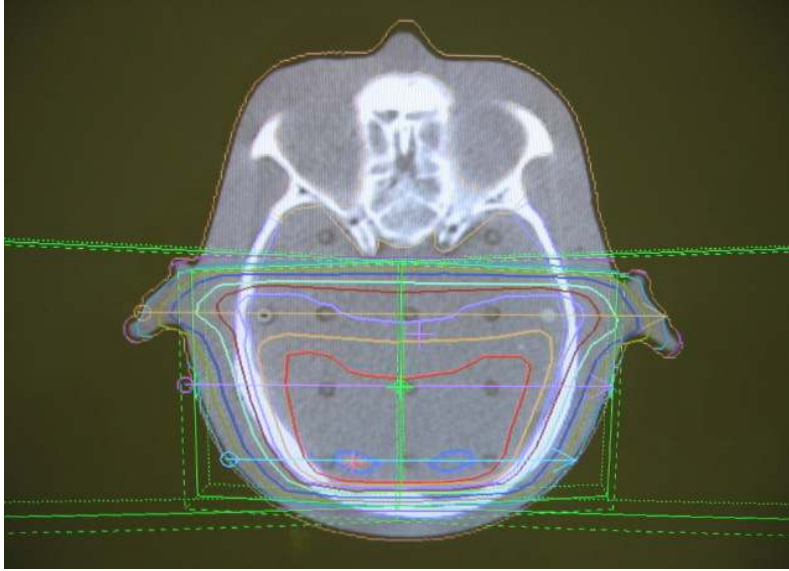
Şekil 4.25 ve Şekil 4.26 6MV enerjisine göre planlanan, kranium bölgesi için Convolution ve Clarkson algoritmalarına göre hesaplatılan doz dağılımlarını göstermektedir. Kranium, yumuşak dokuya göre oldukça yoğun bir mineral yapıya sahiptir ve TPS'nin hesapladığı bağıl elektron yoğunluğu değeri ortalama olarak '1,5'tir. İzodoz dağılımları makroskopik olarak incelendiğinde Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan dağılımda dozun daha yüksek çıktığı görülmektedir. Bu farka izomerkez düzlemde, nümerik olarak bakarsak Çizelge 4.12'ye göre (0.cm) noktasında, Clarkson algoritması 203 cGy, Convolution algoritması 199,6 cGy ve film 199 cGy doz okumuştur. Düzlem üzerindeki noktaların geneline bakıldığında, Convolution %1 içinde uyum gösterirken, Clarkson algoritması %2-3 arasında dozu daha abartılı hesaplamıştır.

Yine merkezi kesitte (-81,25), 3. cm düzlemindeki doz değerleri Şekil 4.28 ve Çizelge 4.13'te incelendiğinde algoritmaların arasındaki farklılık belirginleşmektedir (-81,25) nolu kesit üzerinde 3. cm düzleminin konumuna baktığımızda, burada ışınlanan dokunun azaldığı ve kemikli yapının yumuşak dokuya oranının arttığı görülmektedir. Clarkson algoritmasının bu tip anatomik değişiklikleri çok kolay algılayamaması ve yeni duruma uygun bir modelleme yapmaması nedeni ile, o düzlemdeki dozu model tabanlı bir algoritmaya ve doğal olarak gerçek (film) doz dağılımına göre belirgin şekilde fazla hesaplamasına yol açmıştır. Bu düzlemdeki doz değerleri Clarkson algoritması için ortalama olarak %5 civarında fazla olarak hesaplanmıştır.

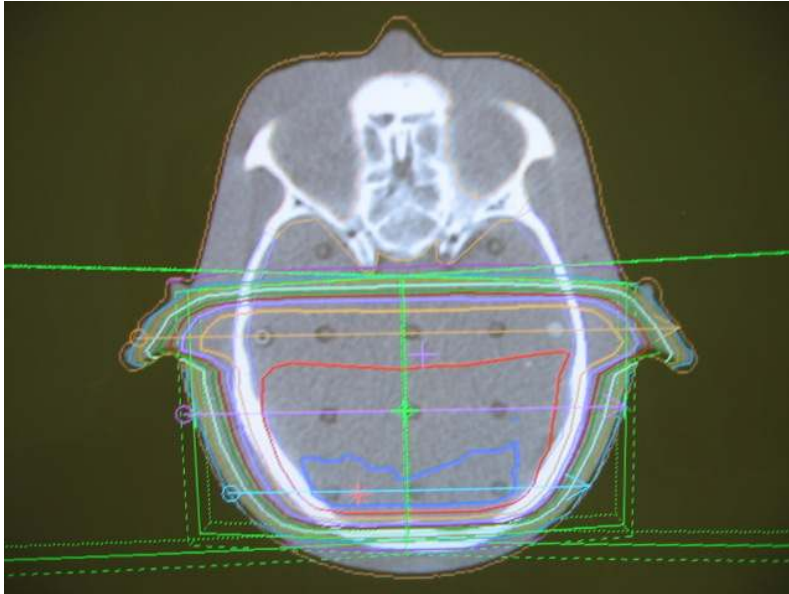
Merkezi eksen dışındaki (-78,75) ve (-83,75) nolu kesitler için de çizelgeler ve şekiller incelendiğinde görülmektedir ki, Clarkson algoritması alan merkezinden kenarlara doğru gidildikçe dozdaki azalmayı da merkezi ekseni referans kabul ederek hesaplayacağından tüm planlama üzerinde bakılan noktaların genelinde dozu Convolution algoritmasına göre ve film değerlerine göre daha yüksek hesaplamıştır.

18 MV enerjisi ile yapılan çalışma

TPS -81,25 no'lu kesit (İzosenter)



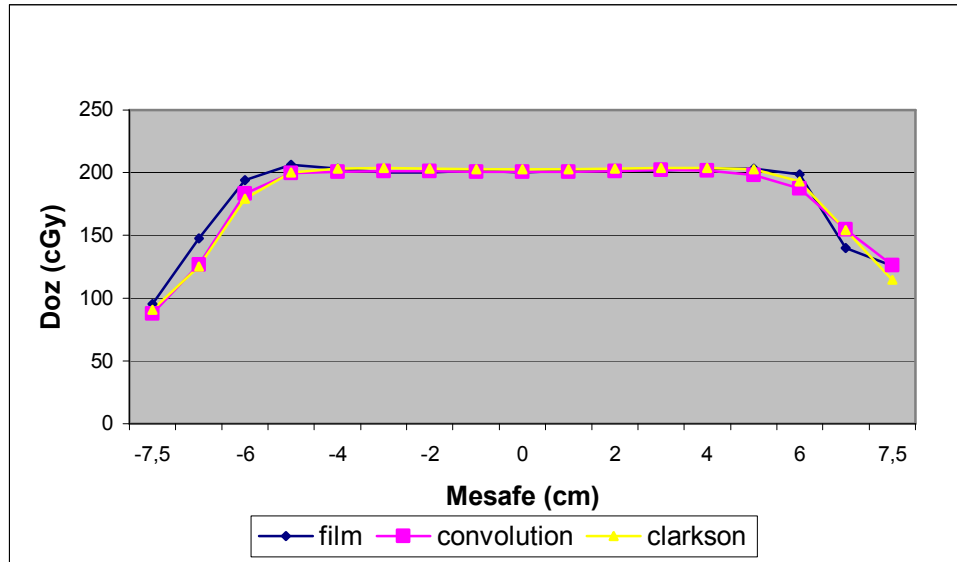
Şekil 4.36. 18 MV, (-81,25) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.37. 18 MV, (-81,25) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz Değerleri (%)
110
108
106
104
102
100
98
96
94
90
80
70
50
30

0. cm (İzomerkez)

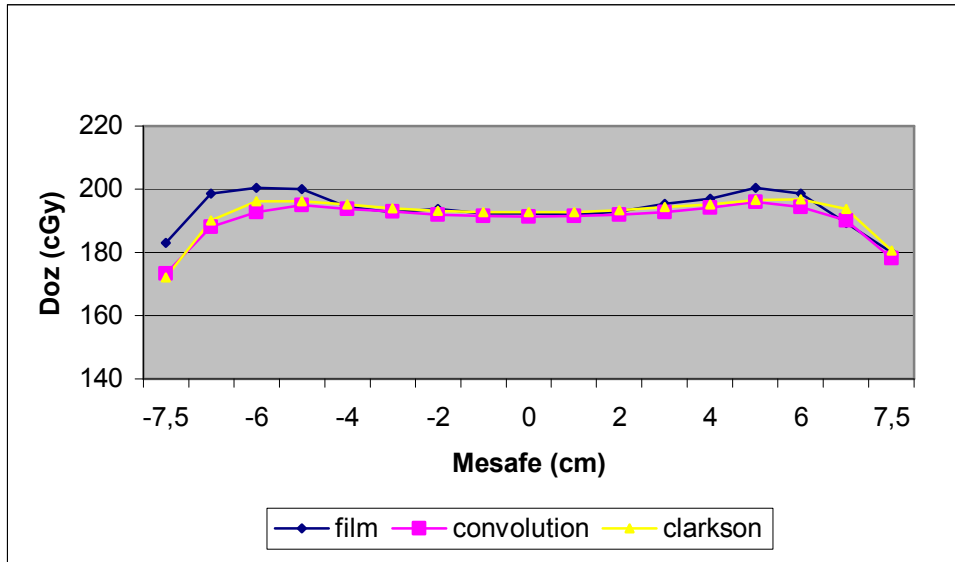


Şekil 4.38. 18 MV için(-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.17. 18 MV için(-81,25) kesit izomerkez (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
95	87,6	90,5	-7,5
147,8	126,7	125,2	-7
193,9	183,2	179,3	-6
206,2	199,5	200,3	-5
203,1	200,6	203,3	-4
200	201,2	203,7	-3
200	200,9	203,1	-2
201,5	200,5	202,9	-1
200	200,4	202,6	0
201,5	200,6	202,9	1
201,5	200,9	203,1	2
201,5	202	203,6	3
203,1	201,6	203,7	4
203,1	198,2	202,9	5
198,5	187,2	192,9	6
140	154,6	154,1	7
126	126,5	114,6	7,5

3. cm

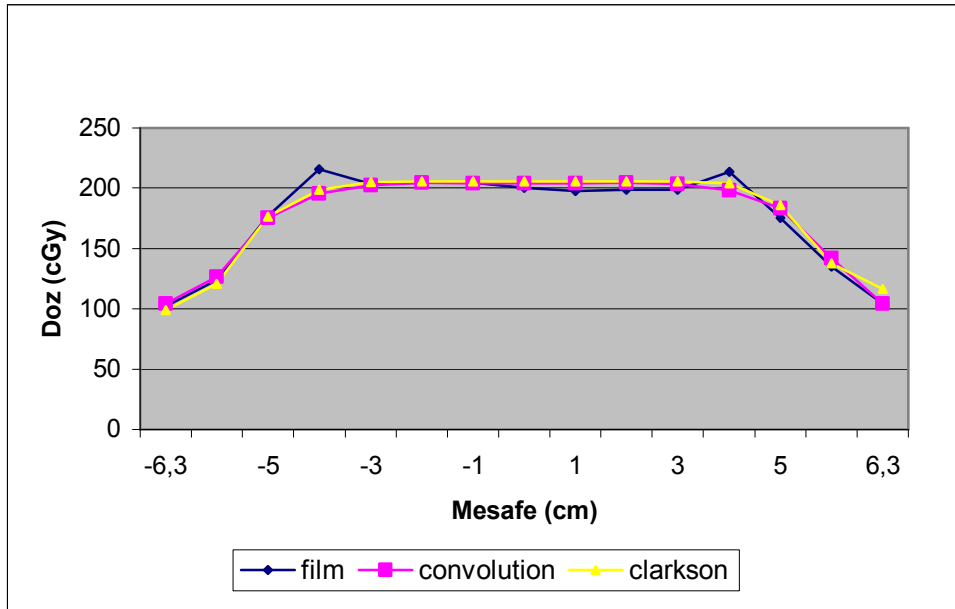


Şekil 4.39. 18 MV için(-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.18. 18 MV için(-81,25) kesit (3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
183,1	173,3	172,2	-7,5
198,6	188,1	190,2	-7
200,4	192,8	196,1	-6
200	194,9	196,1	-5
194,3	193,8	195,2	-4
192,7	192,9	193,9	-3
193,8	192	193,2	-2
192,3	191,5	192,8	-1
192,3	191,3	192,8	0
192	191,5	192,8	1
193	192	193,3	2
195,4	192,8	194,4	3
196,9	194,2	195,2	4
200,4	196	196,6	5
198,5	194,4	196,8	6
189,2	190,1	193,7	7
180	178,1	180,7	7,5

-3. cm

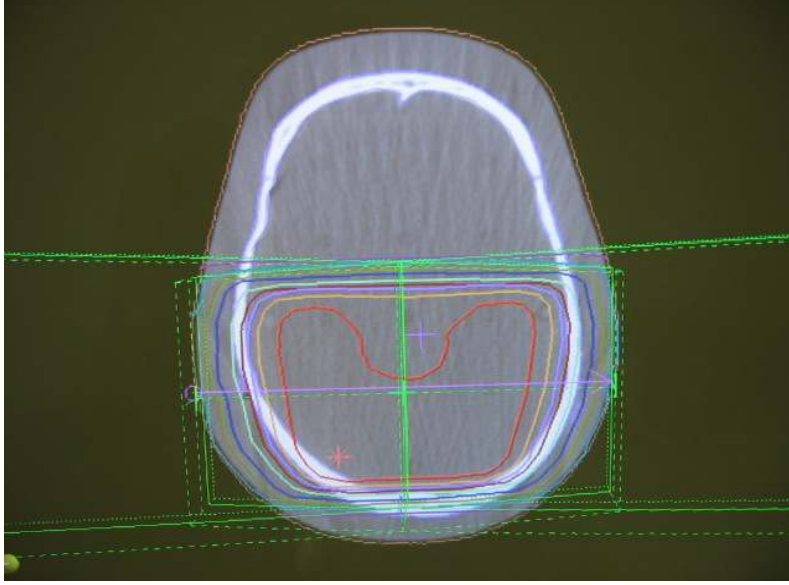


Şekil 4.40. 18 MV için(-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

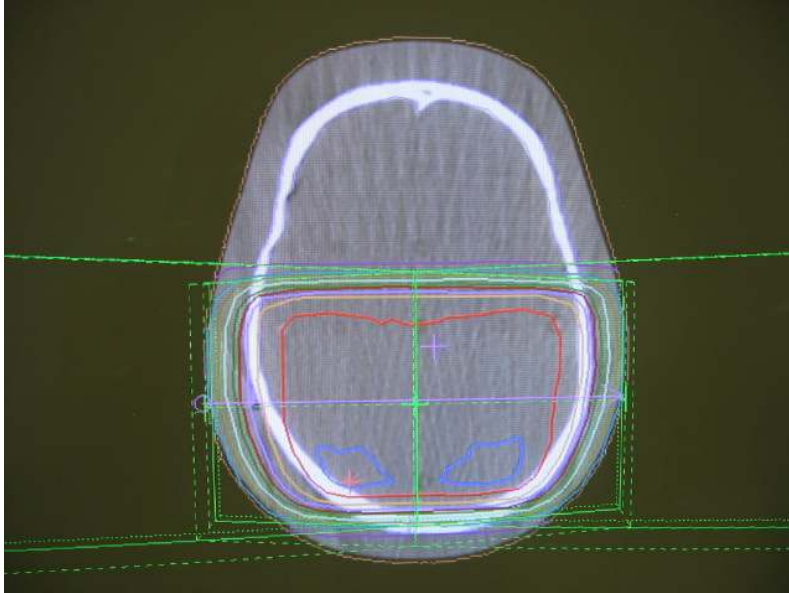
Çizelge 4.19. 18 MV için(-81,25) kesit (-3. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
102	104,1	99,3	-6,3
123,8	126,8	120,6	-6
176,9	175,4	176,5	-5
215,4	195,6	198,7	-4
203,5	202,4	205,1	-3
204,3	204,4	205,6	-2
204,3	204	205,6	-1
200	203,7	205,3	0
197,5	203,8	205,4	1
198,5	204,5	205,7	2
198,5	203,3	205,6	3
213,5	198,1	203,7	4
175,4	183,3	185,9	5
135,2	141,7	137,8	6
104,6	104,1	116,5	6,3

TPS -78,75 no'lu kesit



Şekil 4.41. 18 MV, (-78,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.42. 18 MV, (-78,75) no'lu kesit için Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

110

108

106

104

102

100

98

96

94

90

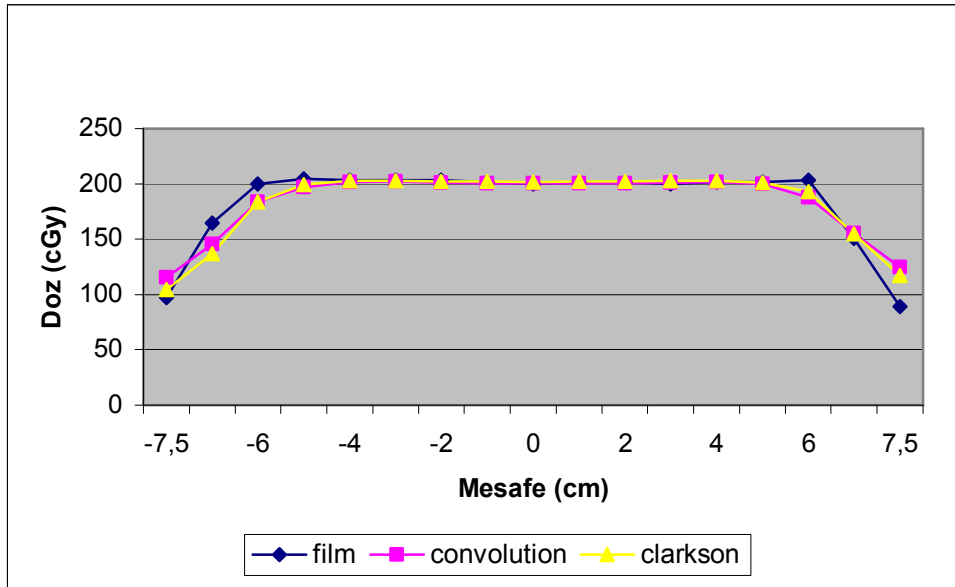
80

70

50

30

0. cm

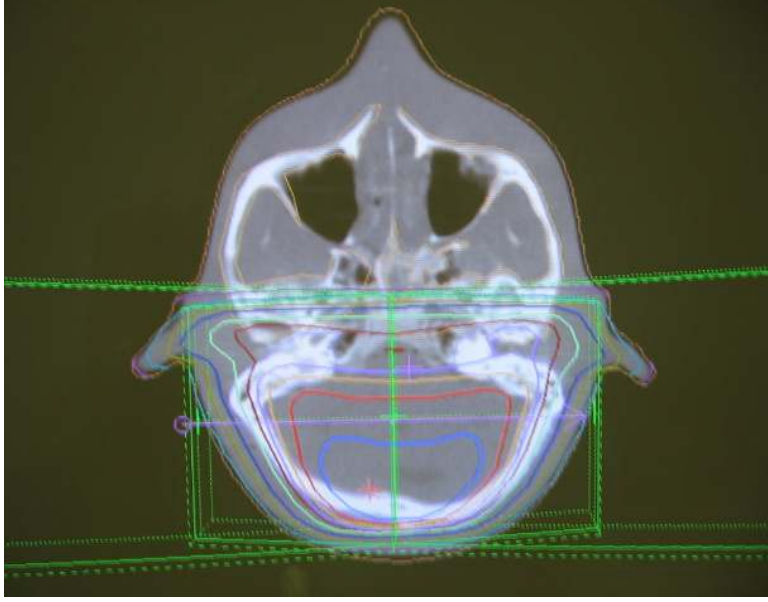


Şekil 4.43. 18 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

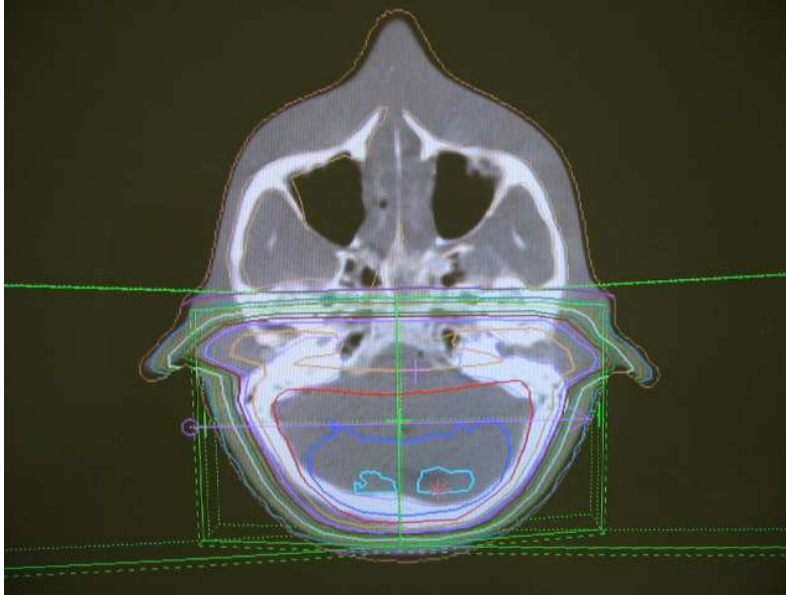
Çizelge 4.20. 18 MV için (-78,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
96,9	115,6	104,6	-7,5
164,6	145,6	136,9	-7
200	183,5	183,7	-6
204,6	197,1	199,4	-5
203,1	201,3	202,5	-4
203,1	201,9	202,7	-3
203,1	200,9	202,3	-2
201,5	200,4	202	-1
200	200,2	201,7	0
201,5	200,5	202,1	1
201,5	200,4	202,3	2
200	200,8	202,9	3
201,5	201,7	202,9	4
201,5	199,5	201	5
203,1	187,9	192,6	6
150,8	155,6	154,8	7
89,2	124,6	117,4	7,5

TPS -83,75 no'lu kesit



Şekil 4.44. 18 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı



Şekil 4.45. 18 MV, (-83,75) no'lu kesit için Convolution algoritmasına göre hesaplatılan doz dağılımı

İzodoz
Değerleri
(%)

110

108

106

104

102

100

98

96

94

90

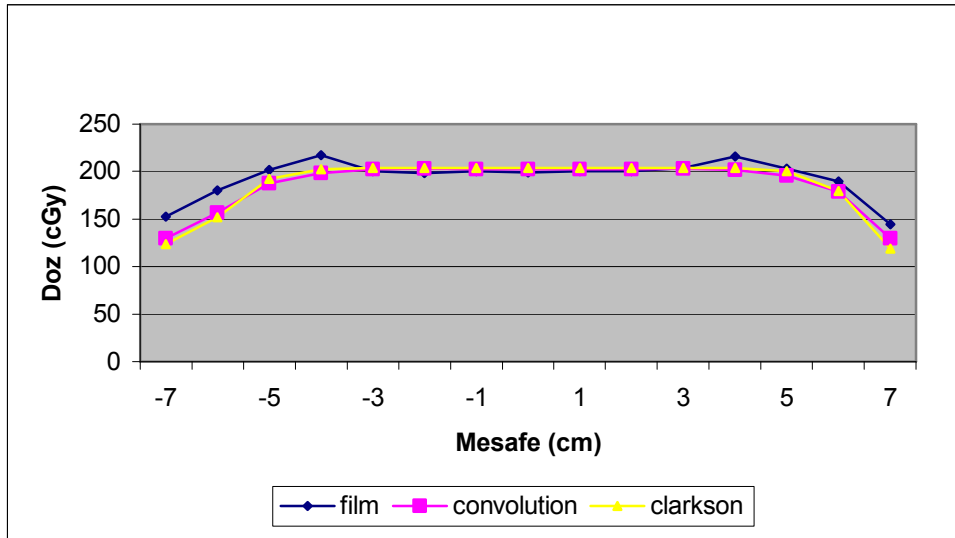
80

70

50

30

0. cm



Şekil 4.46. 18 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının karşılaştırılmaları

Çizelge 4.21. 18 MV için (-83,75) kesit (0. cm) düzlemindeki, algoritmalar ve film dozimetre sonuçlarının nümerik değerleri

Doz (cGy)			Mesafe (cm)
Film	Convolution	Clarkson	
152,3	130	123,6	-7
180	156,6	151,6	-6
201,5	187,6	192,3	-5
216,9	198,5	202,3	-4
200	202,2	203,7	-3
198,5	202,9	203,9	-2
200	202,1	203,5	-1
199,2	202	203,3	0
200	202,1	203,5	1
200	202,4	203,7	2
203,5	203,2	203,9	3
215,4	201,7	203,9	4
203,1	195,7	200,4	5
189,2	178,8	179,4	6
144,5	130	119	7

Şekil 4.36 ve Şekil 4.37 18 MV enerjisine göre planlanan kranium anatomik alanı için, Convolution ve Clarkson algoritmalarına göre hesaplatılan doz dağılımlarını göstermektedir. Bir önceki çalışma olan 6 MV enerjisinde kranium ışınlaması ile aynı tedavi alanı set-up'ı kullanılmıştır. Burada da Clarkson algoritmasına göre hesaplatılan Şekil 4.37'deki izodoz dağılımı, Şekil 4.36'daki izodoz dağılımına göre daha fazla doz değerleri göstermektedir.

Fakat, enerji arttıkça iyonlaşmanın azalıp giriciliğin artması prensibine bağlı olarak iki algoritma ve film değerleri arasındaki farklılığın belirgin şekilde azaldığı görülmektedir. Merkezi eksen (-81,25) için izomerkez (0. cm), (3. cm) ve (-3. cm) düzlemlerine ait grafikleri ve çizelgeleri incelediğimizde algoritmalar ve nümerik değerler arasındaki fark $\pm$ %2 içindedir.

Merkezi eksen haricindeki (-78,75) ve (-83,75) nolu kesitlerin doz dağılımlarını ve (0. cm) düzlemindeki grafikleri incelediğimizde bu fark Clarkson-film arasında %3-4 arasında, Convolution-film arasında %1-2 arasındadır.

5. SONUÇ

Radyoterapide başarı, büyük ölçüde tedavi planlarının doğru bir şekilde yapılması ve hastaya uygulanabilmesine bağlıdır. Bu nedenle tedavi planlama sistemlerine, cihaza ait parametrelerin doğru bir şekilde ölçülerek verilerin girilmesi ve uygun klinik durumlar için algoritmaların doğru bir şekilde seçilip kullanılması önemlidir. Radyoterapide kullanılan makineye ait bilgiler homojen fantomlarda özellikle ICRU 24 ve IAIE 227 raporlarının ısrarlı tavsiyesi ile suda yapılmaktadır. Uygun fantom olarak suyun seçilmesinin iki nedeni vardır. Bu nedenlerden birincisi, suyun yoğunluğunun tüm dünya ülkelerinde aynı olması, bu durum makineye ait elde edilen bilgilerin karşılaştırılabilmesi imkanını sağlamaktadır. İkincisi, ölçüm aletlerinin (iyon odası, diyot v.s.) su içinde rahat hareket ettirilip istenilen koordinatlarda ölçüm yapılabilmesidir.

İnsan vücudunu meydana getiren organların yoğunluklarının birbirinden farklı olması zaman zaman hasta dozimetresinde problem olabilmektedir. Hasta dozimetresinde, tedavi sahasının içine giren organlar, özellikle akciğer, kemik gibi yoğunlukları normal yumuşak dokudan ve kas dokusundan oldukça farklı olan organların dikkate alınması gerekmektedir.

Çeşitli araştırmacılar, tarafından sunulan makalelerde tedavi planlama sistemlerinde kullanılan görüntülerin alındığı görüntüleme sistemlerinin kalibrasyonlarının da önemli olduğu ifade edilmektedir. Görüntüleme sistemlerinin doğru yoğunluk ve boyutta görüntüler vermesi ve bunların tedavi planlama sistemlerinde doğru olarak algılanması çok önemlidir (17).

Bu çalışmada tedavi planlama sistemimiz içerisindeki, ölçüm tabanlı ve model tabanlı birer algoritmanın homojen olmayan yapılar için foton doz dağılımları üzerindeki etkisini incelendi. Bunun için lineer hızlandırıcı tedavi cihazının 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjisi kullanıldı. Randofantomun akciğer bölgesi ve kranium bölgesi

ayrı ayrı tedavi edilecek şekilde, Convolution algoritmasına göre hesaplanan tedavi süreleri (MU) kullanılarak ışınladı. Sonuçlar ise film dansimotre ile okunan değerler, TPS'den elde edilen değerler ile karşılaştırılmak suretiyle değerlendirildi.

Homojen olmayan bir yapıda, absorbe dozu etkileyen üç mekanizma vardır. İlki, birincil radyasyonun azalmasının derecesi, bu durum homojen olmayan ortamın elektron yoğunluğu ve efektif atom numarasına bağlıdır. İkincisi, saçılmış radyasyonda olan değişiklikler, bu durum yalnızca inhomojen yapıyı değil bu yapının arkasındaki normal dokuyu da etkiler. İnhojenite hesaplarında bu etki çoğu zaman ihmal edilir çünkü bunu kesin doğrulukla hesaplayacak yöntem yoktur. Üçüncüsü, ikincil elektronların dağılımındaki değişiklikler nedeni ile inhomojen yapının sınırındaki elektronik dengedeki kayıplardır.

Akciğer ışınlaması için, 6 MV x-ışını enerjisine göre TPS'de Convolution algoritması ile izomerkezde 200 cGy doz elde etmek için Ön:101 MU, Arka:100 MU tedavi süresi hesaplanmıştır. Aynı demet set-up'ı ile Clarkson algoritmasını kullanarak hesap yaptırdığımızda ön ve arka alanlardan bu süreler verildiğinde 191 cGy doz değeri hesaplanmıştır. İzomerkezde Clarkson algoritması dozu %5 daha az bulmuştur.

Akciğer ışınlaması için, 18 MV x-ışını enerjisine göre TPS'de Convolution algoritması ile izomerkezde 200 cGy doz elde etmek için Ön:92 MU, Arka:91 MU tedavi süresi hesaplanmıştır. Aynı demet set-up'ı ile Clarkson algoritmasını kullanarak hesap yaptırdığımızda ön ve arka alanlardan bu süreler verildiğinde 193,7 cGy doz değeri hesaplanmıştır. İzomerkezde Clarkson algoritması dozu %3,3 daha az bulmuştur.

Bu sonuçlara bakıldığında, Clarkson algoritmasının homojen olmayan alanlarda doz hesaplarken, sadece birincil dozu göz önünde bulundurduğundan saçılan dozları hesaba katmadığını ve aynı noktadaki dozu Convolution algoritmasına göre

hesaplanan dozdan daha az bulunduğunu görürüz. Oysaki bir ortamda birincil radyasyon bileşenine ilave olarak o noktaya saçılmış radyasyon dozunun da katkısı olmaktadır.

Kranium ışınlaması için, 6 MV x-ışını enerjisine göre TPS’de Convolution algoritması ile izomerkezde 200 cGy doz elde etmek için Ön:118 MU, Arka:118 MU tedavi süresi hesaplanmıştır. Aynı demet set-up’ı ile Clarkson algoritmasını kullanarak hesap yaptırdığımızda ön ve arka alanlardan bu süreler verildiğinde 203,1 cGy doz değeri hesaplanmıştır. İzomerkezde Clarkson algoritması dozu %1,5 daha abartılı bulmuştur.

Kranium ışınlaması için, 18 MV x-ışını enerjisine göre TPS’de Convolution algoritması ile izomerkezde 200 cGy doz elde etmek için Ön:102 MU, Arka:102 MU tedavi süresi hesaplanmıştır. Aynı demet set-up’ı ile Clarkson algoritmasını kullanarak hesap yaptırdığımızda ön ve arka alanlardan bu süreler verildiğinde 202,6 cGy doz değeri hesaplanmıştır. İzomerkezde Clarkson algoritması dozu %1,1 daha abartılı bulmuştur.

Kranium’un suya göre bağıl elektron yoğunluğu “1,5” tir ve kemik yapının atom numarası yumuşak dokuya göre oldukça büyüktür. Birincil radyasyonun azalma derecesi, yoğunluğu fazla olan kemik yapıda daha fazladır. Yani birim kütle başına bırakılan kinetik enerji miktarı fazla ve atom numarasının büyük olmasına bağlı olarak fotoelektrik olayın görülme ihtimali artmıştır. Compton saçılma olasılığının azalmasına bağlı olarak saçılmalardan gelecek katkı azaldığı için her iki algoritma arasında, izomerkezdeki doz değerleri açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Şekil 4.27 ve Çizelge 4.12 incelendiğinde film dozimetresi sonuçları ile algoritmaların kemik yapının içinde kalan noktalardaki doz değerleri karşılaştırıldığında, film dozimetresinden okuduğumuz doz değerleri TPS’den hesaplattıklarımıza göre oldukça anlamlı bir farka sahiptir. Bunun nedeni kemiğin yüksek yoğunluğundan dolayı enerjinin bir kısmını lokal olarak biriktirmesidir (13).

3-B konformal radyoterapi planlaması yapılıyorsa, homojen olmayan vücut yapıları için ölçüm tabanlı bir algoritma yerine model tabanlı bir algoritmayı kullanmak hem literatüre göre hem de yaptığımız dozimetrik çalışma sonucuna göre doğru olur. İki algoritma arasındaki farklılık, suya göre bağlı elektron yoğunluğu “0,26 - 0,30” aralığında olan akciğer dokusu için daha belirgindir ve ölçüm tabanlı algoritmalar daha yanıltıcı olmaktadır. Suya göre bağlı elektron yoğunluğu “1,5” olan kranium içinse bu farklılık literatüre göre de, yaptığımız dozimetrik değerlendirmelere göre de daha az anlamlıdır. Her iki anatomik bölge için de enerji bağımlılığına baktığımızda, algoritmalar ve film sonuçları arasındaki farklılık azalmaktadır. Enerji arttıkça gelen fotonun birim kütlede yaptığı iyonlaşma sayısı azalmakta ve giriciliği artmaktadır (16).

KAYNAKLAR

1. Khan, F. M., "The Physics of Radiation Therapy 3rd ed", *Williams and Wilkins*, USA, 467-480, 42-47, 59-77 (2003).
2. Elekta, "Precise MLC 80 model Linear Accelerator Brochure", *Elekta Medical System*, England, 12: 3-36 (2003).
3. Van Dyk, J., "The Modern Tecnology of Radiation Onkology 1", *Medical Physics Publishing*, USA, 349-431, 437-448 (1999).
4. Yülek, G.G., "Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma", *SEK*, Ankara, 91-106 (1992).
5. CMS (Computerized Medical Systems), "XiO model Treatment Planning Systems Reference Library for Release 4.2.1.", *CMS INC.*, USA, (2003).
6. Anonymous, "Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, from the Task Group #23 of Radiation Therapy Committee", *Published by the American Institute of Physics*, AAPM Report No. 55 (1995).
7. Anonymous, "Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons", *International Commission on Radiation Units and Measurements*, ICRU Report 42 (1987).
8. Butts, J.R. and Foster, A.E., "Comparison of commercially available three-dimentional planning algorithms for monitor unit calculations in the presence of heterogeneties", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2(1): 32-41 (2001).
9. Gifford, K.A., Followill, D.S., Liu, H.H. and Starkschall, G., "Verification of the accuracy of a photon dose-calculation algorithm", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 3(1): 26-45 (2002).
10. Mackie, T.R., Scrimger, J.W. and Battista, J.J., "A Convolution method of calculating dose for 15 MV X-rays", *Med. Phys.*, 12:1, 88-96 (1985).
11. Anonymous, "Prescribing, recording and reporting photon beam therapy", *ICRU Report 50*. (1993).
12. Starkschall, G., Steadham, E.R., Poople A.R. and Rosen, I.I., "Beam commisioning methodology for a three-dimentional Convolution/superposition photon dose algorithm", *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 1(1): 8-27 (2000).

13. Miften, M., Wiesmeyer, M., Kapur, A. And Ma,C., “Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the beam Monte Carlo simulation system”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2(1): 21-31 (2001).
14. Nisbet, A., Beange, I., Irvine, C. And Morgan, A., “Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations”, *Radiotherapy and Oncolog*, 73, 79-88 (2004).
15. Mackie, T.R., Reckwerdt, P., McNutt, T., Gehring, M. and Sanders, C., “Photon beam dose computations In Teletherapy: Present and Future”, *Advanced Medical Publishing*, 103-135 (1996).
16. Dahlin, H., Lamm, I.L., Landberg, T., Levernes, S. and Ulso, N., “User requirements on CT-based computed dose planning systems in radiation therapy”, *Acta Radiological Oncology*, 22(5): 397-415 (1983).
17. Chu, J., Ni, B., Kriz, R. and Saxena, A.V. “Applications of Simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning”, *Radiotherapy and Oncology*, 5(5): 65-69 (2000).

ÖZGEÇMİŞ

Antalya’da 1979 yılında doğdu. İlk ve orta öğrenimini Antalya’da, lise öğrenimini Konya’da tamamladı. 1996 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Fen fakültesi Fizik Bölümü’nden 2001 yılında Fizikçi ünvanıyla mezun oldu. 2003 yılında Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Eğitimine başladı. 2002-2004 yılları arasında Ankara Demetevler Onkoloji Hastanesi’nde Radyoterapi Fizikçisi olarak çalıştı. 2004 yılından bu yana Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda Radyoterapi Fizikçisi olarak görev yapmaktadır.