

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRON DEMET TEDAVİLERİNDE DOKU HETEROJENİTELERİNİN VE
YÜZEY DÜZENSİZLİKLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Süreyya YILDIZ

FİZİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ANKARA

2007

Her hakkı saklıdır

TEZ ONAYI

Süreyya YILDIZ tarafından hazırlanan “Elektron demet tedavilerinde doku heterojenitelerinin ve yüzey düzensizliklerinin doz dağılımına etkisi” adlı tez çalışması 05 / 11 /2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Doğan BOR

Eş Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Başkan : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN
GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye : Prof. Dr. Doğan BOR
Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Üye : Prof. Dr. Şaban Gökçe ÇAKIR
Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye : Prof. Dr. Haluk MUTLU
Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç. Dr. Mehmet KABAK
Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof.Dr.Ülkü MEHMETOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ELEKTRON DEMET TEDAVİLERİNDE DOKU HETEROJENİTELERİNİN VE YÜZEY DÜZENSİZLİKLERİNİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİ

Süreyya YILDIZ

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Prof. Dr. Doğan BOR
Eş Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu çalışmada Onko Ankara Onkoloji merkezinde bulunan Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazının 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV enerjili elektron demetleri kullanılarak, elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenitesinin etkisi ve elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri incelendi. Daha sonra elde edilen sonuçlar yardımıyla göğüs duvarı ve baş-boyun boost ışınlaması tedavi planlamaları yapıldı. Yapılan tedavi planlamaları için TPS ortamında doz-hacim histogramları elde edildi. Belli bölgelerin aldığı dozların planlama sistemiyle uyumu, randofantom ve TLD-100 ile yapılan ölçümlerle sağlandı.

Sonuç olarak $E = 5$ ve 7 MeV enerjili elektron demetleri ile yapılan göğüs duvarı ışınlaması ve $E = 10$ MeV enerjili elektron demetleri ile yapılan baş-boyun boost ışınlaması için elde edilen TPS doz değerleri ile rando fantom ışınlaması sonucu elde edilen ortalama TLD doz değerleri kıyaslandığında aradaki farkın $\% \pm 3$ sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi.

2007, 98 sayfa

Anahtar Kelimeler: Elektron tedavisi, doku heterojenitesi, yüzey düzensizlikleri

ABSTRACT

Master Thesis

EFFECT OF TISSUE HETEROGENEITIES AND SURFACE IRREGULARITIES ON DOSE DISTRIBUTION IN ELECTRON BEAM THERAPY

Süreyya YILDIZ

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics Engineering

Supervisor : Prof. Dr. Doğan BOR
Co-Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

In this study, Siemens Primus Mid Energy M5006 linear accelerator at ONKO Ankara Onkoloji Center using 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV energy electron beams and were utilized. All measurements were obtained with phantom equalence of human. Effect of tissue heterogeneities and surface irregularities on dose distribution and increasing value of gantry % PDD slope was investigated in electron beam therapy. Head and neck boost and chest-wall irradiated were planned by the results. DVHs (Dose volume histogrames) were obtained in TPS (Treatment Planning Systems) for these planning. The dose and planning system harmony in the specified area was obtained by TLD-100 measurements.

In conclusion, the difference between TPS dose values that were obtained for head and neck boost planning with 5 and 7 MeV electron beams and chest-wall irradiated planning with 10 MeV electron beams and TLD-100 measurements values were within $\pm 3\%$.

2007, 98 pages

KEY WORDS: Electron therapy, tissue heterogeneity, surface irregularities

TEŞEKKÜR

Elektron demet tedavilerinde doku heterojenitelerinin ve yüzey düzensizliklerinin doz dağılımına etkisini incelemek amacıyla yapılan bu çalışmada, beni çok değerli bilgileri ile destekleyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), bana her türlü çalışma olanağı sağlayan, çalışmamın her aşamasında eşsiz bilgi ve deneyimleriyle beni yönlendiren ve her konuda destekleyen eş danışmanım Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), Sayın Dr. Turan Olgar ve Sayın Araş. Gör. Tolga İnal'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü), yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Hv. Tbp. Kd. Alb. Murat BEYZADEOĞLU'na (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), Sayın Doç. Hv. Tbp. Kd. Bnb. Kaan OYSUL'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), Sayın Yrd. Doç. Dr. İ. Serdar SÜRENKÖK'e (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), arkadaşım Sayın Fiz. Yük. Müh. Yelda ELÇİM KAHYA'ya (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), Sayın Fiz. Yük. Müh. Esin GÜNDEM'e (Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi A.D), Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda görev yapan tüm fizik mühendisi arkadaşlarıma, hekimlere ve teknisyenlere,

Uzman Dr. Cemil KUŞOĞLU'na (ONKO Ankara Onkoloji Merkezi), Uzman Dr. Emin KAMGÖZEN'e (ONKO Ankara Onkoloji Merkezi), Uzman Dr. Mehmet GİDER'e (ONKO Ankara Onkoloji Merkezi), arkadaşım Sayın Fiz. Esil ÜNCÜER'e ve Sayın Fiz. Yük. Müh. Ezgi OTRAR'a (ONKO Ankara Onkoloji Merkezi), ONKO Ankara Onkoloji Merkezinde çalışan tüm hekimlere ve personele,

İnönü Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanı Sayın Prof. Dr. Meltem SERİN'e, Sayın Doç. Dr. Haldun Şükrü ERKAL'a, Arş. Gör. Dr. Ahmet YOLCU'ya, Arş. Gör. Dr. Leyla ŞEN'e, Arş. Gör. Dr. Pınar ÇOLAK'a ve Sayın Basri ESEN'e (İnönü Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D) ve Yrd. Doç. Dr. Murat KARAKUŞ'a (İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Maden Mühendisliği A.D), İnönü Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda çalışan tüm personele ve teknisyenlere,

Arkadaşlarım Sayın Fiz. Eda KAYA'ya, Sayın Fiz. Yük. Müh. Songül BARLAZ'a (İnönü Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi A.D), Sayın Fiz. Müh. Gökşen BİLİR'e, Sayın Fiz. Müh. Menent NAYMAN'a, Sayın Yük. Fiz. Elif YURDANUR'a ve Sayın Uzman Biyolog Nilgün ÇEKİN'e, kuzenim Sayın Sibel YAZMACI'ya, manevi olarak desteklerini eksik etmeyen eşim Memet NUR'a, babam Ali YILDIZ'a, annem Vehibe YILDIZ'a, abim Süleyman, ablam Nilgün ve kardeşim Mehmet YILDIZ'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Süreyya YILDIZ
Ankara, Kasım 2007

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1.GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	
2.1 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel Özellikleri.....	2
2.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı.....	2
2.1.2 Simülatör cihazı.....	6
2.1.3 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	7
2.1.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	10
2.2 Diğer Tanımlar.....	11
2.2.1 Radyoterapide kullanılan hacim kavramları	11
2.2.2 Doz- hacim histogramı (Doz- Volume Histograme-DVH).....	14
2.2.3 Merkezi eksen derin doz eğrileri.....	17
2.2.4 İzodoz eğrileri.....	20
2.2.5 Elektron kaynağı.....	21
2.2.6 X-ışını kontaminasyonu.....	25
2.2.7 Demet eğiminin ve hava boşluğunun düzeltilmesi.....	26
2.2.8 Doku inhomojeniteleri.....	32
2.2.9 Bolus ve soğurucuların kullanımı.....	35
2.2.10 Alan şekillendirme.....	36
2.2.11 Elektron enerjilerinin tayini ve ölçümü.....	37
2.2.12 Elektron doz verimlerinin hesaplanmasında kullanılan terimler.....	41
2.2.13 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenitesinin etkisi.....	43
2.2.14 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri.....	43
2.2.15 Meme tedavilerinde elektron demetlerinin kullanım yerleri.....	44
2.2.16 Baş-boyun tedavilerinde elektron enerjilerinin kullanım yerleri.....	45
3. MATERYAL ve YÖNTEM	
3.1 Materyaller.....	46
3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı (Siemens Primus Mid Energy M5006).....	46
3.1.2 Bilgisayarlı tomografi simülatör cihazı (Siemens Somatom Emotion Duo).....	47
3.1.3 Termoluminesans Dozimetre (TLD).....	48
3.1.4 TLD okuyucu (Victoreen 2800).....	51
3.1.5 Alderson rando fantom	52
3.1.6 Tedavi Planlama Sistemi (TPS) (CMS, XİO Tedavi Planlama Sistemi).....	53
3.2 Yöntem ve Teknikler.....	55
3.2.1 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenite etkisi için ışınlama.....	55

3.2.2 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri için ışınlama.....	56
3.2.3 Göğüs duvarı ışınlaması.....	56
3.2.4 Baş-boyun boost ışınlaması.....	57
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	
4.1 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Değerleri.....	59
4.1.1 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenite etkisi.....	59
4.1.2 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri.....	68
4.2 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Değerleri ve Rando Fantoma Yerleştirilen TLD ile Ölçülen Doz Değerleri.....	74
4.2.1 Göğüs duvarı ışınlaması.....	74
4.2.2 Baş-boyun boost ışınlaması.....	86
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	
5.1 Çeşitli Enerjilerdeki Elektron Demetlerinin Dokuda Soğurulmasında Doku Heterojenite Etkisi.....	91
5.2 Çeşitli Enerjilerdeki Elektron Demetlerinin Değişen Gantri Açılarında %DD Eğrileri.....	92
5.3 Göğüs Duvarı Işınlaması.....	93
5.4 Baş-boyun Boost Işınlaması.....	94
5.5 Sonuçlar.....	94
KAYNAKLAR.....	96
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER DİZİNİ

A	Işınlanması hedeflenen tedavi alanı
AAPM	American Association of Physicist in Medicine
BEV	Beam's Eye View (Demet gözünden bakış)
CET	Coefficient of Equivalent Thickness (Eşdeğer kalınlık-suya göre elektron yoğunluğu)
CT	Computed Tomography (Bilgisayarlı tomografi)
C_{tp}	Sıcaklık-basınç düzeltmesi
CTV	Clinic Target Volume (Klinik tümör hacmi)
% DD	Yüzde derin doz
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim aracı)
$d_{maksimum}$	Merkezi eksen derin dozun maksimum derinliği
DVH	Dose volume histograme (doz hacim histogramı)
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph (Dijital olarak oluşturulmuş radyograf)
E	Yüzeydeki elektron demetinin en olası enerjisi
E_{max}	Elektron demetinin en yüksek enerjisi
$\bar{E}_0$	Lineer hızlandırıcı cihazından fantom yüzeyine gelen elektron demetinin ortalama enerjisi
$(E_p)_0$	Yüzeyde ($z = 0$ derinliğinde) en olası enerji
$(E_p)_z$	z derinliğindeki en olası enerji
$\bar{E}_z$	z derinliğindeki ortalama elektron enerjisi
g	Bremmsstrahlung kesri
G	Gantri (Tedavi cihazının kafası)
Gap	Aralık
GTV	Gross Target Volume (Görüntülenebilir tümör hacmi)
h_m	Kullanılan malzemenin su eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör
ICRU (35)	The International Commission on Radiation Units and Measurements (35 nolu raporu)
IM	Internal Margin (iç pay)
IV	Irradiated Volume (Işınlanan hacim)
k_{att}	Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarında meydana gelen azalmayı (soğurma ve saçılmayı) hesaba katan faktör
k_m	İyon odasının duvarının ve build-up cap materyalinin hava eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör
LiF	Lityum Florür
MeV	Milyon elektron Volt
M_{ort}	Okuma değeri (Elektrometreden alınan okumaların ortalaması)
MU	Monitor Unit
μ	Lineer soğurma katsayısı
MPV	Multiple Plan View (Çoklu kesitlerin görüntüsü)
N_D	Soğurulan doz için kalibrasyon faktörü
N_K	İyon odalarının hava-kerma kalibrasyon faktörü

NACP	Nordic Association of Clinical Physics
NTCP	Normally Tissue Complication Probability (Normal doku komplikasyon olasılığı)
OR	Organ at Risk (Riskli Organ)
P	Anlık basınç
P_{cel}	İyon odasının merkezi elektrodundaki materyalin hava eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktördür
PMT	Photon Multiplier Tube (Fotoçoğaltıcı tüp)
PRV	Planning Risk Volume (Planlanan risk hacmi)
PTV	Planning Target Volume (Planlanan hedef hacim)
P_u	Pertürbasyon faktörü; iyon odasının duvar materyalinin ve hava kavitesinin suya eşdeğer olmaması nedeniyle dikkate alınan bir faktör
RT	Radyoterapi
R_p	Elektronların pratik menzili
R_{50}	Maksimum dozun % 50'sinin soğurulduğu derinlik
R_{90}	Maksimum dozun % 90'ının soğurulduğu derinlik
R_{100}	Maksimum dozun % 100'ünün soğurulduğu derinlik
SAR	Scatter-Air Ratio (Saçılan-hava oranı)
S_c	Kolimatör saçılma faktörü
S_p	Fantom saçılma faktörü
$S_{c,p}$	Toplam saçılma faktörü
SNR	Signal Noise Ratio (Sinyal gürültü oranı)
SD	Subklinik hastalık
SM	Set-up margin
SSD	Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
$S_{w,air}$	Sudan havaya durdurma gücü oranı
t	Anlık sıcaklık
TAR	Tissue-Air Ratio (Doku-hava oranı)
TMR	Tissue-Maximum Ratio (Doku-maksimum oranı)
TCP	Tumor Control Probability (Tümör kontrol olasılığı)
TV	Treated Volume (Tedavi hacmi)
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans Dozimetre
TPS	Tedavi Planlama Sistemi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı unsurları.....	3
Şekil 2.2 Tedavi kafası.....	5
Şekil 2.3 Radyoterapide kullanılan hacim kavramlarının şematik gösterimi.....	13
Şekil 2.4 ICRU 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi.....	14
Şekil 2.5 Meme ışınlaması yapılan bir hastadaki meme ve akciğerin aldığı dozun: a)Diferansiyel DVH gösterimi, b) Kümülatif DVH gösterimi.....	16
Şekil 2.6 Suda ölçülmüş merkezi eksen derin doz dağılımının grafiği.....	17
Şekil 2.7 İki farklı lineer hızlandırıcı (Philips SL75/20 ve Varian Clinac lineer hızlandırıcıları) için yüzeydeki en olası enerjinin $(E_p)_0$ bir fonksiyonu olarak menzillerin grafiği.....	18
Şekil 2.8 Elektron enerjisindeki artış ile yüzde yüzey dozundaki artışın şematik gösterimi.....	19
Şekil 2.9 Sagittaire lineer hızlandırıcı (düz eğri) ve Siemens betatron'un (çizgili eğri)merkezi eksen derin doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	20
Şekil 2.10 Farklı elektron demet enerjileri için izodoz eğrilerinin karşılaştırılması.....	21
Şekil 2.11 Bir elektron demetinin gerçek nokta kaynağının belirlenmesi.....	22
Şekil 2.12 Efektif (kaynak-cilt mesafesi) SSD'nin belirlenmesini gösteren grafik.....	24
Şekil 2.13 Rölatif Derin doz eğrisinin R_p ile değişim grafiği.....	25
Şekil 2.14 9 MeV elektron demeti için obliklik açısıyla derin dozdaki değişimin grafiği.....	27
Şekil 2.15 Kalem demetin, obliklik açısı ile değişiminin rölatif oryantasyonunun nasıl olduğuna ilişkin şematik bir gösterim.....	28
Şekil 2.16 Eğimli yüzey göğüs duvarı ışınlamasında bir gösterim.....	29
Şekil 2.17 Silindirik polyester fantoma gelen demet için hesaplanmış (kesikli eğri) ve ölçülmüş (koyu eğri) izodozların karşılaştırılmasının şekli.....	31
Şekil 2.18 Keskin yüzey düzensizliğinin elektron demetinin izodoz dağılımına etkisinin şekli.....	32
Şekil 2.19 Su-mantar ve su fantomlarındaki derin doz dağılımlarının grafiği.....	34
Şekil 2.20 Göğüs duvarının elektronlarla ışınlanmasının gösterimi.....	35
Şekil 2.21 a) Enerji demetinin, hızlandırıcı kolimatör sistemi ve fantom sisteminde izlediği yolun şematik gösterimi. b) Hızlandırıcı kolimatör sistemi ve fantom sisteminden geçen demetin enerjisi (E) ile elektron akısının (Φ_E) grafiği.....	38
Şekil 2.22 Elektronlarda günlük doz verimi ölçüm geometrisi.....	42
Şekil 3.1 Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazı.....	46
Şekil 3.2 Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi simülatör cihazı.....	48
Şekil 3.3 Termolüminesans olayın şematik gösterimi.....	49
Şekil 3.4 100 cGy'de ışınladıktan kısa bir süre sonra 400°C'de bir saat fırınlanarak okunan TLD-100 LiF fosforunun verdiği tipik ışınlama eğrisi.....	50
Şekil 3.5 TLD okuyucunun şematik diyagramı.....	51
Şekil 3.6 İnsan anatomik eşdeğeri rando fantom.....	52
Şekil 3.7 CMS, XIO marka Tedavi Planlama Sisteminde tedavi planlamasının genel görünümü.....	54

Şekil 4.1 E = 5 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	60
Şekil 4.2 E = 7 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	60
Şekil 4.3 E = 8 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	62
Şekil 4.4 E = 10 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	63
Şekil 4.5 E = 12 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	64
Şekil 4.6 E = 14 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	65
Şekil 4.7 E = 5 MeV için TPS'ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	66
Şekil 4.8 E = 10 MeV için TPS'ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	67
Şekil 4.9 E = 12 MeV için TPS'ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri.....	67
Şekil 4.10 G = 0°, E = 5 MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri.....	69
Şekil 4.11 E = 5 MeV için G = 0°-15°-20°-30°-45°-60° açılarında demet merkezi eksenini boyunca %DD eğrileri.....	70
Şekil 4.12 G = 30°, E = 10 MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri.....	71
Şekil 4.13 E = 10 MeV için G = 0°-15°-20°-30°-45°-60° açılarında demet merkezi eksenini boyunca %DD eğrileri.....	72
Şekil 4.14 G = 45°, E = 14 MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri.....	72
Şekil 4.15 E = 14 MeV için G = 0°-15°-20°-30°-45°-60° açılarında demet merkezi eksenini boyunca %DD eğrileri.....	73
Şekil 4.16 Göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında tedavi planlamasının genel görünümü.....	74
Şekil 4.17 Göğüs duvarı ışınlaması için bloklanmış tedavi alanının BEV ve DRR görüntüsü.....	75
Şekil 4.18 G = 0°, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm ² , kolimatör = 0° iken E = 5 ve 7 MeV için DVH karşılaştırması.....	76
Şekil 4.19 G = 346°, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm ² , kolimatör = 0° iken E = 5 ve 7 MeV için DVH karşılaştırması.....	77
Şekil 4.20 G = 14°, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm ² , kolimatör = 0° E = 5 ve 7 MeV için DVH karşılaştırması.....	78
Şekil 4.21 E = 7 MeV, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm ² , kolimatör = 0° G = 14°-0°-346° için DVH karşılaştırması.....	79
Şekil 4.22 E = 5 MeV, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm ² , kolimatör = 0° G = 14°-0°-346° için DVH karşılaştırması.....	80
Şekil 4.23 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 14 nolu kesit).....	81
Şekil 4.24 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 15 nolu kesit).....	81
Şekil 4.25 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 16 nolu kesit).....	82

Şekil 4.26 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 17 nolu kesit).....	82
Şekil 4.27 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 18 nolu kesit).....	82
Şekil 4.28 Baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında tedavi planlamasının genel görünümü.....	87
Şekil 4.29 Baş-boyun boost ışınlaması için bloklanmış tedavi alanının BEV ve DRR görüntüsü.....	87
Şekil 4.30 Baş-boyun ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 8 nolu kesit).....	88
Şekil 4.31 Baş-boyun ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 9 nolu kesit).....	88
Şekil 4.32 Baş-boyun ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 10 nolu kesit).....	89

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Su için D_{maksimum} 'un bir yüzdesi olarak elektron menziline bitimindeki x-ışını kontaminasyon dozu.....	26
Çizelge 2.2 Elektron demetleri için obliklik faktörleri.....	30
Çizelge 2.3 Farklı enerjili elektron demetleri için d_{max} , R_p , $\overline{E_z}$, P_u , $S_{w,\text{air}}$, P_{cel} değerleri (TRS No. 277).....	43
Çizelge 4.1 $E = 5$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	60
Çizelge 4.2 $E = 7$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	61
Çizelge 4.3 $E = 8$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	62
Çizelge 4.4 $E = 10$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	63
Çizelge 4.5 $E = 12$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	64
Çizelge 4.6 $E = 14$ MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı.....	65
Çizelge 4.7 $E = 5, 7, 8, 10, 12$ ve 14 MeV için kemik ve yumuşak dokudan geçen %90'lık izodoz eğrisinin geçtiği derinlik ve izodoz derinliğinin cm kemik başına azalımı.....	68
Çizelge 4.8 $E = 5, 7, 8, 10, 12$ ve 14 MeV için kemik ve yumuşak dokudan geçen %85'lik izodoz eğrisinin geçtiği derinlik ve izodoz derinliğinin cm kemik başına azalımı.....	68
Çizelge 4.9 $E = 5$ MeV için TPS'ten elde edilen $G = 0^\circ - 15^\circ - 20^\circ - 30^\circ - 45^\circ - 60^\circ$ açılarında demet merkezi eksen boyunda izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik.....	70
Çizelge 4.10 $E = 10$ MeV için TPS'ten elde edilen $G = 0^\circ - 15^\circ - 20^\circ - 30^\circ - 45^\circ - 60^\circ$ açılarında demet merkezi eksen boyunda izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik.....	71
Çizelge 4.11 $E = 14$ MeV için TPS'ten elde edilen $G = 0^\circ - 15^\circ - 20^\circ - 30^\circ - 45^\circ - 60^\circ$ açılarında demet merkezi eksen boyunda izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik.....	73
Çizelge 4.12 $G = 0^\circ$ de, $E = 5$ ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri.....	76
Çizelge 4.13 $G = 346^\circ$ de, $E = 5$ ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri.....	77
Çizelge 4.14 $G = 14^\circ$ de, $E = 5$ ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri.....	78

Çizelge 4.15 E = 5 MeV için G = 0°-14°-346° doz yüzdelerine karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri.....	79
Çizelge 4.16 E = 7 MeV için G = 0°-14°-346° doz yüzdelerine karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri.....	80
Çizelge 4.17 Göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında elde edilen E = 5 ve 7 MeV enerjili elektron demetleri için TLD yerlerine bağlı doz değerleri.....	83
Çizelge 4.18 Göğüs duvarı ışınlamasının rando fantomdan elde edilen E = 5 ve 7 MeV enerjili elektron demeti için TLD yerlerine bağlı doz değerleri.....	84
Çizelge 4.19 E = 5 MeV enerjili elektron demeti için göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark.....	85
Çizelge 4.20 E = 7 MeV enerjili elektron demeti için göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark.....	86
Çizelge 4.21 Baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında elde edilen E = 10 MeV enerjili elektron demetleri için TLD yerlerine bağlı doz değerleri.....	89
Çizelge 4.22 Baş-boyun boost ışınlamasının rando fantomdan elde edilen E =10 MeV enerjili elektron demeti için TLD yerlerine bağlı doz değerleri.....	89
Çizelge 4.23 E = 10 MeV enerjili elektron demeti için baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark.....	90

1. GİRİŞ

Yüksek enerjili elektronlar, 1950'lerin başından beri kullanılmaktadır (Khan 1994). Başlangıçta Betatronlardan elde edilen elektron demetleri hasta tedavisinde kullanılmıştır. 1970'lerden bu yana yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar, foton ve MeV enerjili elektron demetleriyle klinik kullanıma girmiş ve betatronların yerini almıştır.

Günümüzde hasta tedavisinde kullanılan yüksek enerjili elektron demetleri lineer hızlandırıcılardan elde edilir. Lineer hızlandırıcılardaki elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır. Tungsten flamanın ısıtılmasıyla elde edilen elektronlar, hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilir ve bir kalem elektron demeti elde edilir. Bu kalem elektron demeti-hızlandırıcının vakum penceresinden geçerek, manyetik alanla saptırılıp, foillerden saçılarak, monitör iyon odaları ve hava sütunların arasına girdikten sonra-bir noktadan uzaklaşma görünümünde olan geniş bir demet şeklinde yayılır (Khan 1994).

Yüksek enerjili elektronlar, radyoterapide önemli bir kullanım alanına sahiptir. Klinik olarak en faydalı enerji aralığı 6-20 MeV'dir (Khan 1994). Bu enerjilerdeki elektron demetleri yüzeysel tümörlerin ve arkasında kritik organ bulunan ve elektronların erişimine uygun tümörlerin tedavilerinde kullanılırlar. Tedavi alanına giren yapılar homojen değildir. Doz dağılımını etkileyebilecek hava boşlukları ve kemik yapılar vardır. Yine tedavilerde kullanılan elektron demetleri ile düzgün olmayan eğimli yüzeylerden ve değişik açılardan tedaviler yapılır. Bu durumlarda farklı enerjilerdeki elektron demetlerinin doz dağılımlarının nasıl etkilendiği önemlidir. Elektronların fotonlara göre menzillerinin oldukça kısa oluşu, bu etkilerin dikkate alınmasını daha önemli kılar.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Radyoterapide Kullanılan Cihazlar ve Genel Özellikleri

2.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı

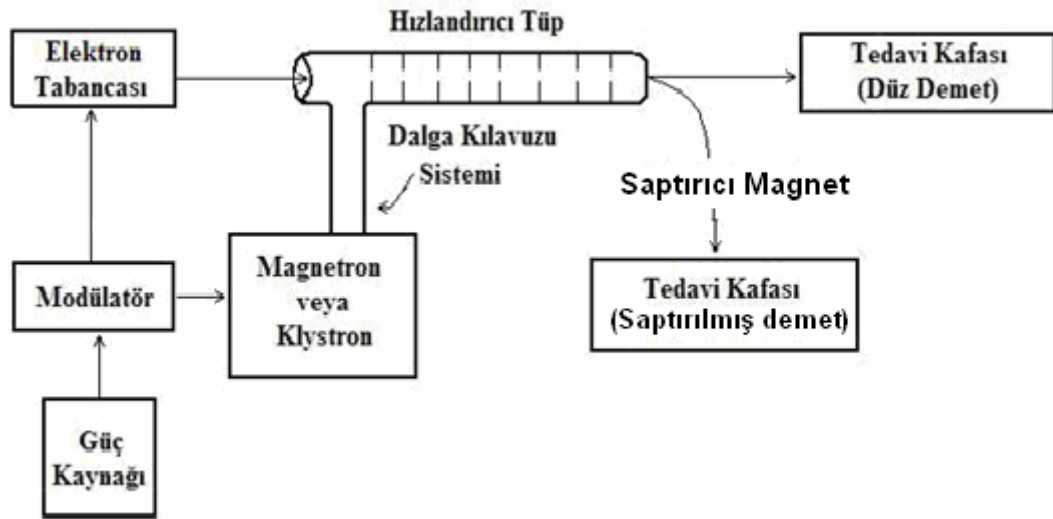
Lineer hızlandırıcı, elektronlar gibi yüklü parçacıkların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırıldığı ve yüksek enerjili elektron ve x-ışınlarının elde edildiği bir cihazdır. Yüksek enerjili elektron ışını yüzeyel tümörlerin tedavisinde kullanılmakta ya da hedefe çarptırılmaktadır. Hedefe çarptırılması ile oluşan x-ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır (Khan 1994).

Lineer hızlandırıcıların, hareketli dalga ve duran dalga hızlandırıcıları olmak üzere iki çeşit dizaynı vardır. Fonksiyonel olarak, hareketli dalga yapılarında, yapının sonunda kalan mikrodalga enerjisini soğuracak soğurucu bulunmaktadır. Duran dalga hızlandırıcıda ise dalganın maksimum geri dönüşü sağlanmaktadır. İleri ve geri hareketli dalgaların kombinasyonu ile duran dalga oluşturulmaktadır. Duran dalga dizaynı, hareketli dalga dizaynına göre daha çok etkilidir ancak daha pahalıdır. Duran dalga dizaynında, hızlandırıcı tüpün kaynağına bağlandığı yerde kalan mikrodalga enerjisini soğuran, dalganın geriye yansımaya engel olan sirkülatör (veya izolatör) bulunmaktadır (Khan 1994).

Şekil 2.1’de medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı kısımları görülmektedir. Güç kaynağı modülatöre DC akım, modülatör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım, modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığı ile elde edilmektedir. Modülatörden çıkan yüksek pulslu akım magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilmektedir. Magnetron veya klystron

mikrodalga kaynaklarıdır. Magnetron mikrodalga üretmektedir. Fonksiyonel olarak yüksek- güç osilatörüdür. Mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3000 MHz' dir. Klystron ise mikrodalga yükseltecidir. Klystronun düşük güçte bir mikrodalga osilatörü ile sürülmesi gerekmektedir. Magnetron, klystrondan daha ucuz ve ömrü daha kısadır. Klystron, 20 MeV ya da daha yüksek enerjili ışın uygulamalarında tercih edilmektedir. Magnetron veya klystrondan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi yoluyla hızlandırıcı tüpe gelmektedir. Elektron tabancasında oluşan elektronlar da hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir (Dirican 2002).

Hızlandırıcının yapısı, bakır diskler ve diyaframlarla bölümlere ayrılmış bakır tüplerden oluşmaktadır. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanmaktadır. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 KeV civarındadır. Tüp içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar, dalga üzerindeki bir sörfçü gibi sinüsel elektrik alandan enerji kazanırlar (Khan 1994).



Şekil 2.1 Medikal lineer hızlandırıcının temel ve yardımcı unsurları (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için, tüp boyunca odaklayıcı alanlar elde edilmektedir (Dirican 2002). Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden 3 mm çaplı kalem demet şeklinde çıkmaktadır. Düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'e kadar) nispeten daha kısa hızlandırma tüpü vardır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleşmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Hızlandırılmış elektronlar, hızlandırıcı tüp ile hedef arasında saptırıcılar ile 90° veya 270° saptırılarak hedef üzerine ya da doğrudan doğruya hızlandırıcı tüpün dışına gönderilmektedir (Khan 1994).

Hızlandırılmış elektronlar, tungsten gibi yüksek atom numaralı bir materyalden oluşmuş hedefe çarptırıldığında x-ışını meydana gelmektedir. Hedef, suyla soğutulmakta ve gelen elektronların çoğunu soğurabilecek kalınlıktadır. Bremsstrahlung olayında; elektron enerjisi, gelen elektronun enerjisine eşit maksimum enerjili x-ışınının spektrumuna dönüşmektedir (Khan 1994).

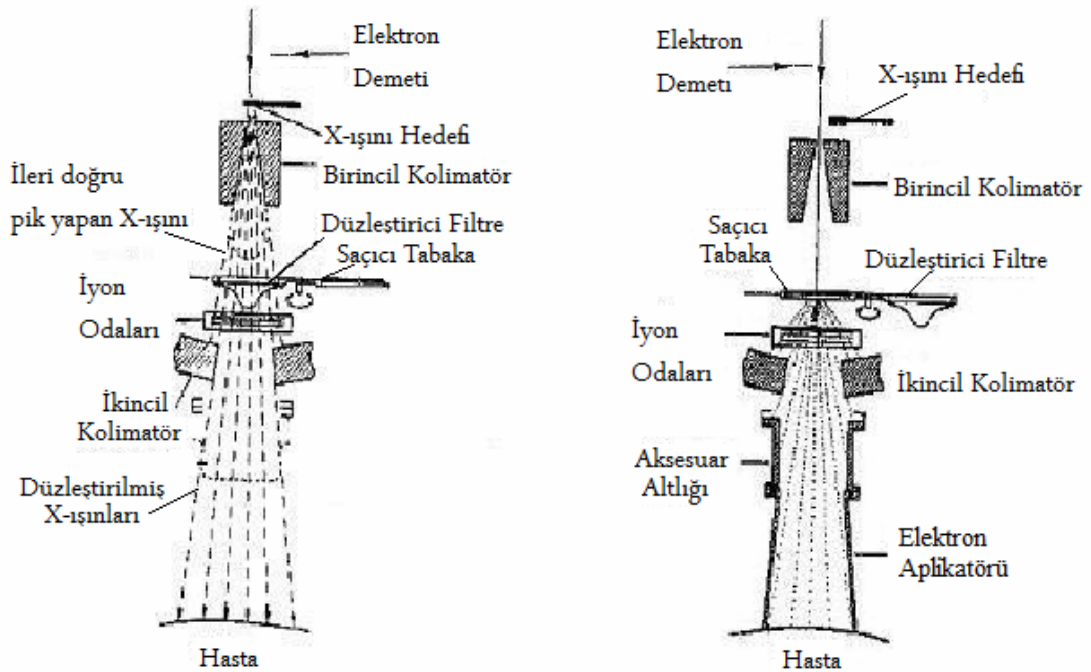
Elektron tedavilerinde, elektron hedefe çarptırılmamaktadır. Kalem genişliğindeki elektron ışını, homojen elektron akımını sağlamak için saçıcı tabaka (scattering foil) ile genişletilmektedir. Saçıcı tabaka genellikle kurşundan yapılmış ince metalik bir tabakadır. Bremsstrahlung olmaması ve elektronların çoğunun soğurulmaması için tabakaların kalınlığı ayarlanmaktadır. Fakat yine de toplam enerjinin bir kısmı bremsstrahlung enerjisine dönüşmektedir. Bu da elektron ışınına x-ışını kontaminasyonu olarak yansımaktadır (Khan 1994).

Bazı lineer hızlandırıcılarda elektromanyetik tarama ile elektronların alanı genişletilmektedir. Bu yöntem ile x-ışını kontaminasyonu minimuma indirilmekte fakat elektronların kolimatör duvarına ve kolimasyon sistemindeki diğer yüksek atom numaralı materyallere çarpması ile bir miktar x-ışını oluşmaktadır (Khan 1994).

Tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu tabaka içermektedir. Tedavi kafası içinde x-ışını hedefi, saçıcı tabaka, düzleştirici filtre, iyon odaları, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık lokalizasyonu sistemi bulunmaktadır. Kafanın bloklama ile radyasyondan korunma kurallarına uygunluğu sağlanmıştır. Şekil 2.2’de tedavi kafası görülmektedir (Khan 1994).

Elektronların hedefe çarpmasından sonra oluşan x- ışınlarının yoğunluğunu homojen hale getirmek için düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Bu filtre sıklıkla kurşundan yapılmaktadır. Fakat tungsten, çelik, alüminyum veya bunların kombinasyonlarından da yapılabilmektedir (Khan 1994).

Tedavi ışını ilk önce sabit birinci kolimatör ile kolime edilmektedir. X-ışını modunda, sabit birinci kolimatörden gelen x-ışını, düzleştirici filtreye gelmekte, elektron modundaki tedavide ise bu filtre kalkmaktadır (Khan 1994).



Şekil 2.2 Tedavi kafası (Khan 1994)

Düzleştirilmiş x-ışını veya elektron demeti, doz kontrol odasına gelmektedir. Doz ölçüm sisteminde, birçok iyon odası veya plakalardan oluşmuş bir iyon odası vardır. Genellikle bu iyon odaları geçirgen tipte olmalarına rağmen, bazı lineer hızlandırıcılarda silindirik thimble iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odasının fonksiyonu, doz miktarını, integral dozu ve alan simetrisini ölçmektir. Doz hızındaki değişiklik, iyon odasındaki iyon birikimini etkilememektedir. Bu iyon odası, ışın kalibrasyonu için kullanılan iyon odalarının tersine dışarıdaki havanın basıncı ve sıcaklığından etkilenmemektedir. Fakat yine de bu iyon odaları periyodik olarak kontrol edilmelidir (Khan 1994).

X-ışını ya da elektron demeti iyon odasını geçtikten sonra, hareketli x-ışını kolimatörüne gelmektedir. Bu kolimatör iki çift kurşun ya da tungsten kolimatör çenesinden (jaws) oluşmuştur. Bu, alanın $0 \times 0 \text{ cm}^2$ 'den ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'ye kadar açılmasını sağlamaktadır.

Tedavi alanı, ışık lokalizasyon sistemi ile belirlenmektedir. Bu sistemlerde iyon odası ile kolimatör çenesi arasına ayna ve ışık kaynağı kombinasyonu yerleştirilmiştir. X-ışınının odak noktasından verilmesi ile birlikte ışık projeksiyonu oluşmaktadır. Işık projeksiyonunun belirlediği alan, radyasyon alanıdır (Khan 1994).

2.1.2 Simülatör cihazı

Simülatör cihazı, diagnostik x-ışını tüpü kullanılarak oluşturulmuş bir düzendir. Geometrik, mekanik ve optik özellikleri bakımından tedavi ünitesinin benzeridir. Simülatörde, hastaların tedavi koşulları simüle edilmekte veya tedavisine başlamış hastaların tedavi koşullarının doğruluğu kontrol edilmektedir. Simülatörün ana fonksiyonu, çevre normal dokularla sınırlandırılmış hedef hacminin olduğu tedavi alanının görüntülenmesidir. İç organların radyografik olarak görüntülenmesi ile tedavi

alanları ve korunacak alanlar belirlenmektedir. Birçok ünite, dinamik görüntülemeyi sağlayan floroskopik kapasite mevcuttur.

Simülatöre ihtiyacın nedenleri şunlardır:

- Sıradan bir diagnostik x-ışını tüpünün, radyasyon demeti ve hastanın eksternal-internal anatomisi arasındaki geometrik ilişkiyi gösterememesi
- Simülatörlerde kullanılan x-ışını enerjisinin, tedavi için kullanılan x-ışını enerjilerine göre daha düşük olması nedeniyle radyografik görüntünün daha iyi olması
- Tedavi ünite odasının zamansal açıdan işgal edilmemesi
- Hastanın set-up'ında ve tedavi tekniğinde zaman kaybına neden olan beklenmeyen problemlerin tedaviden önce çözümlenebilmesi.

Lokalize tedavi hacmi ve set-up alanları ile diğer gerekli veriler simülatörde sağlanabilmektedir. Çünkü simülatörün özellikleri, tedavi ünitesinin özellikleri ile aynıdır. Kontur alınması, kompensatör veya bolus ile ilgili hastanın değişebilir ölçümleri uygun set-up koşulları altında sağlanabilmektedir. Standart ve kişisel koruma blok testleri simülatör ile yapılmaktadır. Modern simülatörlerde, lazer ışığı, kontur çizici ve gölge tepsisi gibi ekipmanlar vardır (Khan 1994).

2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografide, x-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren x-ışını tüpü, hastanın karşısındaki radyasyon detektörü ile eş zamanlı hareket ederek tarama yapmaktadır. BT'de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta, yüksek radyasyon dozu soğurduğu halde yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür.

Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları, – 1000 (hava için) ile + 1000 (kemik için) arasındadır. Hounsfield birimi ile kullanılan BT numarası (H) :

$$H = \frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}} \times 1000$$

denklemini ile hesaplanmaktadır. Buradaki μ lineer soğurma katsayısıdır. Hounsfield numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1’lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Bor 2003).

Üç boyutlu tedavi planlamasının en önemli özelliklerinden biri, enine (transvers) görüntüsünün başka düzlemlerde yeniden yapılandırılma kabiliyetidir. Buna “digitally reconstructed radiographs” (DRRs) denir. Yüksek kalitede DRR’lar elde etmek için yüksek kontrast ve çözünürlükte görüntüler ve uygun kalınlıkta küçük kesitler gerekmektedir. Kesit kalınlığı, ihtiyaca bağlı olarak genelde 2-10 mm arasında seçilir. Örneğin; çok ince kesitler, tümör lokalizasyonu veya yüksek kalitede DRR’lar için, çok kalın kesitler ise tümör hacminin dışındaki bölgeler içindir. Spiral ya da sarmal BT tarayıcıları, hasta tarayıcı çemberine doğru ilerlerken, x-ışını tüpünün sürekli dönüşüne izin verir. Bu önemli ölçüde toplam tarama süresini azaltır ve bu yüzden yüksek kalitede BT görüntüleri ve DRR’lar için gerekli büyük sayıda ince kesitin kazancına izin verir. Çünkü DRR’ları herhangi bir düzlemde oluşturmak için BT görüntüleri işlenebilir olmalıdır.

Bazı BT simülatörler, konvansiyonel simülatörler şeklinde kullanılabilir. Bir BT simülatör, tedavi izomerkezini ayarlama da kullanılan lazerlere, düz bir masa ya da yatağa ve görüntü kayıt cihazları ile donatılmış bir BT tarayıcısına sahip olabilmektedir. BT bilgilerini işleyen özel yazılımlı bilgisayar, demet yönlerini planlayabilir, BEV

DRR'larını ve tedavi demetleri ile aynı geometriye sahip BT simülasyon filmlerini oluşturabilmektedir (Khan 2003).

Tedavi planlaması, yüksek görüntüde kaliteli BT'ler gerektirir. BT çekilirken hastanın hareketsizliği sağlanırsa görüntünün kaliteliliği artar. Hareketsizliğin sağlanması, üç boyutlu radyoterapi planlaması için önemlidir. Hastanın tedavisi ile simülatördeki pozisyonunun aynı olmasını sağlayabilmek için BT masası düz kullanılmalıdır. Tedavi bölgesinde marker, plastik kateter ve radyoopak gibi işaretleyicilerin kullanılması tedavi alanını belirlemede kolaylık sağlar.

Radyoterapide tedavi planlama sistemlerine, bilgisayarlı tomografi görüntüleri iki şekilde aktarılmaktadır:

- BT filmleri, film tarayıcılardan geçirilerek görüntüler bilgisayara aktarılmaktadır. Hedef hacim tanımlanmakta ve yapıların dış kontürü çizilmektedir.
- Veriler BT'den DICOM aracılığıyla planlama sistemine aktarılmaktadır. Dış kontur ve yapılar otomatik veya elle çizilmektedir. Bilgisayarlı tomografi görüntüleri, DICOM sayesinde gri skala modunda tedavi planlama sisteminin monitöründe görüntülenebilmektedir.

Dış kontur ve iç yapıların çizimi, hedef hacim tedavi tekniğinin uygulanması için önemli değildir. Fakat doz dağılımının doğruluğu için gereklidir (Khan, 1994).

2.1.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemi; özel bir monitör, film tarayıcı, ışıklı bir dijital yazıcı, yazıcı ve çizici gibi donanımlardan oluşan iki ya da üç boyutlu planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen bir sistemdir. Farklı enerjilerde, farklı kaynak-cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturup bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltebilmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını, bilgisayar ortamında elde edebilmek mümkündür.

Işınlama cihazına ait demet enerjisi, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılan-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerden gerekli olanları önceden planlama sistemine girilir. Planlama sistemi içerdiği özel algoritmalar yardımıyla sonradan girilen hedefe (yani hastaya), tedavi tekniğine (eksternal, brakiterapi, ark vb.), ışınlamaya (enerji, alan boyutu, SSD vb.) ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametreleri ilişkilendirerek doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir.

Tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler, planlama sistemine kuruluş aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrolü yapılmaktadır. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında uygun bir biçimde girilmektedir. Her hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. veriler, kaynaklarından doğru bir şekilde alınarak planlama sistemine yüklenir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar ve tedavi edilecek hedef hacim uzman doktorlar tarafından çizilir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilir. Yazılım da, girilen tüm bilgileri göz önünde bulundurarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirir.

2.2 Diğer Tanımlar

2.2.1 Radyoterapide kullanılan hacim kavramları

Radyoterapide amaç tümör hacmine gerekli olan tedavi dozu verilirken radyasyon alanı içindeki kritik organ ve sağlıklı dokuların korunmasıdır. Tümör için en uygun ışını ve toplam fraksiyon başına dozu seçmek, seçilen ışını en uygun teknikle tümör alanına ulaştırmak, tümör hücrelerini öldürürken normal dokuları korumak radyasyon tedavisinde önemlidir. Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlamasının yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramlarının iyi bilinmesi gerekmektedir. Bu konuda yayınlanan raporlarda tanımlamalar yapılmıştır (Anonymous 1993, Anonymous 1999).

Bu hacim kavramları:

1. Görüntülenebilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
2. Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume, CTV)
3. Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume, PTV)
4. Tedavi hacmi (Treated Volume, TV)
5. Işınlanan hacim (Irradiated Volume, IV)
6. Riskli organ (Organ at Risk)

Tüm bu hacim kavramları şekil 2.3'te şematik olarak gösterilmiştir (Anonymous 1999).

2.2.1.1 Görüntülenebilir tümör hacmi (GTV)

Gross tümör hacmi (GTV); tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve büyüklüğü bilgisayarlı

tomografi, nükleer magnetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı belirlenmektedir (Anonymous 1999).

2.2.1.2 Klinik hedef hacmi (CTV)

Klinik hedef hacim (CTV), tanımlanabilir tümör hacmi ve/veya yok edilmesi gereken sub-klinik malign hastalığı içeren doku hacmidir (Anonymous 1999). CTV, tomografi kesitlerinde görülen tümör ve mikroskopik tümör uzanımı için riskli bölgeleri içine alan hacim olarak belirlenir (Dirican 2002). Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur (Anonymous 1999).

2.2.1.3 Planlanan hedef hacim (PTV)

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Tedavideki set-up hatalarından ve diğer belirsizliklerden dolayı CTV'nin tedavi süresince tedavi alanı içinde kalmasını sağlamak amacıyla CTV'ye pay bırakılarak PTV tanımlanır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır (Anonymous 1999).

2.2.1.4 Tedavi hacmi (TV)

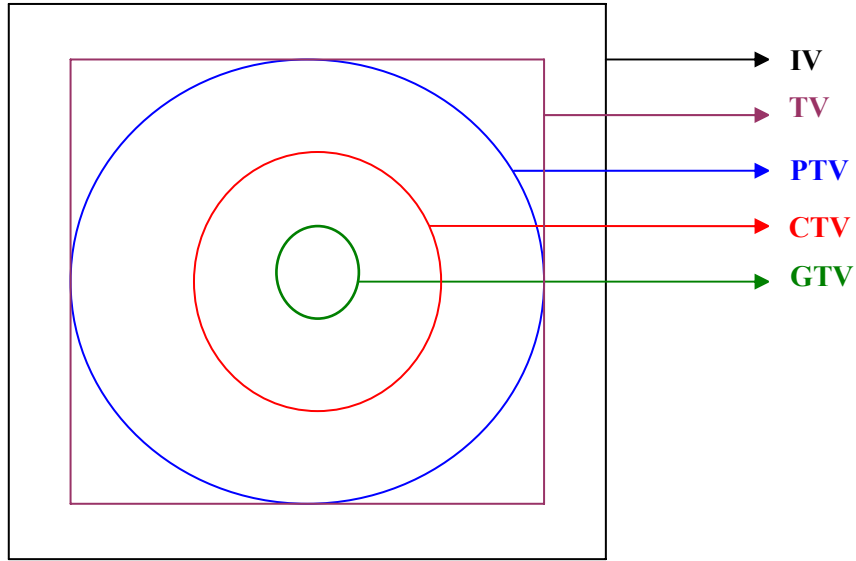
Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun, planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkolojisi ekibinin kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir (Anonymous 1999). Yani bir izodoz yüzeyi tarafından sınırlanmış hacimdir (Dirican 2002).

2.2.1.5 Işınlanan hacim (IV)

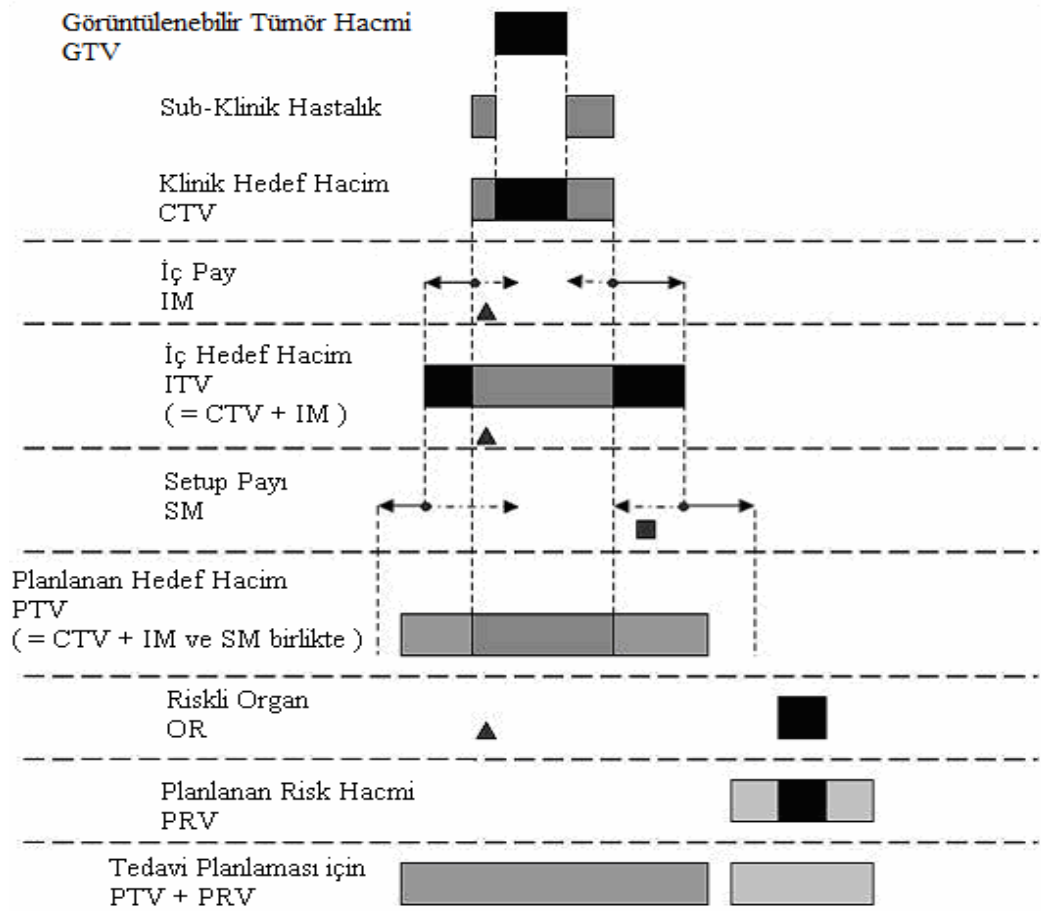
Işınlanan hacim, normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doz hacmidir (Anonymous 1999).

2.2.2.6 Riskli organ (OR)

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon duyarlılığı tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (göz, omurilik vs.)' dir (Anonymous 1999) (Şekil 2.4)



Şekil 2.3 Radyoterapide kullanılan hacim kavramlarının şematik gösterimi (Dirican 2002)



Şekil 2.4 ICRU 62’ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi (Anonymous 1999)

2.2.2 Doz- hacim histogramı (DVH)

Doz-hacim histogramları, üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlar. Üç boyutlu doz dağılımındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Basitçe, tanımlanan hacimlerde doz değerlerinin dağılım frekanslarını temsil eder. Genellikle toplam hacim yüzdesi olarak görüntülenir. Normal doku komplikasyon olasılığının (NTCP) hesaplanmasında kullanılırlar.

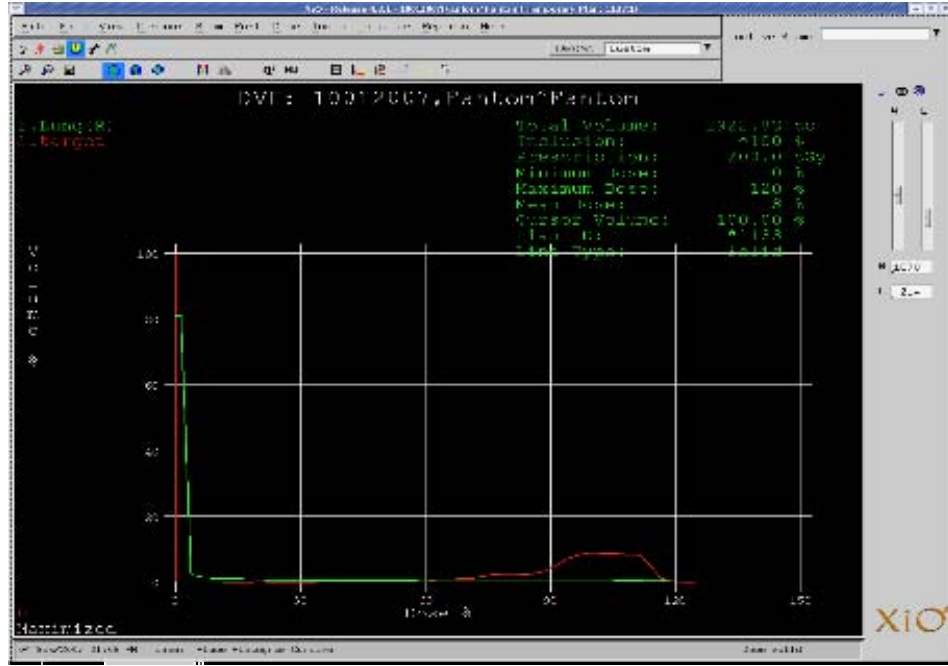
Bir doz-hacim histogramı sadece, ne kadar hacimde ne kadar doz soğurulduğuyla ilgili nicel bilgiyi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda ilgili her bir anatomik yapı için tek bir

eğri ile tüm doz dağılımını özetler. Bu nedenle bu, verilen planın değerlendirilmesi ya da hazırlanmış planların karşılaştırılması için önemli bir araçtır.

Doz- hacim histogramları iki şekilde gösterilirler:

a. Diferansiyel DVH: Bilgisayar, voksel numarası ile verilen aralıktaki ortalama dozu toplar ve grafiği dozun fonksiyonu olarak çizer. Hedef hacim için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren tek kolonun işaretlendiği DVH'dır. Kritik yapıların DVH'larında farklı dozların farklı hacimlere verilmesi nedeniyle çok pik gözlenir (şekil 2.5.a).

b. Kümülatif DVH: Geleneksel olarak sorulan “% izodoz eğrilerinin kapsadığı hacim ne kadardır?” sorusuna diferansiyel DVH ile cevap verilemez. Bunun için kümülatif DVH kullanılır. Bilgisayar, hedef hacmine (veya kritik yapıya) verilen dozu hesaplar ve bu hacme (hacim yüzdesi) karşı dozları çizer. Kümülatif DVH, 0 Gy doz için % 100 hacimle başlar ve bütün hacimlerin aldığı doza kadar devam eder (şekil 2.4.b).



(a)

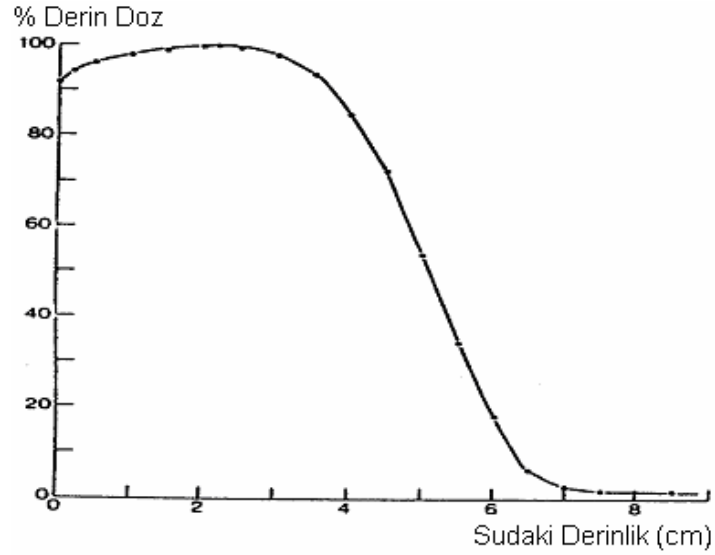


(b)

Şekil 2.5 Meme ışınlanması yapılan bir hastadaki meme ve akciğerin aldığı dozun:
a)Diferansiyel DVH gösterimi, b) Kümülatif DVH gösterimi

2.2.3 Merkezi eksen derin doz eğrileri

Elektron demetlerinin en büyük özelliği, derin doz eğrilerinin şeklidir. Homojen doz bölgesini takip eden hızlı doz düşüşü, konvansiyonel x-ışını modalitelerinden farklı klinik avantajlar sunar. Ancak, bu avantaj enerji arttıkça azalmaktadır. Yüksek enerjili elektronlar, su veya yumuşak dokuda yaklaşık 2 MeV/cm oranında enerji kaybederler. Elektronların maksimum menziline (sadece) demetin x-ışını kontaminasyonundan doza gelen katkı, derin doz eğrisinin kuyruk kısmını oluşturur (Şekil 2.6).

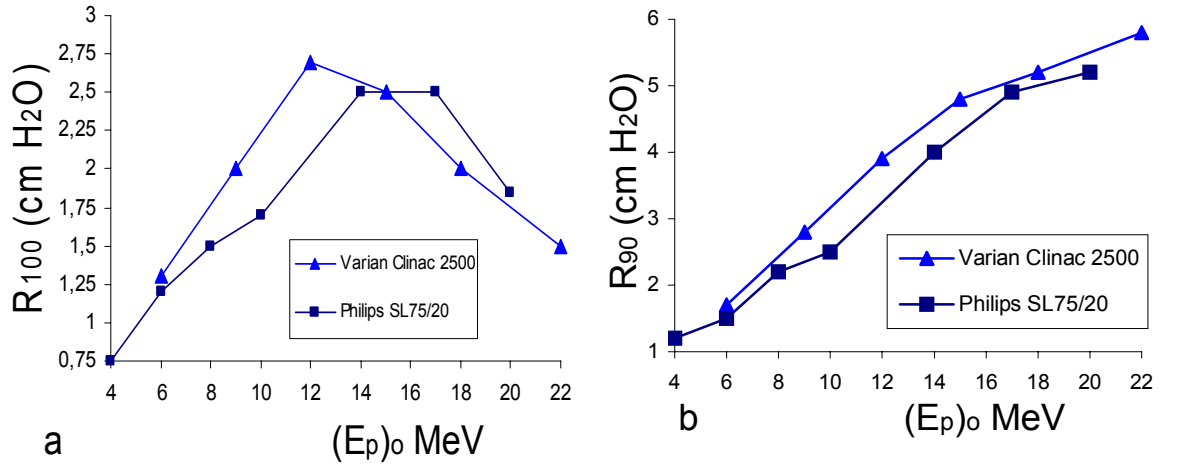


Şekil 2.6 Suda ölçülmüş merkezi eksen derin doz dağılımının grafiği (Khan 1994)

Giriş enerjisi (E_p)₀ = 13 MeV, 8x10 cm alan, efektif SSD (kaynak-cilt mesafesi) = 68 cm

Su ve yumuşak dokuda elektronların %80 ile %90 izodoz seviyeleri sırasıyla $\frac{E(\text{MeV})}{3}$ cm ve $\frac{E(\text{MeV})}{4}$ cm derinliktedir. O halde, 13 MeV'lik elektron demeti, belirlenmiş izodoz seviyesine bağlı olarak, yaklaşık 3 ile 4 cm derinliklerdeki tedaviler için faydalıdır. Şekil 2.6'da görüldüğü gibi, derin doz eğrisi, faydalı derinliğin dışında keskin bir şekilde düşmüştür ve bu nedenle, dokunun altı korunmuştur.

Elektronların, en faydalı derinliği veya terapötik menzili, %90'lık derin doz eğrisinin derinliği ile verilmiştir. Bu derinlik, yaklaşık olarak $\frac{E}{4}$ cm ile verilmiştir (E (MeV) = Yüzeyde elektron demetinin en olası enerjisi). %80'lik derin doz eğrisinin derinliği ise, yaklaşık olarak $\frac{E}{3}$ cm' de meydana gelir. D_{maksimum} derinliğinin enerji ile ilişkisi lineer değildir. Bu da farklı dizaynlı cihazlar arasında önemli değişimlere yol açmaktadır. Şekil 2.7'de, iki farklı lineer hızlandırıcı için demet enerjisinin bir fonksiyonu olarak %90'lık (R_{90}) ve %100'lük (R_{100}) izodoz eğrilerinin derinliklerinin karşılaştırılması görülmektedir. Bu farklılıklar, klinik açıdan önemlidir. Bu nedenle, verilen cihazlar için, özellikle o cihaz için ölçülmüş olan demet verilerinin kullanımı gereklidir.

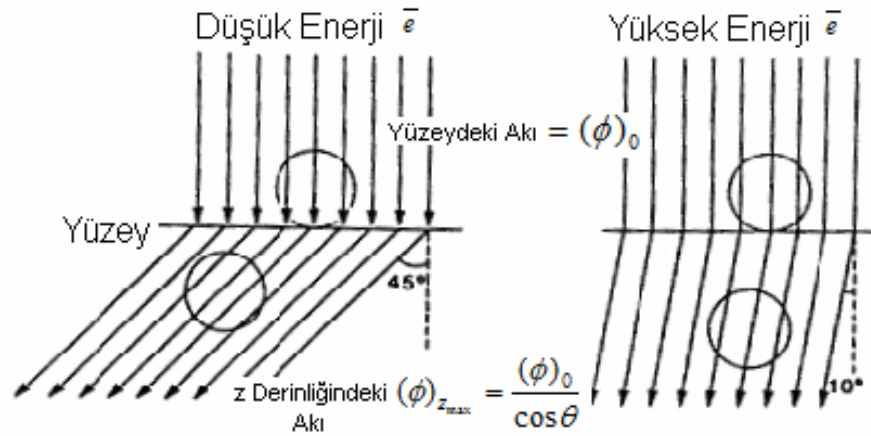


Şekil 2.7 İki farklı lineer hızlandırıcı (Philips SL75/20 ve Varian Clinac lineer hızlandırıcıları) için yüzeydeki en olası enerjinin $(E_p)_0$ bir fonksiyonu olarak menzillerin grafiği (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

a) Maksimum doz derinliğinin (R_{100}), $(E_p)_0$ 'a bağlı değişimi, **b)** %90'lık derin doz eğrisinin derinliğinin (R_{90}), $(E_p)_0$ 'a bağlı değişimi

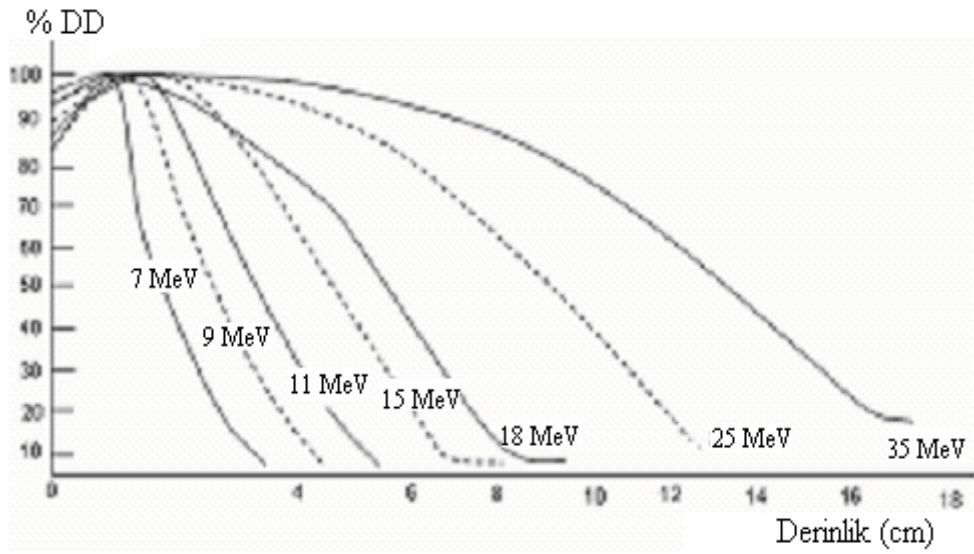
Elektronlar için demet enerjisinin seçimi, fotonlardan çok daha kritiktir. Doz, %90'lık izodoz seviyesinin dışında aniden azaldığından, tedavi derinliği ve istenilen enerji çok dikkatli bir şekilde seçilmelidir. Bununla birlikte hedef hacmin, belirlenmiş derin doz eğrisinin içinde olup olmadığından emin olmak gerekir.

Çok düşük elektron enerjilerinde (2-4 MeV'de) cildin korunma etkisi, fotonlara göre daha azdır. Fotonlardan farklı olarak, elektronlar için yüzey doz yüzdesi, enerji ile artar. Bu etki, elektron saçılmasındandır. Düşük enerjilerde, elektronlar daha kolay ve büyük açılar ile saçılır. Enerji arttıkça, ileri yönde saçılmalar artar. Bu da, daha hızlı ve daha kısa mesafede bir build up dozunun oluşmasına neden olur. Bu nedenle, düşük enerjili elektronların, maksimum doz ile yüzey dozunun oranı, yüksek enerjili elektronlarınkinden daha düşüktür. Bu etkinin basit bir örneği, şekil 2.8'de görülmektedir. Yüksek enerjili elektronlarla aynı giriş elektron akısına sahip ($\frac{e}{cm^2}$, cm^2 başına elektron sayısı) çok düşük enerjili elektronlar, çok yüksek enerjili elektronlardan daha büyük bir akı ile maksimum dozun derinliğinde build-up oluştururlar. Bu akı, $\frac{1}{\cos \theta}$ ile artar (θ , saçılma açısı).



Şekil 2.8 Elektron enerjisindeki artış ile yüzde yüzey dozundaki artışın şematik gösterimi (Khan 1994)

Demet oluşumundaki, demet saptırma ve kolimasyon sistemlerinin farklılıklarından dolayı, derin doz dağılımı ve yüzey dozu, her cihaz için farklıdır. Şekil 2.9'da da, farklı enerji demetleri için merkezi eksen derin doz eğrilerinin karşılaştırılması görülmektedir. Ancak bu durum, klinik uygulamada demet enerjisini belirlemek için yetersizdir. Bu nedenle, her cihaza özgü izodoz dağılımları için, farklı kon ve/veya alan boyutları gereklidir (Khan 1994).



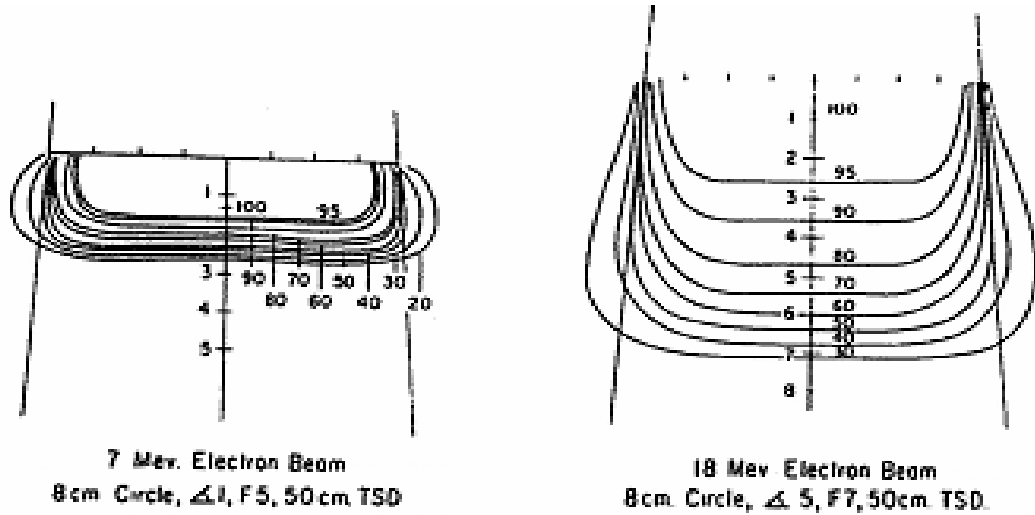
Şekil 2.9 Sagittaire lineer hızlandırıcı (düz eğri) ve Siemens betatron'un (çizgili eğri) merkezi eksen derin doz dağılımlarının karşılaştırılması (Khan 1994)

2.2.4 İzodoz eğrileri

Alan kenarları yakınındaki eğrilik ve düzlükten saçılan elektronlar, merkezi eksen derin doz dağılımının (izodoz eğrilerinin) şeklini belirlemede, önemli bir rol oynar. Farklı cihazlar için izodoz eğrilerinin şekilleri arasında önemli farklılıklar mevcuttur. Bu farklılıklar, hızlandırıcılarda kullanılan farklı kolimasyon sistemlerinden kaynaklanmaktadır. Kolimasyon sistemi ve hastanın yukarısındaki hava sütunu, enerjideki gibi yayılan demetin açısal dağılımına neden olur. Böylece aynı enerjili E_0 'lı

demetler, farklı kolimasyon sistemlerinden geçerken farklı doz dağılımına neden olurlar.

Demet, bir ortama nüfuz ederken, yüzeydeki saçılmadan dolayı hızlı bir şekilde aşağıya doğru genişler. Bununla birlikte, her derin doz eğrisi; enerji, alan boyutu ve kolimasyona bağlı olarak değişir. Şekil 2.10'da, iki farklı enerji demeti için izodoz modelleri görülmektedir. Düşük enerjili demetlerde tüm izodoz eğrileri bazı genişlemeler gösterirken, yüksek enerjili demetlerde sadece düşük izodoz seviyeleri dışarıya doğru bombeleşir. Yüksek enerjili demetlerin yüksek izodoz seviyeleri, artan alan boyutu ile daha kötüye giden lateral daralma görünümüne yol açar (Khan 1994)..

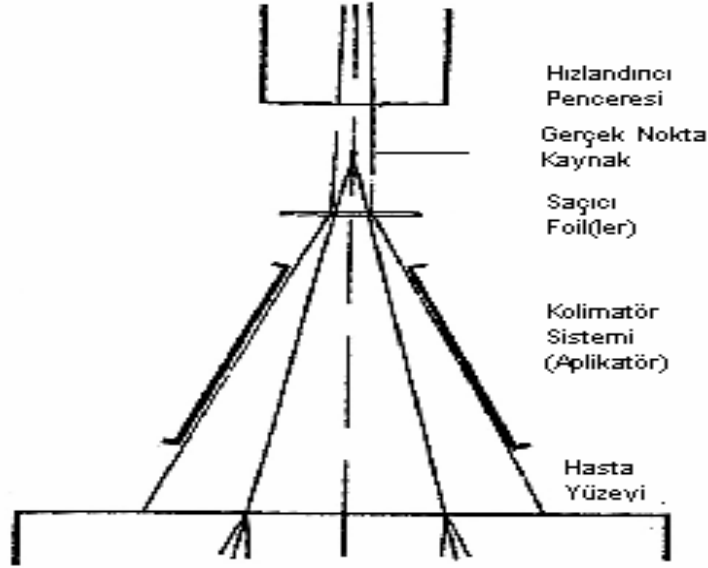


Şekil 2.10 Farklı elektron demet enerjileri için izodoz eğrilerinin karşılaştırılması (Khan 1994)

2.2.5 Elektron kaynağı

Bir kalem elektron demeti-hızlandırıcının vakum penceresinden geçerek, manyetik alanla saptırılıp, foillerden saçılarak, monitör odaları ve hava sütunların arasına girdikten sonra-bir noktadan uzaklaşma görünümünde olan geniş bir demet şeklinde

yayılır. Bu nokta, gerçek kaynak olarak adlandırılmış ve hasta yüzeyindeki elektronların hareketinin en çok olasılıklı yönleri boyunca geriye projeksiyonların bir kesişme noktası olarak tanımlanmıştır. Bu, şekil 2.11’de örneklenmiştir.



Şekil 2.11 Bir elektron demetinin gerçek nokta kaynağının belirlenmesi: Hasta yüzeyindeki elektronların hareketinin en çok olasılıklı yönleri boyunca geriye projeksiyonunun kesişim noktası (Khan 1994)

Gerçek kaynağın konumunun belirlenmesi ile ilgili olarak bazı metodlar ve birkaç fikir ortaya atılmıştır. Pohlit metodu, kolimatör ve gerçek kaynak olan bir noktanın görüntülerinin geriye projekte edilmesinden kaynaklanan farklı mesafelerdeki bakır telli gridin elektron radyografisinin alınmasıyla oluşur. Multipinhole tekniği ise, bir metal levhadaki çift konik delikleri kullanır. Pinhole görüntüleri bir film üzerinden elde edilir. Pinhole görüntülerinin geriye projeksiyonu, gerçek kaynağın konumunu verir. Meyer (ve diğerleri), belli mesafede olan filmde belirlenen alan boyutu büyütme oranı metodunu tanımlamıştır. Gerçek kaynak noktası, farklı mesafelerde elde edilmiş demet profillerinin genişliğinin % 50'sinin geriye projeksiyonu ile bulunmuştur. Bu ölçümler için, geniş bir demet ($\geq 20 \times 20 \text{ cm}^2$) kullanılmıştır.

Gerçek kaynak-yüzey mesafesinin (SSD) kullanımı, bütün klinik koşullar altında verilen SSD'lerdeki doz verimi için ters kare kanunu düzeltmesini doğru vermemiştir. Ölçümler; gerçek SSD'nin sadece büyük alan boyutları için doğru bir ters kare düzeltme faktörü verdiğini göstermiştir. Küçük alan boyutları için, ters kare kanunu düzeltmesi ve gerçek SSD ile doz verimindeki değişim beklenenin altındadır. Ters kare kanunundan gelen bu sapma, havada ve fantomdaki küçük alan boyutları ve düşük elektron enerjileri için önemli olan yanal saçılma dengesinin bir kaybından dolayı doz verimindeki ilaveli azalmadan meydana gelmiştir. Böylece, mesafe ile değişen dozu önceden tahmin etmek için gerçek SSD'nin kullanılması, düzeltme faktörlerini gerektirir, buna ek olarak ters kare kanunu, alan boyutu ve enerjinin bir fonksiyonudur.

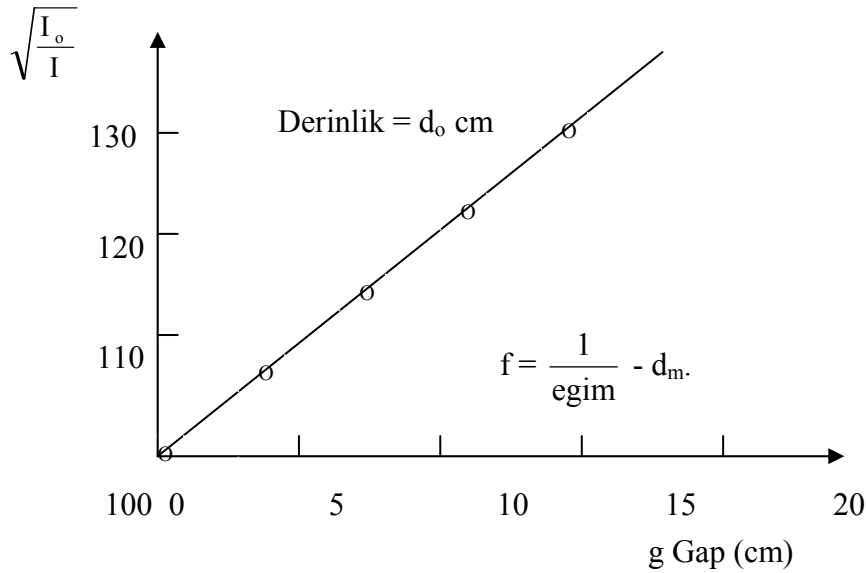
Elektron kolimatörü ve hasta arasındaki hava boşluğunun doz veriminin düzeltilmesinin alternatif bir metodu, mesafe ile doz verimindeki değişim için doğru ters kare kanunu bağıntısını veren efektif SSD'yi belirlemeye yöneliktir. Khan, olası klinik durumları çok iyi simüle edebilen bir metod tavsiye etmiştir. Bu metodda fantomdaki dozlar, ilk olarak kon ile temasta veya standart SSD'de (sıfır gap) ve sonra kon bitiminden yaklaşık 20 cm'ye kadar çeşitli mesafelerde, doz maksimum (d_m) derinliğinde ölçülmüştür. Varsayılan f = Efektif SSD; I_o = Sıfır gap'teki doz; I_g = Standart SSD noktası ve fantom yüzeyi arasında g gap'indeki doz olduğuna göre;

$$\frac{I_o}{I_g} = \left(\frac{f + d_m + g}{f + d_m} \right)^{1/2} \quad (2.2)$$

veya,

$$\sqrt{\frac{I_o}{I_g}} = \frac{g}{f + d_m} + 1 \quad (2.3)$$

şeklindedir. g gap'nin bir fonksiyonu olan $\sqrt{\frac{I_o}{I_g}}$ 'nin grafiği lineer bir şekilde elde edilmiş ve eğim = $\frac{1}{f + d_m}$ 'dir (Şekil 2.12). Böylece $f = \frac{1}{\text{egim}} - d_m$.

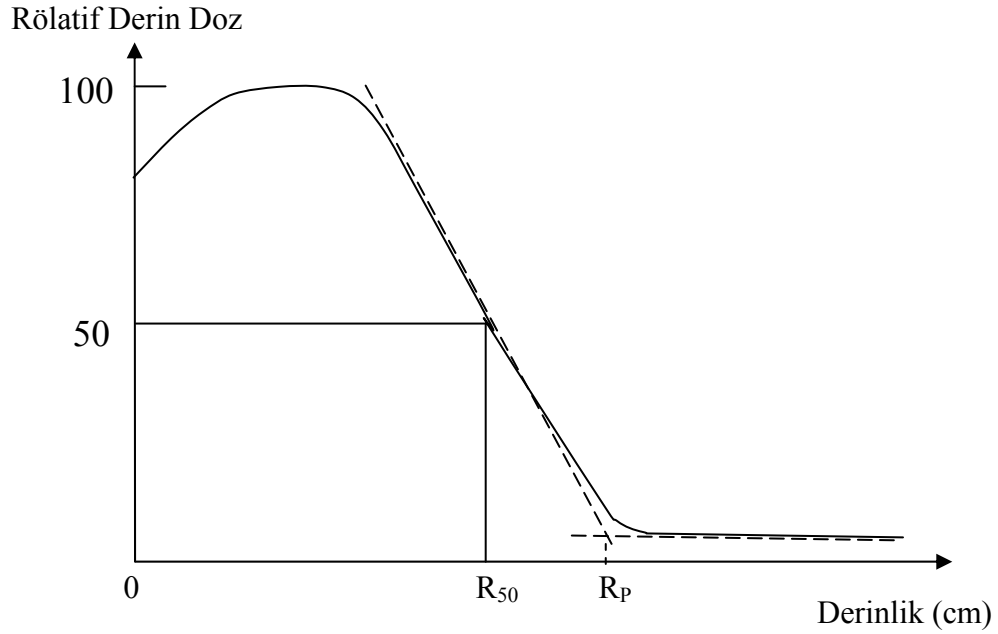


Şekil 2.12 Efektif (kaynak-cilt mesafesi) SSD'nin belirlenmesini gösteren grafik (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Efektif SSD, d_m derinliğinde yapılan ölçümlerden elde edilmesine rağmen, bu değer, ölçümlerin derinliğiyle önemli bir şekilde değişmemiştir. Bununla birlikte, efektif SSD, özellikle küçük alan boyutları ve düşük enerjiler için, enerji ve alan boyutu ile değişir. Enerji ve alan boyutunun bir fonksiyonu olan efektif SSD'lerin bir çizelgesi, klinik durumlarla karşılaştırmak için gereklidir (Khan 1994).

2.2.6 X-Işını kontaminasyonu

Elektron menziline bitimindeki x-ışını kontaminasyon dozu, kuyruğun düz olduğu noktadaki (Şekil 2.13'e bakınız) doz değerinden uzaktaki okumalar ile derin doz eğrisinin kuyruğundan belirlenebilmektedir. Bir hastadaki bu doza, elektronların kolimasyon sistemi (saçıcı foiller, iyon odaları, kolimatör çeneleri, vs.) ve vücut dokularıyla bremsstrahlung etkileşimlerinden katkı gelmiştir.



Şekil 2.13 Rölatif Derin doz eğrisinin R_p ile değişim grafiği (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

Çizelge 2.1'de, çeşitli enerjilerdeki elektron demetleri için x-ışını kontaminasyon dozları veriliyor. Bir Monte Carlo programı kullanılarak hesaplanmış olan bu değerler, Berger ve Seltzer tarafından sudaki derin doz dağılımı ile elde edilmiştir. Bir medikal hızlandırıcının x-ışını kontaminasyon dozu, kolimasyon sistemine çok bağlıdır ve Çizelge 2.1'de verilen değerlerden iki kat daha büyüktür. Genellikle, x-ışını kontaminasyonu, taramalı demet tipindeki hızlandırıcılarda en azdır, çünkü saçıcı foil

kullanılmamıştır. Bir modern lineer hızlandırıcıda, bir hasta için x-ışını kontaminasyon dozu,

6 – 12 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 0,5 – 1
12 – 15 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 1 - 2
15 – 20 MeV enerji bölgelerinde yaklaşık % 2 – 5
olarak elde edilmiştir.

Düzenli tedavi alan boyutları için, x-ışını kontaminasyonunun katkısından gelen doz ile pek ilgilenilmez. Ancak, bazen tüm beden elektron ışınlaması ile tedavi edilen Mycosis Fungoides’de olduğu gibi, x-ışını kontaminasyonunun küçük bir miktarı bile, kritik olabilmektedir (Khan 1994).

Çizelge 2.1 Su için D_{maksimum} 'un bir yüzdesi olarak elektron menzilinin bitimindeki x-ışını kontaminasyon dozu (Khan1994)

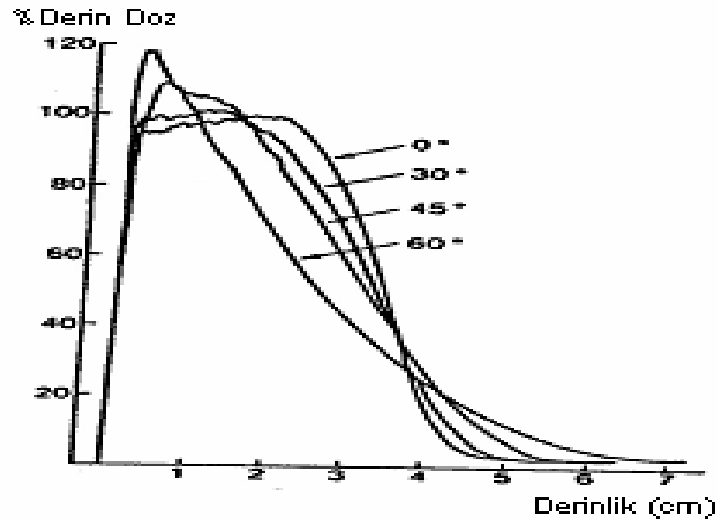
Enerji (MeV)	D_x (%)
5	0.1
10	0.5
15	0.9
20	1.4
30	2.8
40	4.2
50	6.0

2.2.7 Demet eğiminin ve hava boşluğunun düzeltilmesi

Elektron demet tedavisinde, tedavi kon bitiminin cilt yüzeyine paralel olmaması sıklıkla karşılaşılan bir problemdir (Kon bitimi: Referans SSD’deki demet eksenine dik olan düzlem olarak tanımlanır). Bu düz olmayan hava boşlukları bazen eğimli yüzeyin

fazlaca bombeleşmesinden oluşabilir. Böyle durumlarda en yaygın uygulama; doz dağılımının ters kare düzeltilmesini, gerçek ya da efektif elektron kaynağından çıkan çizgiler boyunca olan doz dağılımına uygulayarak hesaplamaktır. Bu düzeltme sonucunda, eğimli kontür için rölatif derin doz dağılımı hemen hemen değişmeden kalır fakat dozun mutlak değeri, demet diverjansı nedeniyle her derinlikte azalır. Ne yazık ki bu metod demet oblikliğinden kaynaklanan yanal saçılmalarındaki değişikliğin nedeni hakkında bilgi vermez. Ekstrand ve Dixon, bu konuyu açıklığa kavuşturup, demet oblikliğinin;

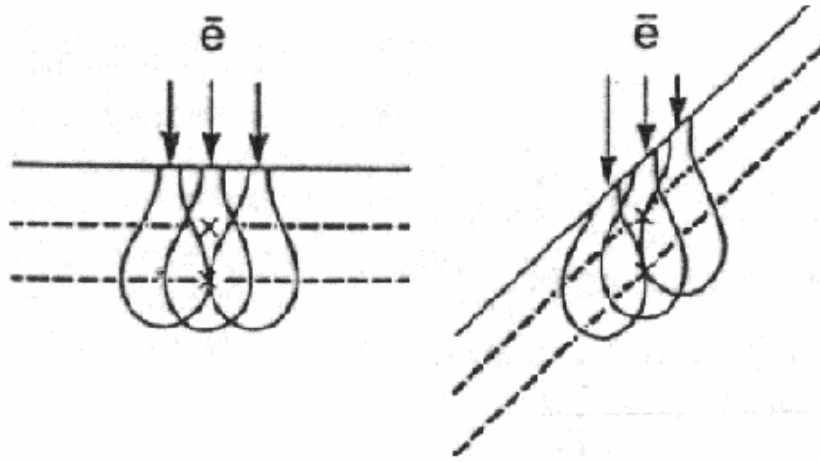
- a) Maksimum derin dozdaki yanal saçılmayı arttırdığını,
- b) D_{maksimum} 'u yüzeye doğru kaydırıldığını ve
- c) Derine doğru giriciliği azalttığını göstermişlerdir. Bu etkiler, şekil 2.14'te açıkça görülmektedir.



Şekil 2.14 9 MeV elektron demeti için obliklik açısıyla derin dozdaki değişimin grafiği (Khan 1994)

Geniş elektron demetleri, birbiri ile bitişik olan dar aralıklı demet veya çok sayıda kalem demetin toplanmasıyla gösterilebilir. Demet, hasta yüzeyine oblik bir açıyla geldiğinde, büyük derinlikteki noktada az saçılma olurken, sıkı derinlikteki noktada

bitişik kalem demetlerinden saçılmalar, yana doğru daha büyük olur. Bu durum, şekil 2.15'te gösterilmiştir. Demet dağılımındaki bu değişiklikler nedeniyle sıg derinliklerde dozun artması ve büyük derinliklerde dozun azalması beklenir. Ancak demet diverjansı nedeniyle kon bitimi ve yüzey arasındaki hava boşluğu, obliklik açısıyla artarken doz, ters kare kanununun etkisiyle her derinlikte azalır. Bu yüzeyden oblik gelen demetin etki ettiği bir noktadaki derin doz, hem “kalem demet saçılma etkisi”nden hem de demet diverjansından etkilenir.



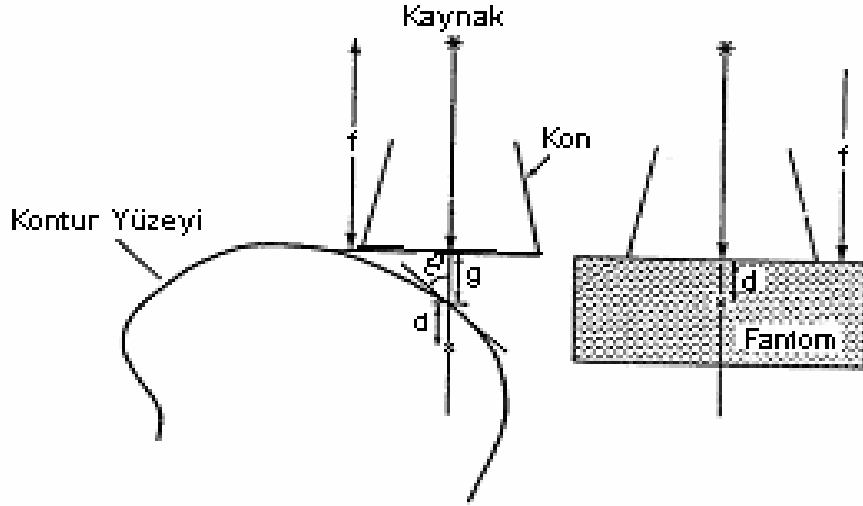
Şekil 2.15 Kalem demetinin, obliklik açısı ile değişiminin rölatif oryantasyonunun nasıl olduğuna ilişkin şematik bir gösterim (Khan 1994)

Paralel bir demet için, bu etki daha sıg noktalarda dozu artırır ve obliklik açısı artarken, artan derinliklerde doz azalır

Şekil 2.16'da, göğüs duvarı tedavisinde kullanılan düzenek görülmektedir. Demet, eğimli yüzeye dik geldiğinden kon bitimi ve yüzey arasındaki hava boşluğu, obliklik açısı ile artar. Düz yüzeyli fantom üzerine normal bir şekilde gelen demetin SSD'si f iken, $D_o(f,d)$ ise d derinliğindeki dozdur. Kon, göğüs duvarına yerleştirildiğinde, derin doz $D(f+g,d)$;

$$D(f+g,d) = D_o(f,d) \left(\frac{f+d}{f+g+d} \right)^2 \times OF(\theta,d) \quad (2.4)$$

şeklinde verilir. Burada g , hava boşluğu ve $OF(\theta, d)$ kalem demetin obliklik faktörü. Eğer demet açısı θ , efektif kaynak konumu ile derin doz noktası arasındaki mesafede (yüzey değişmeden) değişiyorsa, $OF(\theta, d)$ derin doz noktasındaki değişiklikleri hesaba katar.



Şekil 2.16 Eğimli yüzey göğüs duvarı ışınlamasında bir gösterim (Khan 1994)

Bir nokta için, g gap'i ve d derinliği, fon çizgisi (efektif kaynak noktasına birleştirilen çizgi) boyunca ölçülmüş. θ , eğimli yüzeyin eğimi ve fon çizgisi arasındaki açıdır. Kon bitimi ve fantom arasında olmayan hava boşluğu ve normal gelen demet ile referans set up sağdaki şekilde gösterilmiştir

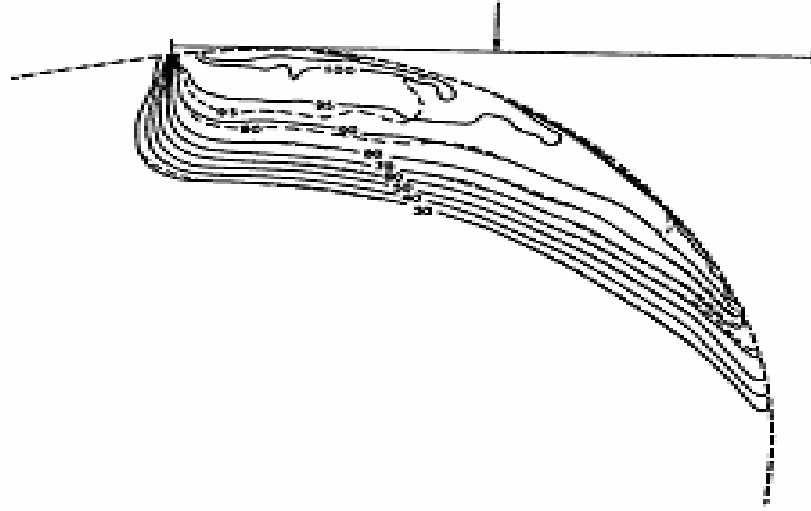
Obliklik faktörü 45° 'ye yaklaşan ya da geçen açılarda anlam kazanır. Örneğin 9 MeV'lik demetteki 60° 'lik obliklik, $d_{maksimum}$ 'un yaklaşık 0,5 cm kayması ve %80'lik derin dozun 1,5 cm kayması, $d_{maksimum}$ 'da OF 'nin 1,18 olmasına neden olur. Tabiki verilen klinik bir durumda, eğimli yüzeyden kaynaklanan büyük hava boşlukları oluştuğunda bu etkiler, ters kare kanunu etkisiyle birleştirilir. Khan, obliklik faktörünü 30° , 45° ve 60° obliklik açılarındaki enerji ve derinliğin bir fonksiyonu olarak belirlemiştir. Bu veriler, Çizelge 2.2'de sunulmuştur. Derinlikler, $\frac{E \text{ (MeV)}}{2} \text{ (cm)}$ 'yi yaklaşık olarak veren (sudaki) pratik menzile göre normalize edilmiştir. Çizelgenin 1. sütundaki $\frac{Z}{R_p}$ değerleri, verilen enerjiler için, R_p ile çarpılarak derinliğe çevrilebilir. Bu

obliklik faktörleri, oblik gelen bir demetin etki ettiği yerdeki dozu hesaplamak için 2.4 eşitliği kullanılabilir.

Çizelge 2.2 Elektron demetleri için obliklik faktörleri (Khan 1994)

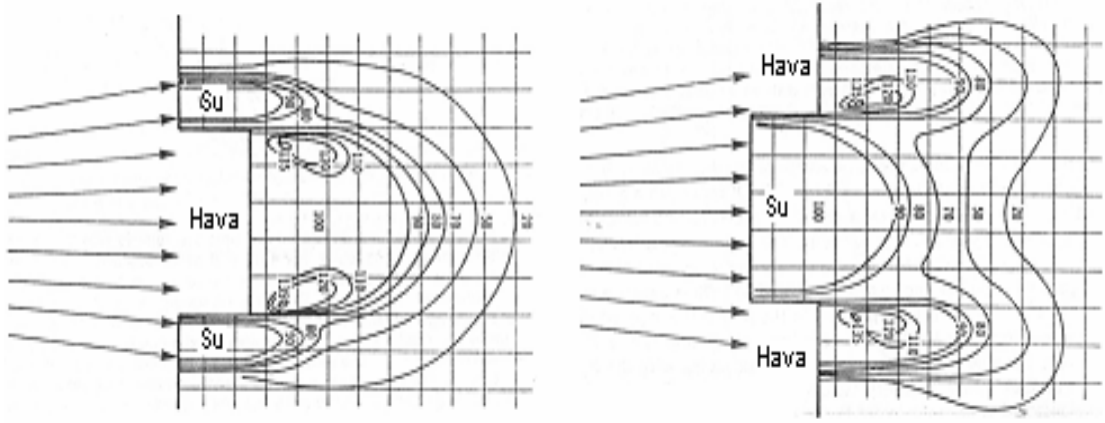
Z/R _p	E ₀ (MeV)					
	22	18	15	12	9	6
(a) $\theta = 30^\circ$						
0.0	1.00	0.98	0.98	1.00	0.94	1.01
0.1	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.08
0.2	1.00	1.00	1.01	1.02	1.05	1.11
0.3	1.01	1.00	1.02	1.03	1.05	1.06
0.4	1.01	1.01	1.02	1.00	1.00	0.96
0.5	1.00	1.00	0.98	0.96	0.92	0.86
0.6	0.95	0.94	0.92	0.90	0.86	0.79
0.7	0.92	0.90	0.87	0.86	0.86	0.83
0.8	0.93	0.85	0.82	0.90	1.00	0.96
0.9	1.09	1.00	1.20	1.11	1.44	1.00
1.0	1.42	1.54	1.50	1.50	1.30	1.00
(b) $\theta = 45^\circ$						
0.0	1.03	1.02	1.03	1.05	0.98	1.14
0.1	1.03	1.04	1.04	1.06	1.10	1.14
0.2	1.05	1.06	1.07	1.11	1.12	1.12
0.3	1.06	1.07	1.09	1.09	1.05	1.07
0.4	1.04	1.04	1.04	1.01	0.93	0.92
0.5	1.00	0.99	0.92	0.92	0.80	0.77
0.6	0.93	0.90	0.86	0.82	0.70	0.69
0.7	0.84	0.84	0.82	0.77	0.70	0.76
0.8	0.87	0.83	0.85	0.86	0.83	1.10
0.9	1.30	1.00	1.43	1.20	1.40	1.46
1.0	2.17	2.31	2.19	2.50	2.00	2.14
(b) $\theta = 60^\circ$						
0.0	1.06	1.06	1.10	1.14	1.14	1.30
0.1	1.10	1.12	1.17	1.20	1.23	1.21
0.2	1.12	1.14	1.15	1.16	1.17	1.08
0.3	1.07	1.07	1.07	1.02	0.98	0.90
0.4	1.00	0.96	0.93	0.86	0.79	0.70
0.5	0.87	0.84	0.79	0.74	0.67	0.56
0.6	0.75	0.74	0.69	0.63	0.58	0.51
0.7	0.70	0.68	0.67	0.62	0.57	0.56
0.8	0.75	0.71	0.67	0.74	0.77	0.87
0.9	1.21	1.00	1.29	1.14	1.60	1.40
1.0	2.31	2.46	2.75	3.0	3.2	2.45

Kontur üzerindeki kalem demetinin hesabı için bilgisayar algoritması geliştirilmiştir. Diverjans düzeltmesi; kalem demetlerinin merkez eksenleri (efektif kaynak noktasına birleştirilen çizgi boyunca) sıraya dizilerek ve doz dağılımının fantom yüzeyine gelen demetin $d_{maksimum}$ 'una normalize edilmesiyle yapılmıştır. Şekil 2.17'de, kalem demet algoritması kullanılarak hesaplanmış doz dağılımı ile silindirik polyester fantom kullanılarak ölçülmüş doz dağılımı karşılaştırılmıştır.



Şekil 2.17 Silindirik polyester fantoma gelen demet için hesaplanmış (kesikli eğri) ve ölçülmüş (koyu eğri) izodozların karşılaştırılmasının şekli (Khan 1994)

Keskin yüzey düzensizlikleri, yüzeyin altında saçılmadan kaynaklı sıcak ve soğuk yerler oluşturur. Şekil 2.18'de gösterildiği gibi elektronlar, saçıcı ortamlara bağlı olarak farklı doz dağılımları oluşturur. Pratikte, keskin kenarlar bolusla yumuşatılabilir. Eğer bolus demetin giriciliğini azaltmak için kullanılırsa, bu kenarlar şekil 2.18'de gösterilen etkiyi minimuma indirmek için inceltiler (Khan 1994).



Şekil 2.18 Keskin yüzey düzensizliğinin elektron demetinin izodoz dağılımına etkisinin şekli (Khan 1994)

2.2.8 Doku inhomojeniteleri

Elektron demet doz dağılımı, kemik, akciğer ve hava kaviteleri gibi doku inhomojenitelerinin varlığında önemli bir şekilde değişir. Artan saçılma etkilerinden dolayı, küçük inhomojenitelerin etrafındaki veya içindeki doz dağılımını tanımlamak çok zordur. Bununla birlikte, büyük ve sabit kalınlıklar için, inhomojenite dışındaki doz dağılımı, eşdeğer kalınlık (CET) metodunun uygun kullanımı ile düzeltilmiştir. Verilen bir inhomojenitenin z kalınlığının azalımı, suyun azalımına ($z \times \text{CET}$) eşit olarak kabul edilmiştir. Verilen herhangi bir materyal için CET değeri, suya göre elektron yoğunluğunu (elektron/ml) verir. İnhojenitenin arkasındaki efektif derinlikteki (d_{eff}) doz, aşağıdaki bağıntı ile hesaplanmıştır.

$$d_{\text{eff}} = d - z (1 - \text{CET}) \quad (2.5)$$

Burada d , ölçüm alınan P noktasının yüzeyden olan gerçek uzaklığıdır. Derin doz, su için efektif derinlikteki derin doz dağılımı verilerden okunmuştur. Dolayısıyla burada ters kare kanunu düzeltmesi uygulanmıştır, yani;

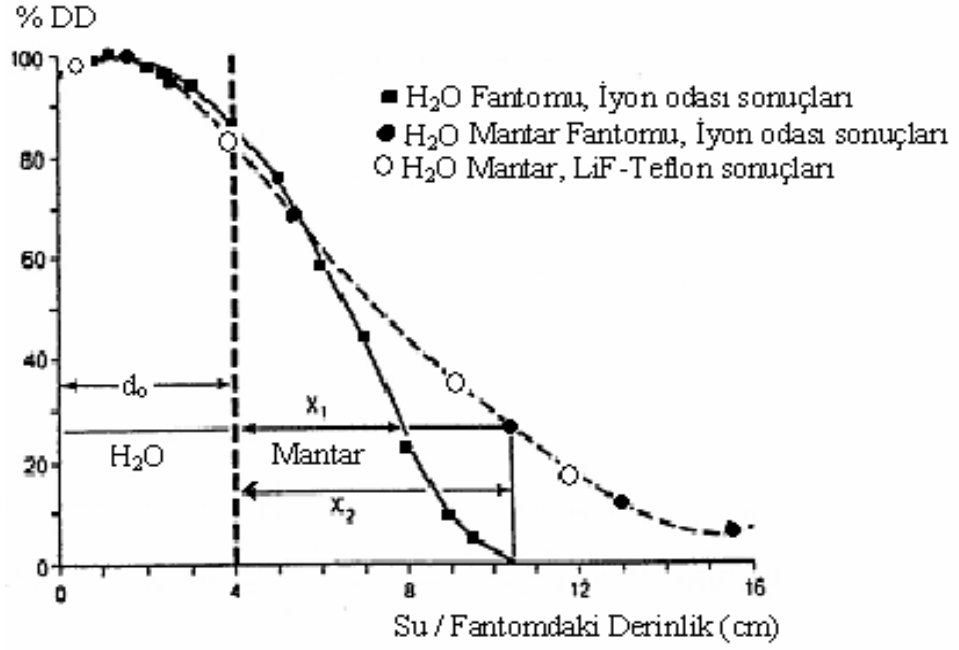
$$\left(\frac{f + d_{eff}}{f + d} \right)^2, \text{ burada } f \text{ efektif SSD'dir (Khan 1994).}$$

2.2.8.1 Kemik

Mandibula'nın arkasındaki doz için CET metodu, hastadaki invivo ölçümleriyle iyi bir uyum içindedir. Sıkı kemiğin(örneğin, mandibula) suya göre elektron yoğunluğu (veya CET'i), 1.65 olarak alınmıştır. Süngersi kemik için, elektron yoğunlukları suyunkinden çok farklı değildir (örneğin, 1.1 g/cm³ yoğunluklu sternum -göğüs kemiği- gibi) ve bu nedenle CET, uyumlu bir methodur (Khan 1994).

2.2.8.2 Akciğer

Akciğer inhomojenitesinin problemi, birkaç araştırmacı tarafından çalışılmaktadır. Köpeklerin akciğerlerindeki (invivodaki) ölçümlerin sonuçları, CET'in akciğerdeki derinlikle değişiminin önemli olduğunu göstermiştir. Bu, bir su-mantar sistemi için (göğüs duvarı ve akciğer arayüzü simülasyonu) şekil 2.19 ile örneklenmiştir. Arayüzeyin yanındaki doz, düşük yoğunluklu mantardan azalan saçılmalardan dolayı azalmıştır. Belirli derinlik dışında, giriciliğin artmasıyla azalan saçılmalar yakalanırken mantar için doz, (suda ölçülmüş) referans eğriye göre artmaya başlar (Khan 1994).



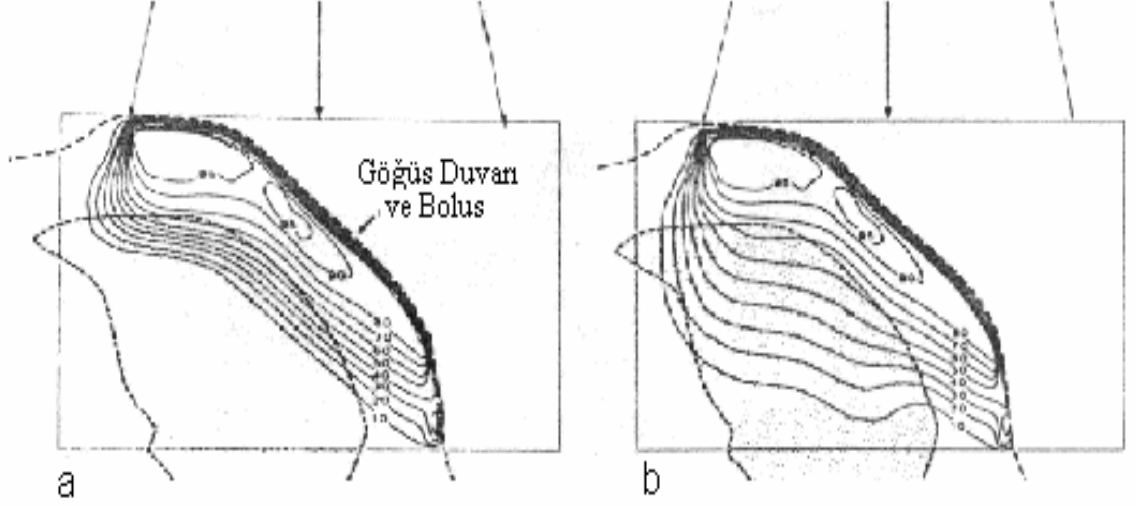
Şekil 2.19 Su-mantar ve su fantomlarındaki derin doz dağılımlarının grafiği (Khan 1994)

CET değerleri, bu verilerden hesaplanabilmektedir. $CET = X_1/X_2$ (18 MeV Elektronlar, SSD = 58 cm, 14x7 alan)

Böylece, akciğerin CET değerleri, genellikle akciğerdeki derinliğe bağlıdır. İnvivodaki ölçümlerden sağlanan CET değerleri için deneysel eşitlikler, bu değişimin hesaba katılmasıyla elde edilmiştir. Ortalama akciğer CET değeri 0,5 olarak önerilmektedir. Antropoformik fantomlardaki en son ölçümler; elektron yoğunluğuna temellendirilmiş bir CET değerinin çeşitli göğüs duvarı ışınlamaları için derin dozu yaklaşık %10 doğrulukla verdiğini göstermiştir.

Akciğerin rölatif elektron yoğunluğu, kütle yoğunluğuna eşit olabilmektedir. BT'li çalışmalar, akciğerin elektron yoğunluğunun, suya göre 0.20 ile 0.25 arasında değiştiğini göstermiştir. Bu nedenle eğer CET, elektron yoğunluğuna eşit önerilmişse; 2.5 eşitliği, akciğer yoğunluğu eşdeğerinin hesabında kullanılabilir. Şekil 2.20'de kalem demetin kullanılmasıyla elde edilen düzeltilmiş ve düzeltilmemiş

izodoz dağılımlarının örnekleri gösterilmiştir. Düzeltilmiş doz dağılımında, efektif derinlik; akciğer yoğunluğuna eşit olarak kabul edilen CET değeri ile hesaplanmıştır.



Şekil 2.20 Göğüs Duvarının elektronlarla ışınlanmasının gösterimi (Khan 1994)

Rutin tedavi planlamalarında yukarıdaki metodlardan herhangi birisi tahmini olarak kullanılabilir. Açıkçası, tam olarak hesaba katılmayan saçılma etkileri için deneysel bir şekilde sağlanan bazı CET'ler veya elektron yoğunluğuna temellendirilmiş efektif derinlik hesabı, sadece kaba bir tahmindir (Khan 1994).

2.2.9 Bolus ve soğurucuların kullanımı

Bolus,

- Düzensiz bir yüzeyi düzleştirmek
- Bolus kullanılan alanda elektronların giriciliğini azaltmak
- Yüzey dozunu arttırmak için genellikle elektron demet tedavisinde kullanılır.

İdealde, bolus materyali, durdurma gücü ve saçılma gücü, bakımından doku eşdeğeridir. Bolustaki derin doz dağılımı ve sudaki derin doz dağılımı karşılaştırılarak verilen bolus materyali, kontrol edilmelidir. Eğer dereceli faktör gerekirse, bu durum belgelendirilmeli ve bolus kullanılırken tedavi planlama sistemindeki kullanılmalıdır.

Birçok ticari olarak elde edilebilen materyaller, bolus olarak kullanılabilir, örneğin; parafin mum, polyester, likit ve superflab. Elektron boluslama, bu maddelerin bazılarının kullanışsızlığı bazı literatürlerde ele alınmıştır. Literatürlere göre, superflab boluslama için çok uygun bir materyaldir. Bu materyal; saydam, esnek ve hemen hemen su eşdeğeridir.

Düşük atom numaralı malzemeden oluşmuş levha, (örneğin likit ve polyester) bazen elektron demeti enerjisini azaltmak için kullanılmıştır. Bu levhalar, yavaşlatıcılar olarak bilinirler. Yavaşlatıcı, bolus gibi hasta yüzeyi ile yakın temas halinde yerleştirilmelidir. Soğurucu ve yüzey arasındaki geniş hava boşlukları, dozda azalmaya neden olur. Bu indirgenmenin derecesi, bu şartlar için spesifik olarak ölçülmedikçe tahmin edilemez. Bu nedenlerden dolayı, yüzeye uyan esnek bolus daha çok tercih edilir (Khan 1994).

2.2.10. Alan şekillendirme

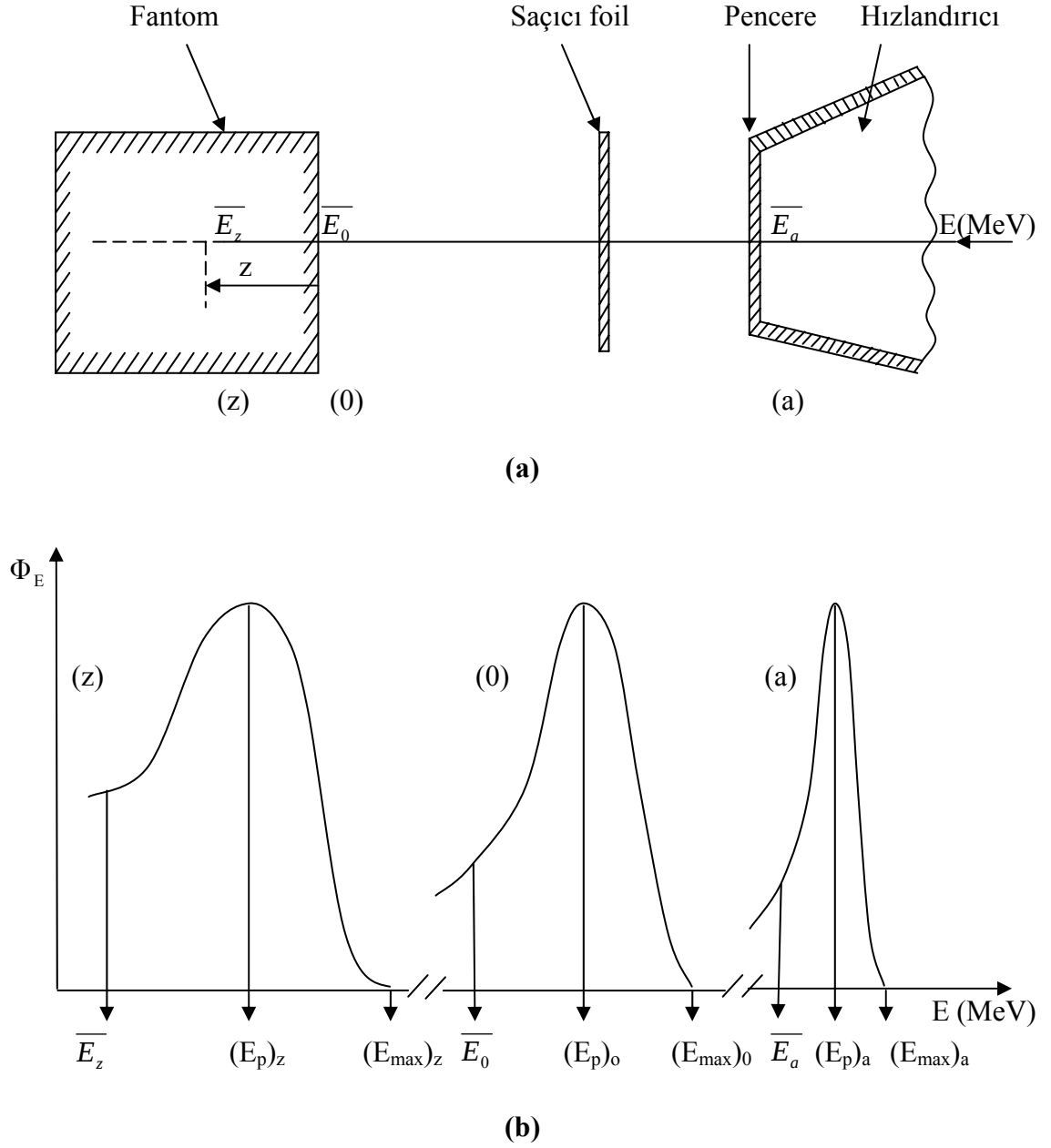
Elektron demeti tedavilerinde bazen büyük alan şekillendirmesine gereksinim duyulur. Tedavi edilecek dokunun etrafındaki sağlam doku ya da organları korumak için tedavi edilecek bölge kurşun bloklarla sınırlandırılarak şekillendirilir. Bu kurşun şekillendiriciler, ya direkt cildin üstüne ya da tedavi konunun bitimine yerleştirilir.

Düşük enerjili elektronlarda (<10MeV) yeterli koruma için 5 mm'den daha az bir kurşun kalınlığına ihtiyaç vardır (örn.%5 geçirgenlik). Bu kalınlıktaki, kurşun tabakalar

şekillendirilerek uygulanacak yüzeye daha uygun hale getirilebilirler ve böylece cilt yüzeyine doğrudan yerleştirilebilirler. Daha yüksek enerjili elektronlar için, kullanılan kurşun tabakaların kalın olması gerekir, ancak, bu tabakalar kolaylıkla şekillendirilemezler. Ayrıca bu ağır ve kalın maskeler, hastayı rahatsız edebilir. Bu sorun, Lipowitz'den elde edilen koruma bloklarının, aplikatörlerin (kon veya trimmerin) sonlarına yerleştirilmesiyle giderilir (Khan 1994).

2.2.11 Elektron enerjilerinin tayini ve ölçümü

Elektron demeti hızlandırıcı penceresine varmadan önce mononenerjik sayılmasına rağmen, fantom yüzeyindeki enerjinin bir spektrumunda alınan demette, elektronlar; çıkış penceresi, saçıcı foil, monitör iyon odaları, hava ve diğer maddelerden geçerken, rastgele enerji azalımında olan elektronları eski seviyesinden daha aşağı bir duruma düşürmüş olur. Fantomda, enerji demetinin yayılımı ve azalımından uzak derin bir yer seçilir (Şekil 2.21).



Şekil 2.21 a) Enerji demetinin, hızlandırıcı kolimatör sistemi ve fantom sisteminde izlediği yolun şematik gösterimi. b) Hızlandırıcı kolimatör sistemi ve fantom sisteminden geçen demetin enerjisi (E) ile elektron akısının (Φ_E) grafiği (Khan 1994'ten değiştirilerek alınmıştır)

(a) Hızlandırıcı penceresine ulaşmadan önce var olan elektron demetinin enerji dağılımı, (0) fantom yüzeyindeki enerji dağılımı ve (z) fantomda z derinliğindeki enerji dağılımı

a) En olası enerji

Nordic Association of Clinical Physical (NACP 1980), 2.6 bağıntısında kullanılan ve fantom yüzeyindeki (Şekil 2.20’de spektrum pikinin konumuyla tanımlanmış) $(E_p)_0$, en olası enerjinin tayininde tavsiyelerde bulunmuştur.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2.6)$$

R_p ’nin yeri, şekil 2.12’de tanımlanan santimetredeki pratik menzildir. Su için, $C_1 = 0,22$ MeV, $C_2 = 1,98$ MeV cm⁻¹ ve $C_3 = 0,0025$ MeV cm². NACP’nin diğer tavsiyeleri ise, menzil ölçümleri için alan boyutları, çok yüksek enerjiler için 20 x 20 cm’den daha az olmamalı, 10 MeV’e kadar enerjiler için 12 x 12 cm’den daha az olmamalı şeklindedir.

Menzilin belirlenmesi için, iyon odaları, diyodlar veya film kullanılmıştır. Menzil ölçümleri, genellikle derin iyonizasyon eğrisi kullanılarak yapılmasına rağmen sonuç, derin doz eğrisi kullanılarak elde edilmiş olanından çok az farklıdır. Pratik menzil, R_p , şekil 2.12’de gösterildiği gibi, eğrinin azalan lineer kısmının teğeti ile ekstrapole edilmiş background’un kesiştiği (içbükeylikten dış bükeyliğe geçiş noktasında) yerin olduğu noktanın derinliğidir.

2.3 eşitliği gereğince, menzil tanımlanmadan önce demet diverjansı için derin iyonizasyon eğrisinde her bir nokta düzeltilmiştir. Düzeltme faktörü, $\left(\frac{f+z}{f}\right)^2$ ’dir.

Burada f , efektif kaynak-yüzey mesafesi, z ise derinliktir. Ancak R_p ’deki bu düzeltme, doz dönüşüm faktörünün iyonizasyona etkisi açısından klinik olarak önemli değildir (Khan 1994).

b) Elektron demetinin ortalama enerjisi

Fantom yüzeyindeki $\overline{E}_0$, elektron demetinin ortalama enerjisi, 2.7 bağıntısında R_{50} ile ilişkilendirilmiştir.

$$\overline{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2.7)$$

AAPM TG-21 Protokolü, C_4 'ün değerini 2.33 MeV olarak tavsiye etmiştir. Ancak, son zamanlarda Rogers ve Bielajew'in (1986) Monte-Carlo hesaplamaları, C_4 'ün değerinin 2.4 MeV'e yakın olduğunu göstermiştir (Khan 1994).

c) Derindeki enerji

Harder (1965), en olası enerjinin ve spektrumun yaklaşık olarak ortalama enerjisinin derinlikle lineer bir şekilde azaldığını göstermiştir. Bu, 2.8 bağıntısı ile ifade edilmiştir ve yaklaşık olarak 2.9 bağıntısına dönüştürülmüştür (Khan 1994).

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (2.8)$$

$$\overline{E}_z = \overline{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (2.9)$$

2.9 eşitliği, dozimetrede önemlidir çünkü soğurulmuş doz ölçümleri alınırken iyon odasının yerini saptamada ortalama elektron enerjisine ihtiyaç vardır (Khan 1994).

2.2.12 Elektron doz verimlerinin hesaplanmasında kullanılan terimler

Radyoterapi uygulamalarında kullanılan lineer hızlandırıcı cihazlarında farklı enerjilerdeki elektronların günlük doz verimini ölçmek için elektrometre, farklı kalınlıklarda katı su fantomları ve seçilen elektron enerjisine uygun iyon odası kullanılır.

Eğer seçilen elektron enerjisi ;

$\bar{E}_0 \leq 5$ MeV ise paralel plakalı iyon odası

$5 < \bar{E}_0 < 10$ MeV ise paralel plakalı veya silindirik iyon odası

$\bar{E}_0 \geq 10$ MeV ise silindirik iyon odası kullanılmalıdır (Dirican 2002).

Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazındaki 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV enerjili elektronların doz verimi, maksimum doz derinliklerinde (çizelge 2.3) ve referans koşullarda (10x10 alan boyutları ve 100 cm kaynak-cilt mesafesinde) ölçülmektedir (Şekil 2.22). Işınlama belli sayıda MU ile yapılarak günlük doz verimleri elde edilmektedir. Ölçüm yapılan ortamdaki sıcaklık ($t^{\circ}\text{C}$) ve basınç (p mbar) değerleri elektrometreye girilmekte veya doz verimi hesaplanırken C_{tp} düzeltme faktörü kullanılmaktadır. Elektronlarda günlük doz verimi, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA)'nın Teknik Raporlar Serisi (TRS No.277) 277 numaralı protokolü esas alınarak 2.10 nolu formül ile hesaplanmaktadır (IAEA, 1987).

$$D_{\max} = M_{\text{ort}} \cdot C_{tp} \cdot N_D \cdot S_{w,\text{air}} \cdot P_u \cdot h_m \cdot P_{\text{cel}} \quad (2.10)$$

$$C_{tp} = \frac{(273,16 + t)}{(273,16 + 20)} \times \left(\frac{1013}{p}\right) \quad (2.11)$$

$$N_D = N_K (1-g) k_m k_{\text{att}} \quad (2.12)$$

M_{ort} = Okuma değeri (Elektrometreden alınan okumaların ortalaması)

C_{tp} = Sıcaklık-basınç düzeltmesi

N_D = Soğurulan doz için kalibrasyon faktörü

N_K = İyon odalarının hava-kerma kalibrasyon faktörü (Her iyon odası için Sekonder Dozimetri Laboratuvarı (ÇNAEM) tarafından hazırlanan sertifikalarda bulunan kalibrasyon faktörüdür)

g = Bremsstrahlung kesri

k_m = İyon odasının duvarının ve build-up cap materyalinin hava eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör

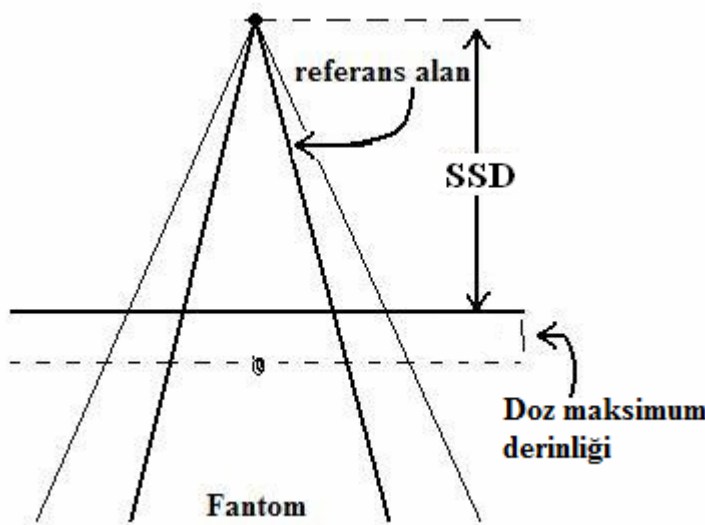
k_{att} = Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarında meydana gelen azalmayı (soğurma ve saçılmayı) hesaba katan faktör

$S_{w,air}$ = Sudan havaya durdurma gücü oranı (çizelge 2.3)

P_u = Pertürbasyon faktörü; iyon odasının duvar materyalinin ve hava kavitesinin suya eşdeğer olmaması durumunda dikkate alınan bir faktör (çizelge 2.3)

h_m = Kullanılan fantom materyalinin su eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör

P_{cel} = İyon odasının merkezi elektrodundaki materyalin hava eşdeğeri olmamasını hesaba katan faktördür (çizelge 2.3)



Şekil 2.22 Elektronlarda günlük doz verimi ölçüm geometrisi

Çizelge 2.3 Farklı enerjili elektron demetleri için $d_{\max}$, R_p , $\overline{E_z}$, P_u , $S_{w,air}$, P_{cel} değerleri (TRS No. 277)

E (MeV)	$d_{\max}$ (mm)	R_p (mm)	$\overline{E_z}$ (MeV)	P_u	$S_{w,air}$	P_{cel}
5	12	27,81	2,84	0,95997	1,085	1,008
7	16	35,11	3,81	0,96259	1,066	1,008
8	20	42,15	4,20	0,96364	1,065	1,008
10	24	49,34	5,14	0,96619	1,050	1,008
12	27	58,52	6,46	0,96974	1,037	1,008
14	28	67,53	8,20	0,97444	1,023	1,008

2.2.13 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenitesinin etkisi

Tedavi edilen bölgeye bağlı olarak elektron demetinin etkileştiği dokular aynı tedavi alanında farklılıklar gösterebilir. Tedavi alanındaki bu yapılarda doz dağılımını etkileyebilecek hava boşlukları ve kemik yapılar vardır. Hava boşlukları izodoz eğrisinin derinliğini arttırmakta, kemik yapıları ise izodoz eğrisinin derinliğini azaltmaktadır. Elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında sadece heterojenite etkisi incelendiğinde bu durum gözlenebilmektedir.

Elektron demetlerinin erişim mesafeleri kısa olduğundan bütün bu düzensizlikler, doz dağılımlarında tedavi kalitesini etkileyecek ve radyoterapide hasta dozunun gerekli tolerans limitleri içinde hastaya verilmesinde sorun yaratacak bir seviyede olabilir.

2.2.14 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri için ışınlama

Tedavi edilen bölgenin vücut yüzey sınırları düzgün olmayabilir. Elektron demeti ile yapılan tedavilerde gantri ile tedavi alanı birbirine paralel olmalıdır. Bu nedenle düzgün

olmayan yüzeylerde ve riskli organların tedavi alanına girmesinin istenmediği durumlarda zaman zaman demetin yönü değiştirilebilmektedir. Fakat demetin yönü değiştiğinde elektron enerjisinin giriciliği değişebilmektedir. %100 izodoz eğrisinin geçtiği derinlik (d_{max}) ve elektron pratik menzili (R_p) değişen gantri açılarında değişim gösterebilecek parametrelerdir. Değişen elektron enerjileri ile de bu değişim daha da artabilmektedir.

2.2.15 Meme tedavilerinde elektron demetlerinin kullanım yerleri

Günümüz radyoterapi uygulamalarında meme karsinoma tanılı hastalar kayda değer bir yer tutmaktadır. Bu hastaların büyük çoğunluğuna modifiye radikal mastektomi operasyonu sonrası adjuvant kemoterapi ve radyoterapi uygulanmaktadır. Seçilmiş hastalarda meme koruyucu cerrahi yöntemleri giderek yaygınlaşmaktadır. Genellikle, supraklavikular fossa lenf nodu bölgesine yönelik ön alan, aksilla arka alan ve göğüs duvarına yönelik tanjansiyel iç-dış alanlar kullanılarak x-ışınları ile radyoterapi uygulanmaktadır.

Elektron tedavisinin, meme koruyucu cerrahide çıkarılmış tümör yatağına boost dozu uygulamasında ve primer tümörü ve aksillar lenfatikleri alınmış hastaların, yüzeyel subklinik lezyonlarının tedavisinde önemli bir değeri vardır. Göğüs duvarına radyoterapi, yalnız elektron, elektron-foton veya değişik enerjili elektron kombinasyonlarından biriyle planlanabilir (Perez, 2004).

Bilgisayarlı tomografi ve 3-boyutlu planlama, göğüs duvarı kalınlığının ölçümünde mükemmel bir araç olup, tedavi edilecek hacmin ve uygun enerjinin seçiminde yardımcı olur (Perez, 2004).

2.2.16 Baş-boyun tedavilerinde elektron enerjilerinin kullanım yerleri

Radyoterapi uygulamalarında baş-boyun bölgesi kanserlerinde posterior servikal lenf nodu grubu tutulumu halinde medulla spinalis tolerans dozu x-ışınları ile uygulanan radyoterapi dozunu sınırlamaktadır. Ek doz uygulaması için uygun enerjilerdeki elektron demetleri kullanılmaktadır.

Elektron ışınları, oral kavite, orafarenks, hipofarenks veya supraglottik larenks'in lateral yerleşimli tümörlerinin tedavisinde, ya tek başlarına kullanılır ya da sıklıkla yüksek enerjili eksternal foton ışınlarıyla veya brakiterapi ile kombine edilirler (Perez, 2004).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Materyaller

3.1.1 Lineer hızlandırıcı cihazı (Siemens Primus Mid Energy M5006)

Bu çalışmada lineer hızlandırıcı olarak Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Bu hızlandırıcı 6 MV ve 15 MV enerjili foton demetleri ve 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV enerjili elektron demetleri üretebilme özelliğine sahip ayrıca tedavi kafasında çok yapraklı kolimatör sistemi bulunan bir cihazdır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazı

Başlangıçta tungsten flamanın ısıtılması sonucu termoiyonik yayınım ile oluşan elektronlar, elektron tabancasından 50 keV enerji ile hızlandırıcı tüp içine gönderilir.

Elektronlar, sisteme bağı magnetronun ürettiği 3000 MHz frekanslı elektromanyetik dalgalar ile hızlandırılarak istenilen enerjilere çıkartılırlar. Üretilmiş olan yüksek enerjili bu ince elektron demeti bir saçıcı foil ile geniş bir elektron demeti haline getirilerek direkt olarak kullanılabileceği gibi saçıcı foili geçmeden bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili x-ışınları üretilmesinde de kullanılabilirler. X-ışını oluşturmak için elektronlar, su ile soğutulan transmisyon tipi tungsten bir hedefe çarptırılırlar.

Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcının ışınlama kafası içinde sırasıyla tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatörler, fotonlar için düzleştirici filtre, elektronlar için ince ve düz olarak tasarımlanmış saçıcı foil, iki iyon odası, 28 çift liften oluşan multilif (çok yapraklı) kolimatör sistemi ve ışınlama alanı ile aynı alanı aydınlatmak için kullanılan ayna sistemi bulunur.

Lineer hızlandırıcının tedavi kafasının 360° derece, kolimatör sisteminin 360° ve tedavi masasının $\pm 90^\circ$ rotasyon yeteneği vardır. Bununla birlikte tedavi masası düşey, ileri-geri ve yatay doğrultularda hareket edebilir. Hastanın konumunu sabitlemek için kullanılan karşılıklı paralel 2 yatay ve 1 sagittal lazer ve kaynak cilt mesafesini gösteren ışıklı bir gösterge mevcuttur. Oluşturulabilecek alan boyutları, maksimum 40x40 cm² minimum 2x2 cm² ile sınırlandırılmıştır.

3.1.2 Bilgisayarlı tomografi simülatör cihazı (Siemens Somatom Emotion Duo)

BT sayesinde tümör dokusunun yapısal ve işlevsel tanımlanması eksiksiz biçimde yapılarak tedavi edilecek hedef alan (tümörlü bölge) tam doğrulukta saptanabilmekte ve sağlam dokular en yüksek oranda korunabilmektedir. Bu sayede radyoterapiye bağlı beklenen yan etkiler diğer planlama yöntemlerine göre daha düşük olmaktadır. Aynı zamanda tümöre daha yüksek ve daha güvenilir doz ışın verilebilmesine imkan sağlamaktadır.

BT cihazlarına simülasyon işlevi de eklenerek oluşturulan BT-simülatör ile kanser hastalarında anatomik ve metabolik yapıların tamamı temel alınarak daha doğru ve duyarlı tedavi simülasyonları yapılabilmektedir. BT-Simülatör ile planlama çok kısa sürede gerçekleşmekte ve böylece hasta uzun süre sabit bir masada yatırılarak bekletilmemektedir. BT-Simülatör'den elde edilen görüntüler, planlamaya sayısal ortamda anında (on-line) aktarılmakta, film çekim ve banyosuna gerek kalmamaktadır (Şekil 3.2).



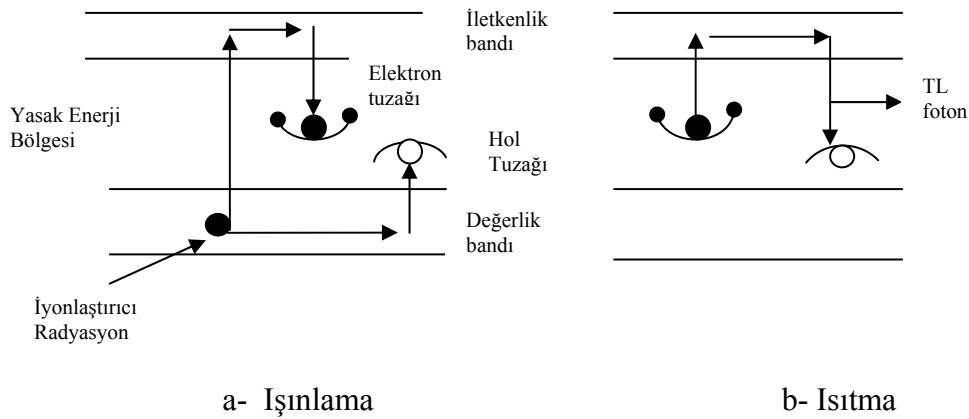
Şekil 3.2 Siemens Somatom Emotion Duo bilgisayarlı tomografi simülatör cihazı

BT'ye entegre edilen yazılım ve lazer sistemi ile hastaların üç boyutlu görüntülenmesine ve buna dayanarak tedavi planlama bilgisayarına iletilmek üzere hastaların BT görüntülerinin alınmasını sağlayan BT simülatör.

3.1.3 Termolüminesans Dozimetre (TLD)

İletkenlik bandı ile değerlik bandı (valans band) arasında, kuantum teorisine göre yasaklanmış olmasına rağmen kristaldeki yapı bozuklukları veya kristal içinde yabancı atomların bulunuşundan dolayı meydana gelen ara enerji durumları vardır. Bu ara enerji

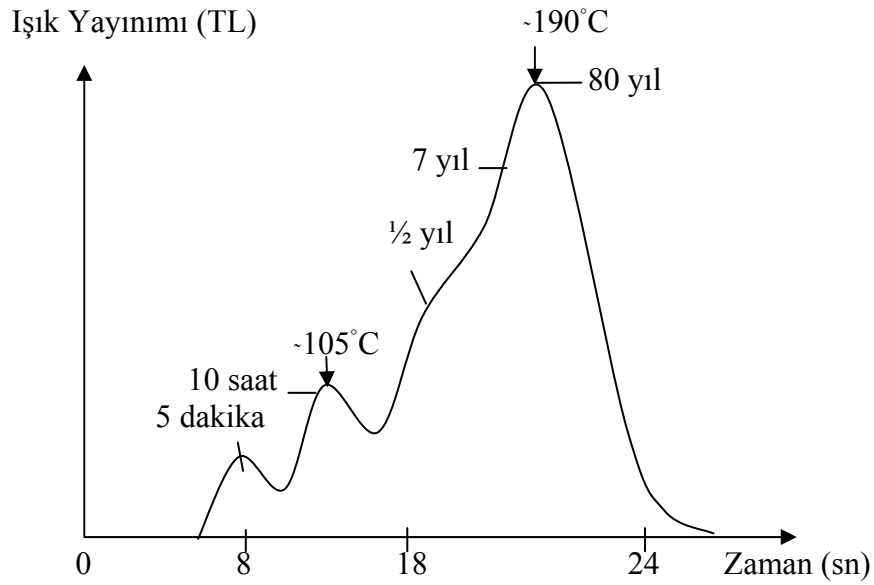
durumları holler veya elektronlar için tuzak olarak davranmaktadır. Kristalin radyasyonla uyarılması sonucu bu ara durumlara geçen holler veya elektronlar şekil 3.3.a'da görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. İletkenlik bandındaki elektronların bir kısmı çarpışmalar yolu ile enerjilerini kaybederek ya valans bandına geri dönmekte ya da yasak bölgede elektron tuzaklarına yakalanmaktadırlar. Bu geçişler değerlik bandının hemen üzerinde yer alan hol tuzakları için de mümkündür. Tuzaklanan elektron sayısı soğurulan radyasyon dozu ile orantılıdır. Oda sıcaklığında sıg tuzaklardaki elektronların bazıları iletkenlik bandına geçebilmektedirler. Fakat derin tuzaklardakiler uzun süre burada kalmaktadırlar. Madde ısıtıldığı zaman tuzaklar ve hollerden kaçan elektronlar daha düşük enerji seviyelerine geçerlerken sahip oldukları fazla enerjiyi görünür bölgede ışık olarak yayımlayarak geri vermektedirler. Buna termolüminesans (TL) denir (Şekil 3.3.b) Kristalin yaptığı toplam ısımanın şiddeti tuzaklarda depolanan enerji ile, dolayısı ile kristale gelen radyasyon dozu ile orantılıdır (Dirican 2002).



Şekil 3.3 Termolüminesans olayının şematik gösterimi

Bu çalışmada etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan TLD-100 olarak adlandırılan lityum-florür (LiF) kristalleri kullanıldı. Dokunun etkin atom numarası 7.42, TLD-100'ün ise 8.14'dür. Ayrıca LiF kristalinin ışınlama dozuna olan yanıtı 10 mR ile 1000 R arasında doğrusal, 30 keV ile 1 MeV arasında radyasyona verdiği yanıt farkı yaklaşık % 1.25 ve oda sıcaklığında dozimetre piklerinde görülen azalma yılda yaklaşık % 5'dir (Meriç 1998).

TLD kalibre edilebilmekte ve buna göre bilinmeyen doz ölçülebilmektedir. Fakat TLD'nin daha önceki etkilerinden kurtulması gerekmektedir. Bunun için LiF ışınlanmadan önce standart olarak fırınlanmalıdır. 400° C'de 1 saat ve sonra 80° C'de 24 saat fırınlanır. Yavaş ısıtmada 80° C'de 24 saat fırınlandığında eğrideki bir ve ikinci pikler ortadan kaldırılır. Yine 100° C'de 10 dakika fırınlama ile birinci ve ikinci pikler yok olur (Şekil 3.4).



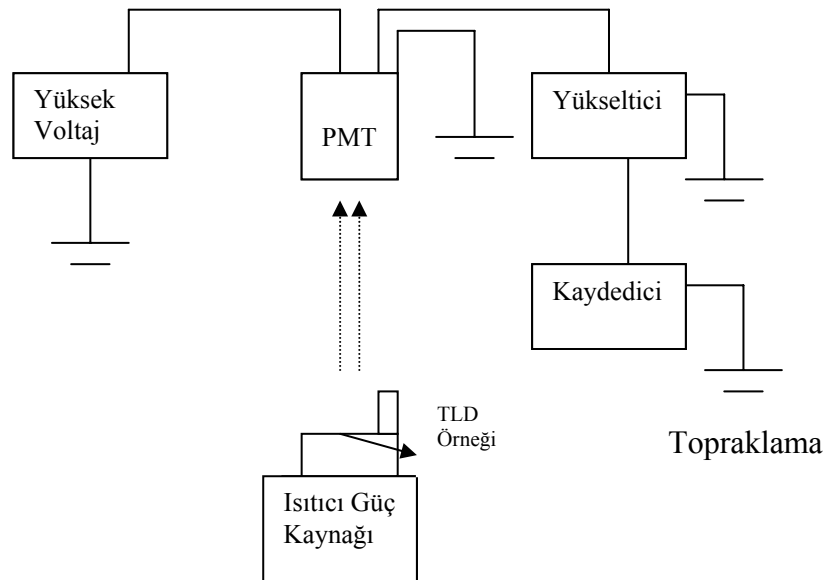
Şekil 3.4 100 cGy'de ışınladıktan kısa bir süre sonra 400° C'de bir saat fırınlanarak okunan TLD-100 LiF fosforunun verdiği tipik ışınlama eğrisi (Bor 2003)

TLD-100'ün ışıma eğrisinde 5 karakteristik pik görülür bunlardan en uzun yarı ömre sahip olanı 190° C'de olan dozimetrik piktir ve radyasyon dozuyla ilgili bilgiyi verir. Diğer piklerin yarı ömürlerinin düşük olması nedeni ile kullanılmazlar (Şekil 3.4). TLD-100'ler, diğer TLD türlerine göre enerji bağımlılıklarının az, hassasiyetlerinin yüksek ve SNR (Signal Noise Ratio, sinyal gürültü oranı)'nın düşük olması nedeniyle daha çok tercih edilmektedir. Efektif atom numaralarının dokuya yakın olması onların medikal uygulamalarda en önemli kullanım nedenidir. Kullanılan TLD kristallerinin boyutları 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm'dir.

3.1.4 TLD okuyucu (Victoreen 2800)

TLD okuyucu radyasyon ile ışınlanmış TLD kristallerini ısıtarak ışıma yapmalarını sağlayan, görünür bölgedeki bu ışımayı etkin biçimde ölçen, daha sonra TLD kristalini daha fazla ısıtarak tuzaklarda kalan elektronları tamamen boşaltan ve kristali tekrar kullanılmaya hazır duruma getiren sistemdir. Bu çalışmada Victoreen 2800 TLD Okuyucu kullanıldı. Bu sistem, TLD'lerin 400°C'ye kadar kademeli olarak ısıtılmasından sonra, TLD'deki dozu okuyan bir sistemdir.

Kristallerin ısıtılması için elektrik akımı kullanılmaktadır. Soğurulan ışık, foto çoğaltıcı tüp (PMT) ile ölçülmektedir. PMT, ışığı elektrik akımına çevirmektedir. Oluşan akım sayıldıktan sonra kaydedici tarafından kaydedilmektedir (Khan 1994). Bu sistem, temel olarak yüksek voltaj kaynağı, ısıtıcı, ısı ile uyarılma sonucu oluşan sinyali elektrik akımına çeviren foto çoğaltıcı tüp (PMT), yükseltici ve kaydediciden oluşmaktadır (Şekil 3.4).



Şekil 3.5 TLD okuyucunun şematik diyagramı

3.1.5 Alderson rando fantom

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan biri de rando fantomdur (Şekil 3.6). Rando fantom insan vücudunun eşdeğeridir. Rando materyalleri, x-ışını ve elektronlar için insan dokusunun eşdeğeridir. Rando fantomun radyasyona karşı eşdeğerliliği, en düşük teşhis enerjisinden en yüksek tedavi enerjisine kadar bütün aralığı içermektedir. Rando fantomda yumuşak doku, kemik ve akciğerler doğal yumuşak doku, kemik ve akciğer yoğunluğundadır. Yumuşak dokular, ısı ile sertleşmiş ve sentetik bir maddeden olan rando plastiktir. Etkin atom numarası $7,30 \pm \% 1,25$ ve kütle yoğunluğu $0.985 \pm \%1,25 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Akciğerlerin etkin atom numarası da yumuşak dokuda olduğu gibi $7,30$ 'dur. Fakat kütle yoğunluğu $0,32 \pm \% 0,01 \text{ g/cm}^3$ 'tür. Rando kemikleri doğal insan kemikleridir ve insan vücudunda bulunan boşluklar mevcuttur. İnsan şeklinde olan fantom dozimetrik uygulamalar için enine kesitlere ayrılmıştır. Her bir kesitte termoluminesans dozimetrelerin yerleştirilmesi için küçük boşluklar vardır. Dozimetre boşlukları standart 5-6 mm çapındadır (Khan 1994).



Şekil 3.6 İnsan anatomik eşdeğeri rando fantom

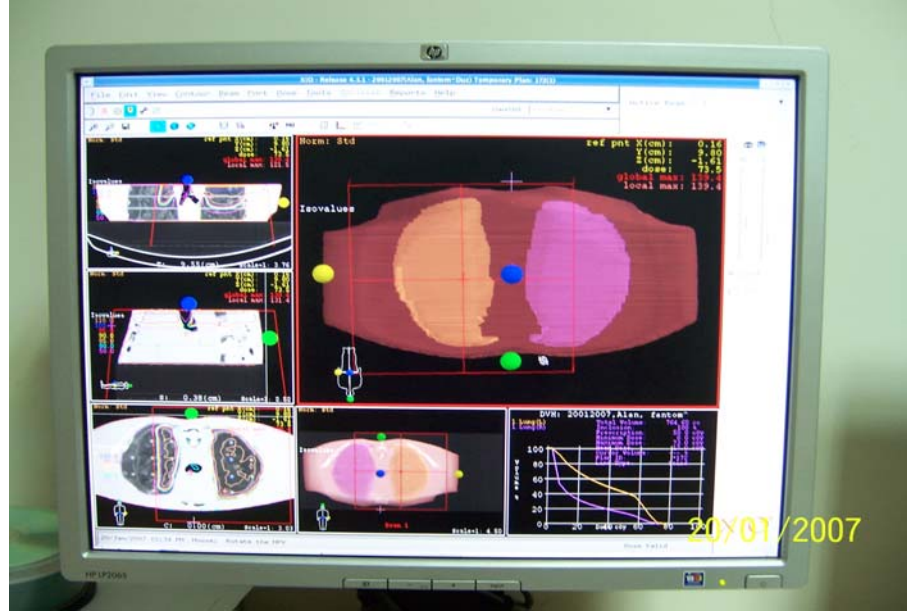
3.1.6 Tedavi Planlama Sistemi (TPS) (CMS, XiO Planlama Sistemi)

Bu çalışmada CMS XiO tedavi planlama sistemi kullanıldı. Tedavi planlama sistemi, sağlam dokuların ışınlama sırasında az doz almasını ve tümör dokusunun mevcut en yüksek dozu almasını sağlamak için üç boyutlu görüntülerden planlama yapmayı olanaklı kılan bilgisayarlı planlama sistemidir. Sistem, yazıcı, bilgisayar ve iki-üç boyutlu tedavi planlaması yapabilen bir Linux yazılımından oluşmaktadır. Farklı enerjilerde, farklı kaynak-cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturulup bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanılarak hastaya yöneltebilmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını, bilgisayar ortamında elde edebilmek mümkündür. Tedavi sırasında kullanılan her türlü filtre ve yardımcı ekipmanı (bolus, koruma bloğu, blok tepsisi, kama filtre vb) bilgisayar ortamında oluşturduktan sonra ışınlama sonucunda dokuda oluşacak doz dağılımlarını tümör dokusunun ve yakınındaki sağlıklı doku ve organların alacağı dozu tedavi planlama sisteminden belirlemek mümkündür.

TPS'e, tedavide kullanılan cihazlara ait dozimetrik parametreler sistemin kuruluş aşamasında yüklenir ve cihazın dozimetrik parametrelerindeki değişimlere göre kontrol edilir. Tedavi planlamasına başlamadan önce hastaya ait bilgiler; bilgisayarlı tomografi, simülasyon filmi, radyografi görüntüsü gibi veriler kaynaklarından planlama bilgisayarına aktarılır. Hastanın ışınlanacak bölgesinin anatomisi (tümör hacmi, ışınlaması planlanan hedef hacim ve kritik organlar) radyasyon onkoloğu tarafından çizilir. İstenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak hedef bölge üzerine gönderilir. Yazılım, girilen tüm bu bilgileri göz önünde tutarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirir.

Tedavi planlama sisteminde planlama yapılırken, hastanın ortogonal düzlemlerdeki (sagittal, coronal ve transvers) BT görüntülerini, çoklu kesitlerin üç boyutlu

görüntüsünü (MPV), DRR ya da BEV görüntüsünü ve planlanan bölgeye ait DVH grafiğini gösteren pencerelerin tek bir ekranda açılması mümkündür (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 CMS, XIO marka Tedavi Planlama Sisteminde tedavi planlamasının genel görünümü

Sol üst pencerede hastanın coronal yöndeki BT kesiti, bir altında sagittal kesiti, sol altta transvers kesiti, altta ve ortada BEV ya da DRR, sağ altta DVH grafiği, üst sağda ise üç boyutlu görüntü bulunmaktadır.

3.2 Yöntem ve Teknikler

3.2.1 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenite etkisi için ışınlama

Elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında sadece heterojenite etkisinin incelenip ölçülmesi için Alderson rando fantomun insan vücudunda olabilecek, tüm heterojeniteleri en iyi şekilde içeren 13-14-15 nolu kesitlerinden oluşan fantom kullanıldı. Fantom, BT simülatör cihazında tedavi koşullarında 1'er mm kalınlıklarla tarandı. Taranan kesit bilgileri online olarak TPS'e aktarıldı. TPS'te planlama yapılmak üzere taranan kesitlerin dış kontürleri çizildi. Mevcut olan tüm elektron enerjileri için akciğerin izodoz dağılımına etkisini incelemek amacıyla $20 \times 20 \text{ cm}^2$ elektron aplikatörü ile $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$, $G = 0^\circ$ ve kolimatör $= 0^\circ$ ışınlama koşullarında tedavi planlama sisteminden izodoz dağılımları elde edildi. Elde edilen izodoz dağılımlarından akciğer dokusunun en iyi görüldüğü kesitte akciğer ve yumuşak dokudaki izodoz derinlikleri ölçüldü. Ölçülen değerler yardımıyla izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışı hesaplandı. Ölçümler aynı kesitte 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV elektron enerjileri için tekrar edildi.

Mevcut olan tüm elektron enerjileri için kemiğin izodoz dağılımına etkisini incelemek amacıyla $20 \times 20 \text{ cm}^2$ elektron aplikatörü ile $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$, $G = 0^\circ$ ve kolimatör $= 0^\circ$ ışınlama koşullarında tedavi planlama sisteminden izodoz dağılımları elde edildi. Elde edilen izodoz dağılımlarından kemik dokusunun en iyi görüldüğü kesitte kemik ve yumuşak dokudaki izodoz derinlikleri ölçüldü. Ölçülen değerler yardımıyla izodoz derinliklerinin cm kemik başına azalımı hesaplandı.

3.2.2 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri için ışınlama

Elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında sadece gantri açısının etkisinin incelenip ölçülmesi için Alderson rando fantom kesitlerinden homojen ve yüzeyi düz olan kesitler alınarak BT simülatörde 5'er mm kalınlıklarla tarandı. Taranan kesit bilgileri online olarak TPS'e aktarıldı. TPS'te tedavi planlaması yapılmak üzere kesitlerin dış kontürleri çizildi. Farklı gantri açıları ve farklı elektron enerjilerinde yapılan tedavi planlamaları için izodozlar elde edildi. Mevcut olan en düşük, orta ve en yüksek elektron enerjileri seçildi. Bunlar 5, 10, 14 MeV'dir. Gantri açıları ise sırasıyla 0°, 15°, 20°, 30°, 45° ve 60° değerlerine değiştirildi. Bütün gantri açıları için %100-95-90-85-80-60-50-30-10 izodoz eğrilerinin geçtikleri derinlikler belirlendi. Elde edilen bu veriler yardımıyla %DD eğrileri çizildi. G = 0°deki %DD eğrisi referans alınarak diğer gantri açılarındaki %DD eğrileri kıyaslandı. Bu işlemler 5, 10, 14 MeV elektron enerjileri için ayrı ayrı yapıldı.

3.2.3 Göğüs duvarı ışınlaması

Rando fantomun göğüs duvarı radyoterapi planlaması için, Alderson rando fantomun göğüs bölgesini içeren 13-14-15-16-17-18-19 nolu kesitleri BT simülatör cihazında tedavi koşullarında 5'er mm kalınlıklarla tarandı. Taranan kesit bilgileri online olarak TPS'e aktarıldı. TPS'te planlama yapılmak üzere gerekli görülen yapılar ve hedef hacim, radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. % 80-85'lik izodoz eğrisi, çizilen hedef hacmi kapsayacak şekilde uygun elektron demet enerjisi ve tedavi aplikatörü seçilerek tedavi planlaması yapıldı. Tedavide verilecek günlük doz ve fraksiyon sayısı TPS'e girildikten sonra TPS'in hesaplamış olduğu izodoz eğrilerine ve DVH'larına bakılarak uygun tedavi planı belirlendi. Yüzey düzensizliğini gidermek ve riskli organları tedavi dışında bırakmak amacıyla gantriye açı verilerek 3 farklı tedavi planlaması yapıldı. Bu 3 farklı tedavi planı 2 farklı elektron enerjisi için tekrar edildi. Tedavi planı seçilirken

hedef hacmin maksimum, riskli organın minimum düzeyde doz almasına dikkat edildi (Meme tedavisi için riskli organ akciğerdir). Gantri açısı sabit iken değişen elektron enerjilerinde (5 ve 7 MeV), hedef hacim ve riskli organın aldığı dozlara bakıldı. Daha sonra enerji sabit iken değişen gantri açıları (14°-0°-346°) hedef hacim ve riskli organın aldığı dozlara bakıldı. Hedef hacim maksimum düzeyde doz alırken riskli organın aldığı doz da yüksek olabilmektedir. Bu nedenle belirlenen planların DVH'larına, radyasyon onkologları ile birlikte bakılarak en uygun planlamaya kararı verildi. Karar verilen tedavi planının uygulanması için TPS'deki set-up ve ışınlama bilgileri tedavi cihazına aktarıldı. TPS'teki dozlar ile TLD ölçümlerini kıyaslamak amacıyla rando fantomun ışınlama alanı içerisindeki kesitlerinde belirlenen noktalara TLD'ler yerleştirildi. Rando fantom, Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazında bu koşullarda ışınladı.

Tedavide verilecek günlük doz ve fraksiyon sayısı TPS'e girildikten sonra Tedavi Planlama Sisteminde belirlenen noktadaki dozlar TPS'ten okundu. TPS'te belirlenen bu noktalara yerleştirilen TLD'ler ışılandıktan sonra, Victoreen 2800 TLD okuyucuda okundu. Ölçümler 3'er kez yapıldı ve ortalama sonuçlar alındı. Elde edilen değerler karşılaştırıldı.

3.2.4 Baş-boyun boost ışınlaması

Baş-boyun boost radyoterapi planlaması için, Alderson rando fantomun baş-boyun bölgesini içeren 5-6-7-8-9-10-11-12 nolu kesitleri BT simülatör cihazında tedavi koşullarında 5'er mm kalınlıklarla tarandı. Taranan kesit bilgileri online olarak TPS'e aktarıldı. TPS'te planlama yapılmak üzere gerekli görülen yapılar ve hedef hacim, radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. % 80-85'lik izodoz eğrisi, çizilen hedef hacmi kapsayacak şekilde uygun elektron demet enerjisi ve tedavi aplikatörü seçildi. Yüzey düzensizliğini gidermek ve riskli organları korumak amacıyla gantriye açı verildi. Tedavi alanı belirlenirken seçilen tedavi aplikatörünün sınırları gereksiz ışınlama

bölgelerini ve daha önceden foton ile ışınlanmış bölgeleri de içerdiğinden tedavi alanı ile aplikatör sınırları arasına koruma bloğu konuldu. Tedavide verilecek günlük doz ve fraksiyon sayısı TPS'e girildikten sonra TPS'in hesaplamış olduğu izodoz eğrilerine ve DVH'larına bakılarak uygun tedavi planı radyasyon onkologları ile birlikte belirlendi. Tedavi planı seçilirken riskli organın minimum düzeyde doz almasına dikkat edildi (Baş-boyun tedavisi için riskli organ spinal cord'tur). Karar verilen tedavi planının uygulanması için TPS'deki set-up ve ışınlama bilgileri tedavi cihazına aktarıldı. TPS'teki dozlar ile TLD ölçümlerini kıyaslamak amacıyla rando fantomun ışınlama alanı içerisindeki kesitlerinde belirlenen noktalara TLD'ler yerleştirildi. Rando fantom, Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazında bu koşullarda ışınlandı.

Tedavide verilecek günlük doz ve fraksiyon sayısı TPS'e girildikten sonra Tedavi Planlama Sisteminde belirlenen noktalardaki dozlar TPS'ten okundu. TPS'te belirlenen bu noktalara yerleştirilen TLD'ler ışılandıktan sonra, Victoreen 2800 TLD okuyucuda okundu. Ölçümler 3'er kez yapıldı ve ortalama sonuçlar alındı. Elde edilen değerler karşılaştırıldı.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

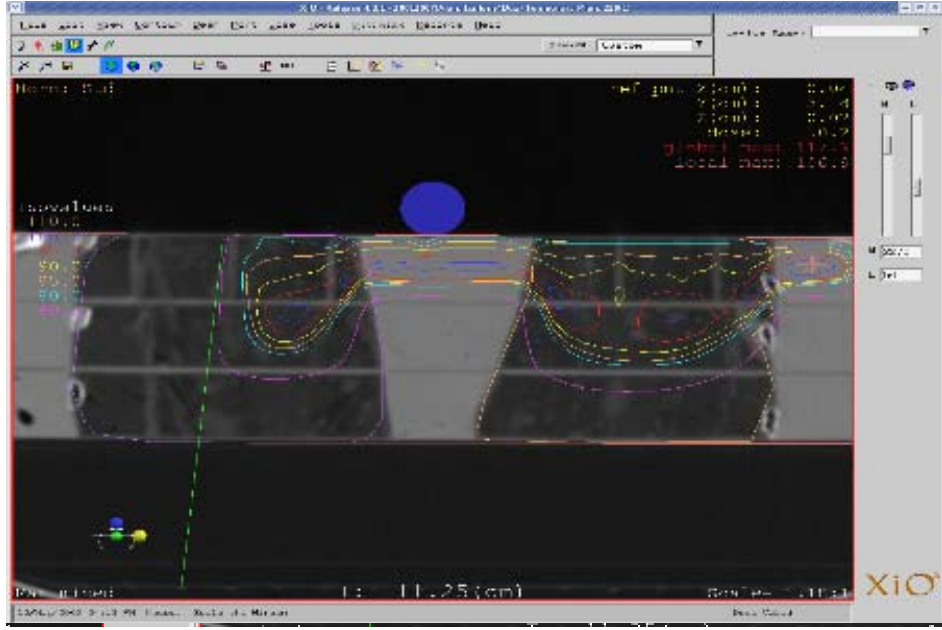
4.1 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Değerleri

4.1.1 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında doku heterojenite etkisi

Elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında sadece heterojenite etkisinin incelenmesi amacıyla TPS ortamında tedavi planlaması oluşturuldu. Elde edilen tedavi planlamalarından izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışı ve cm kemik başına azalımı hesaplandı.

İlk olarak mevcut olan tüm elektron enerjileri (5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV) için 20x20 cm² elektron aplikatörü ile $G = 0^\circ$, SSD = 100 cm, kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlama sisteminden izodoz dağılımları elde edildi (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6). Elde edilen izodoz dağılımlarından akciğer dokusunun en iyi görüldüğü kesitte (T:11.25 (cm)) sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudaki izodoz derinlikleri ölçüldü (Çizelge 4.1, Çizelge 4.2, Çizelge 4.3, Çizelge 4.4, Çizelge 4.5, Çizelge 4.6). Akciğerdeki izodoz derinlikleri yumuşak dokudaki izodoz derinliklerine göre daha yüksek bulundu. Akciğer yapısındaki havadan dolayı elektron enerjilerinin erişim mesafeleri artacağından izodoz eğrileri daha derine inmektedir. Ölçülen değerler yardımıyla izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışı hesaplandı.

E = 5 MeV için %90'lık izodoz eğrisinde izodoz derinliklerinin sol ve sağ akciğerdeki cm akciğer başına artışı hemen hemen birbirine eşit bulundu (Çizelge 4.1). Ancak %85-80-50'lik izodoz eğrileri için ise izodoz derinliklerinin sol ve sağ akciğerdeki cm akciğer başına artışı birbirinden biraz farklı bulundu. Bu durum, sol ve sağ akciğer yapılarının farklı yoğunluklara sahip olmasından kaynaklanmaktadır.

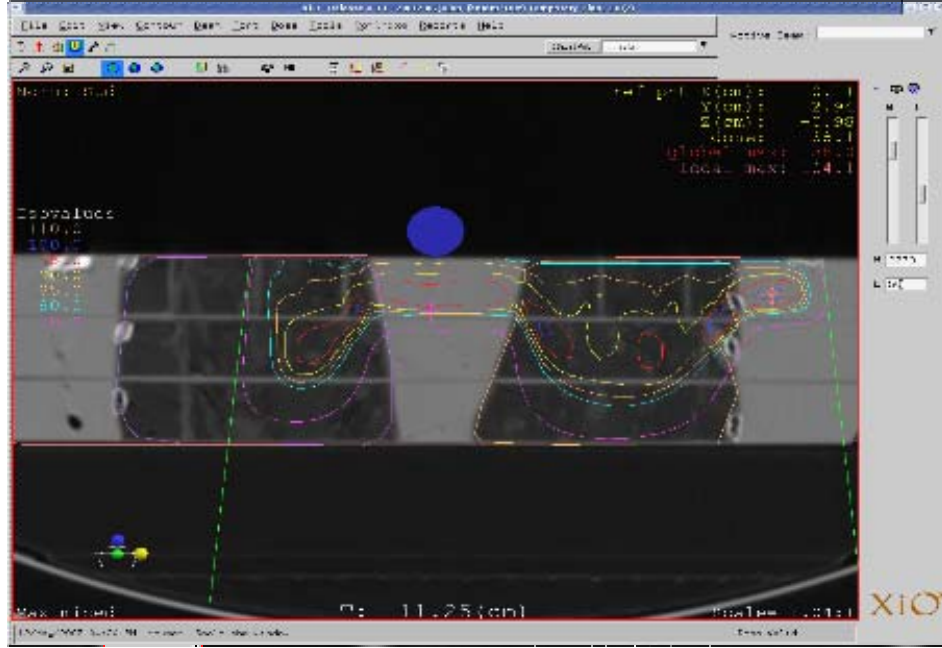


Şekil 4.1 E = 5 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.1 E = 5 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	4	4,15	1,64	1,44	1,53
85	4,23	4,51	1,71	1,47	1,64
80	5,44	4,69	1,8	2,02	1,61
50	6,38	5,64	2,27	1,81	1,48

E = 7 MeV için %90-85-80-50'lik izodoz eğrilerinde izodoz derinliklerinin sol ve sağ akciğerdeki cm akciğer başına artışı birbirinden biraz farklı bulundu. Bu durum, sol ve sağ akciğer yapılarının yoğunluk farkından kaynaklanmaktadır (Çizelge 4.2).

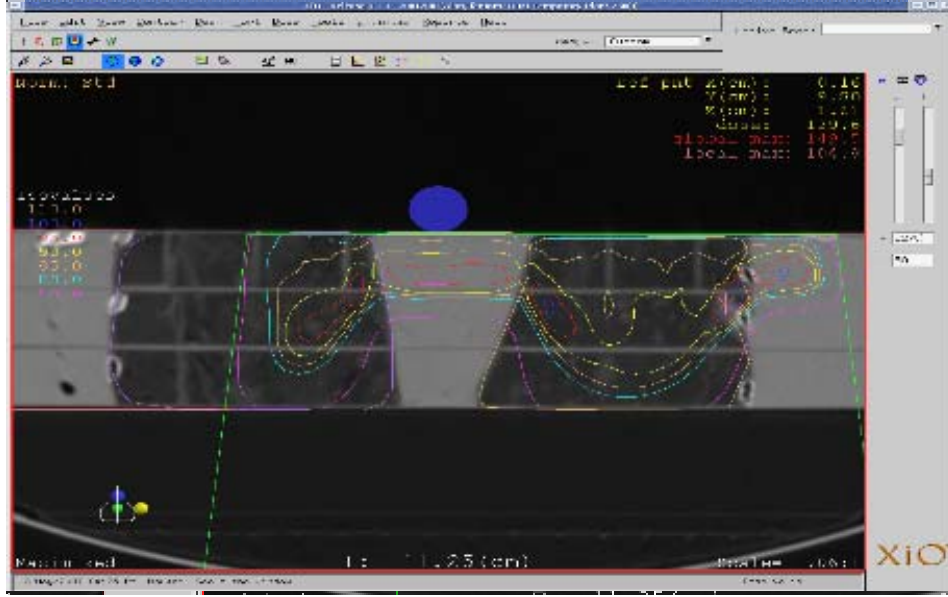


Şekil 4.2 E = 7 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.2 E = 7 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	4,69	5,15	2,08	1,25	1,48
85	5,02	5,61	2,21	1,27	1,54
80	5,22	6	2,34	1,23	1,56
50	6,63	7,31	2,96	1,24	1,47

E = 8 MeV için %90-85-80-50’lik izodoz eğrilerinde izodoz derinliklerinin sol ve sağ akciğerdeki cm akciğer başına artışı birbirinden biraz farklı bulundu. Bu durum, sol ve sağ akciğer yapılarının yoğunluk farkından kaynaklanmaktadır (Çizelge 4.3).



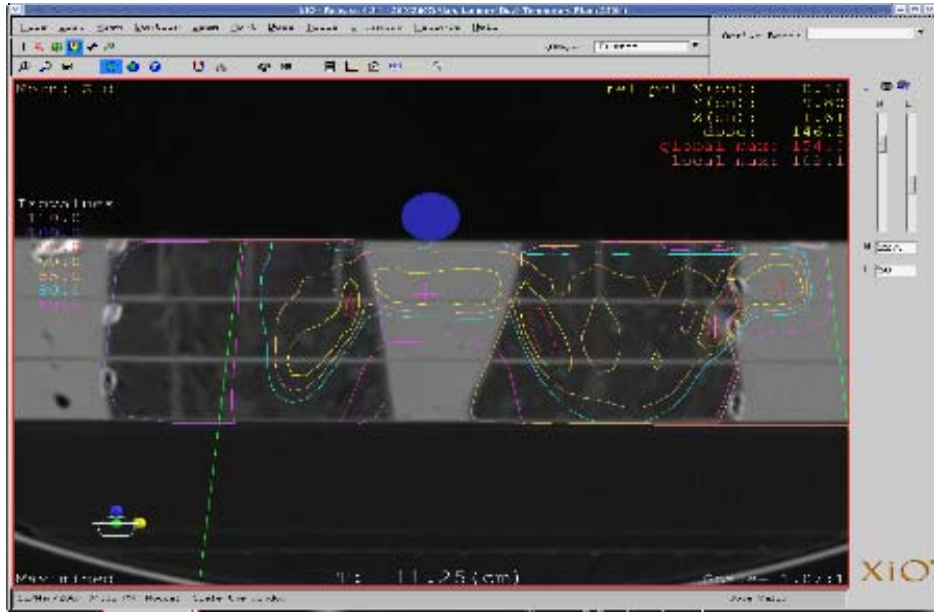
Şekil 4.3 E = 8 MeV için TPS’ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.3 E = 8 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	5,14	5,8	2,52	1,04	1,30
85	5,54	6,4	2,7	1,05	1,37
80	5,89	6,8	2,85	1,07	1,39
50	7,49	7,49	3,36	1,23	1,23

E = 10 MeV için sağ akciğerdeki %90’lık izodoz eğrisinde izodoz derinliği, izodoz eğrilerinin dağınık olmasından, %80 ve %50’lik izodoz derinlikleri ise doku

yetersizliğinden dolayı ölçülemedi (Şekil 4.4). Sol akciğerdeki %90-85-80'lik izodoz derinlikleri ölçüldü ve izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışları hesaplandı (Çizelge 4.4). Sol akciğerdeki %50'lik izodoz derinliği ise doku yetersizliğinden dolayı ölçülemedi. %85'lik izodoz eğrisinde izodoz derinliklerinin sol ve sağ akciğerdeki cm akciğer başına artışı birbirinden biraz farklı bulundu. Bu durum, sol ve sağ akciğer yapılarının yoğunluk farkından kaynaklanmaktadır.

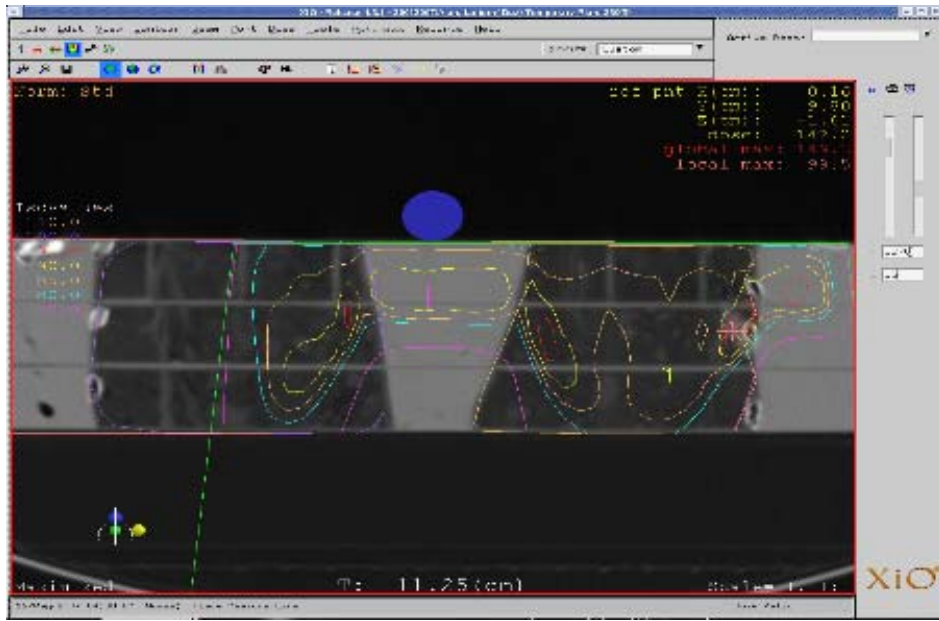


Şekil 4.4 E = 10 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.4 E = 10 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	5,51	-	2,47	1,23	-
85	6,03	6,85	2,82	1,14	1,43
80	6,45	-	3,09	1,09	-
50	-	-	4,11	-	-

E = 12 MeV için sağ akciğerdeki %90-85-80-50'lik izodoz eğrilerinde izodoz derinlikleri, izodoz eğrilerinin dağınık olmasından ve doku yetersizliğinden dolayı ölçülemedi (Şekil 4.5). Sol akciğerdeki %90-85-80'lik izodoz derinlikleri ölçüldü ve izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışları hesaplandı (Çizelge 4.5). Sol akciğerdeki %50'lik izodoz derinliği ise doku yetersizliğinden dolayı ölçülemedi.

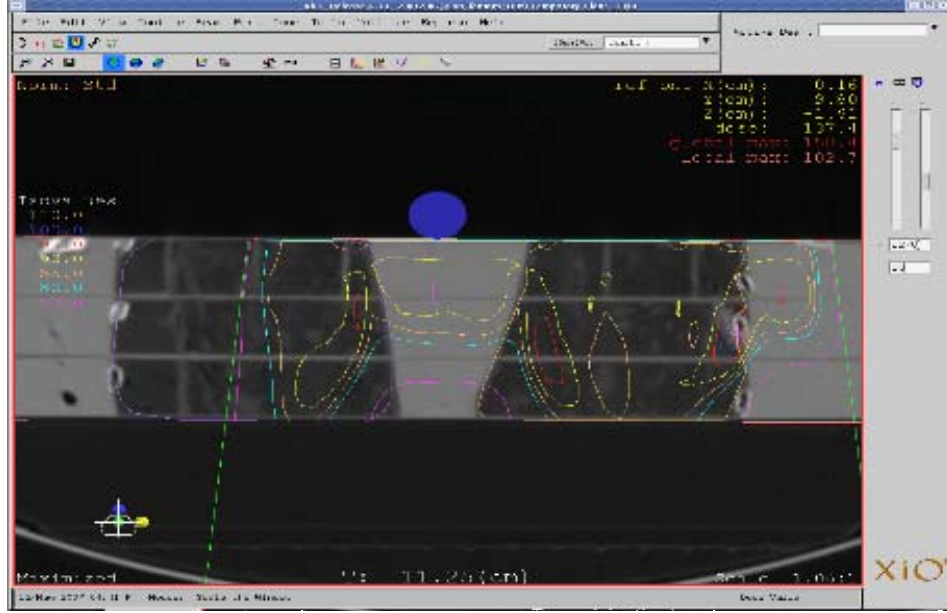


Şekil 4.5 E = 12 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.5 E = 12 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	5,87	-	2,64	1,22	-
85	6,49	-	3	1,16	-
80	7,02	-	3,19	1,20	-
50	-	-	4,17	-	-

E = 14 MeV için sağ akciğerdeki %90-85-80-50'lik izodoz eğrilerinde izodoz derinlikleri, doku yetersizliğinden dolayı ölçülemedi (Şekil 4.6). Sol akciğerdeki %90-85'lik izodoz derinlikleri ölçüldü ve izodoz derinliklerinin cm akciğer başına artışları hesaplandı (Çizelge 4.6). Sol akciğerdeki %80-50'lik izodoz derinlikleri ise doku yetersizliğinden dolayı ölçülemedi.

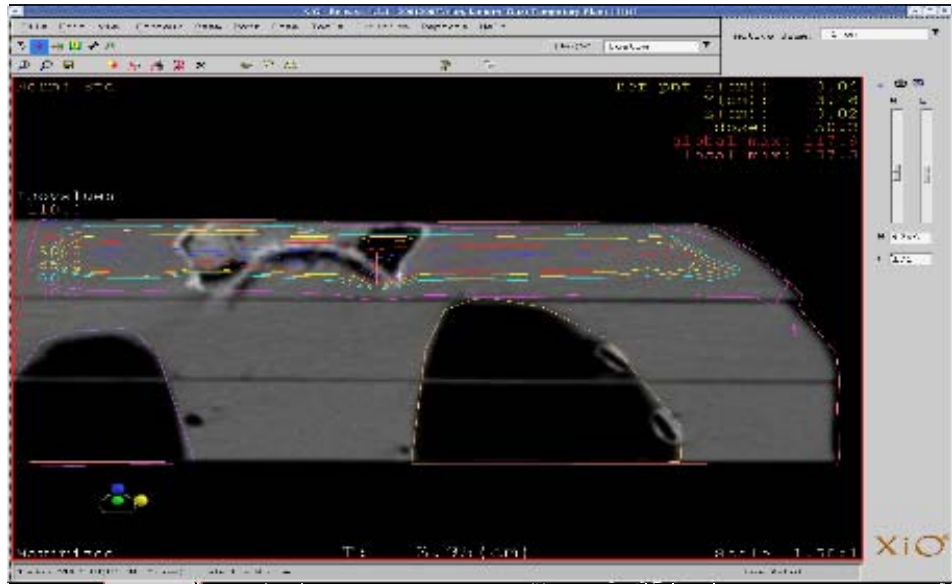


Şekil 4.6 E = 14 MeV için TPS'ten elde edilen sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

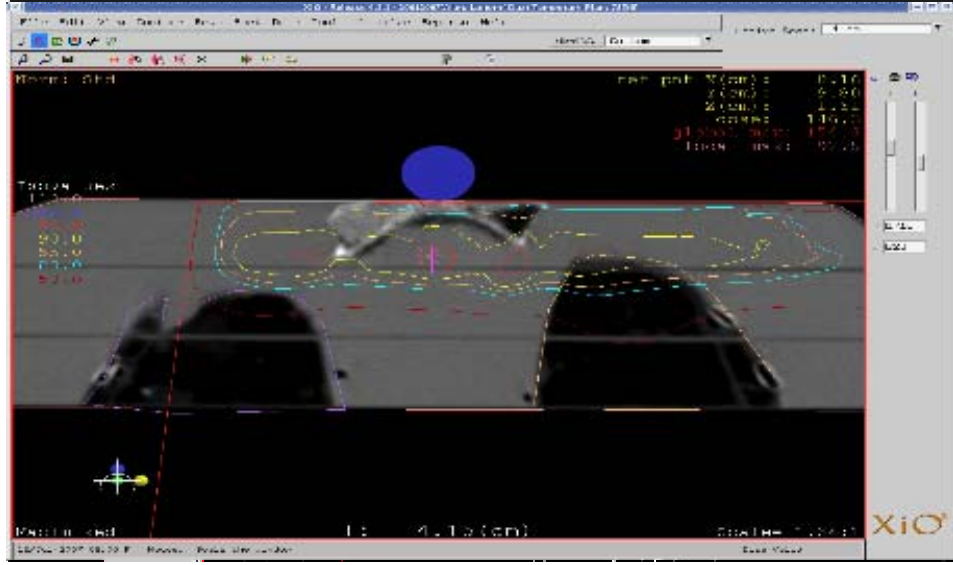
Çizelge 4.6 E = 14 MeV için sol-sağ akciğer ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrilerinin geçtiği derinlikler ve izodoz derinliklerinin sol-sağ akciğerde cm akciğer başına artışı

İzodoz eğrileri (%)	Sol Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Sağ Akciğerdeki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliklerinin Sol Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)	İzodoz derinliklerinin Sağ Akciğerde cm akciğer başına artışı (cm)
90	7	-	2,93	1,39	-
85	7,56	-	3,81	0,98	-
80	-	-	4,32	-	-
50	-	-	5,91	-	-

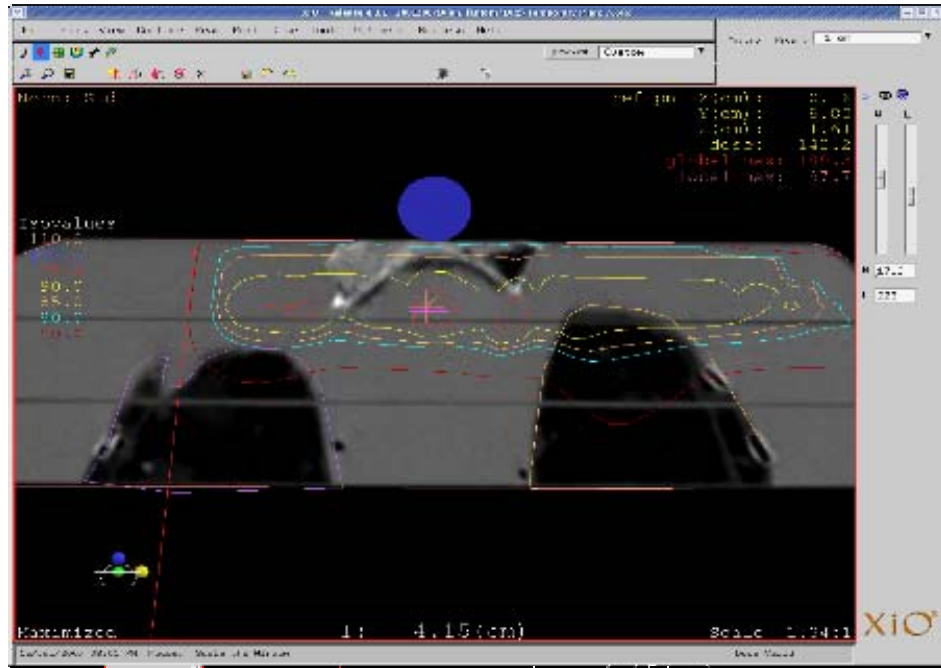
Mevcut olan tüm elektron enerjileri için 20x20 cm² elektron aplikatörü ile $G = 0^\circ$, SSD = 100 cm, kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlama sisteminden izodoz dağılımları elde edildi. Şekil 4.7, şekil 4.8 ve şekil 4.9’da, oluşturulan tedavi planlamalarının sırasıyla 5, 10, 14 MeV elektron enerjileri için izodoz eğrileri görülmektedir. Elde edilen izodoz dağılımlarından kemik dokusunun en iyi görüldüğü kesitte (T:3.95 (cm)) kemik ve yumuşak dokudaki %90 ve %85’lik izodoz derinlikleri ölçüldü (Çizelge 4.7, Çizelge 4.8). Ölçüm yapılan eksende 1,55 cm kemik dokusu + yumuşak doku bulunmaktadır. Buradan kemik ve yumuşak doku arasındaki izodoz derinlik farkları bulundu ve 1,55 cm kemik doku için azalım elde edildi. Daha sonra kemikteki izodoz derinliklerinin cm kemik başına azalımı hesaplandı. Çizelge 4.7 ve çizelge 4.8’e göre elektron enerjisi arttıkça kemikteki izodoz derinliklerinin cm kemik başına azalımının arttığı görülmektedir.



Şekil 4.7 E = 5 MeV için TPS’ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri



Şekil 4.8 $E = 10$ MeV için TPS'ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri



Şekil 4.9 $E = 12$ MeV için TPS'ten elde edilen kemik ve yumuşak dokudan geçen izodoz eğrileri

Çizelge 4.7 E = 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV için kemik ve yumuşak dokudan geçen %90'lık izodoz eğrisinin geçtiği derinlik ve izodoz derinliğinin cm kemik başına azalımı

Enerji (MeV)	Kemikteki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliğinin cm Kemik başına azalımı (cm)
5	1,49	1,66	0,11
7	1,92	2,22	0,19
8	2,28	2,65	0,24
10	2,12	2,75	0,41
12	2,38	2,85	0,30
14	2,28	3,38	0,71

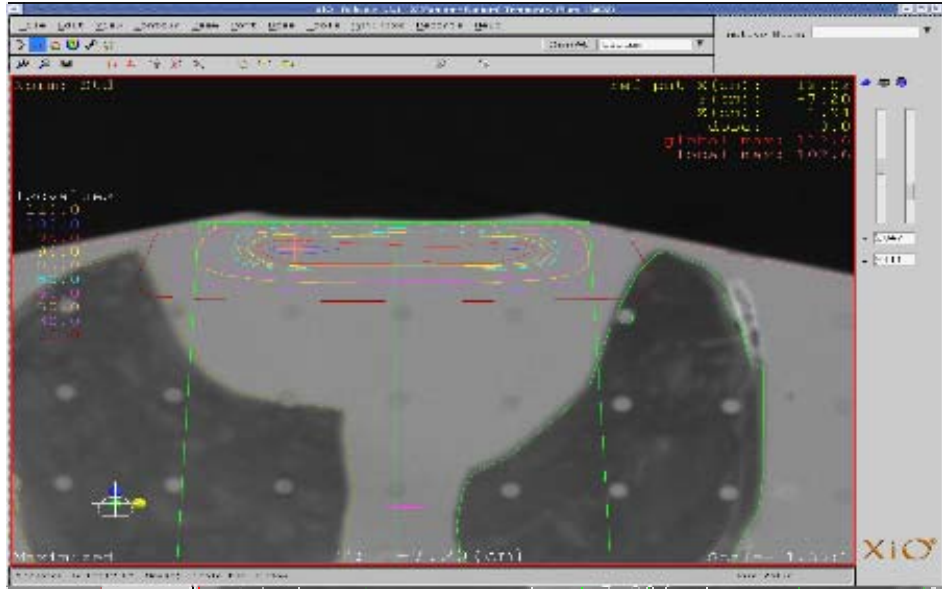
Çizelge 4.8 E = 5, 7, 8, 10, 12 ve 14 MeV için kemik ve yumuşak dokudan geçen %85'lik izodoz eğrisinin geçtiği derinlik ve izodoz derinliğinin cm kemik başına azalımı

Enerji (MeV)	Kemikteki izodoz derinliği (cm)	Yumuşak Dokudaki izodoz derinliği (cm)	İzodoz derinliğinin cm Kemik başına azalımı (cm)
5	1,62	1,72	0,06
7	1,72	2,15	0,28
8	2,61	2,75	0,09
10	2,68	3,01	0,21
12	2,75	3,11	0,23
14	3,77	4,00	0,15

4.2.2 Çeşitli enerjilerdeki elektron demetlerinin değişen gantri açılarında %DD eğrileri

Elektron demetlerinin dokuda soğurulmasında sadece gantri açısının etkisinin incelenip ölçülmesi amacıyla TPS ortamında tedavi planlaması oluşturuldu. Değişen gantri açılarında ve farklı elektron enerjilerinde yapılan tedavi planlamaları için izodozlar elde edildi. Mevcut olan 5, 10, 14 MeV elektron enerjileri için gantri açıları sırasıyla 0°, 15°, 20°, 30°, 45° ve 60° değerlerine değiştirildi.

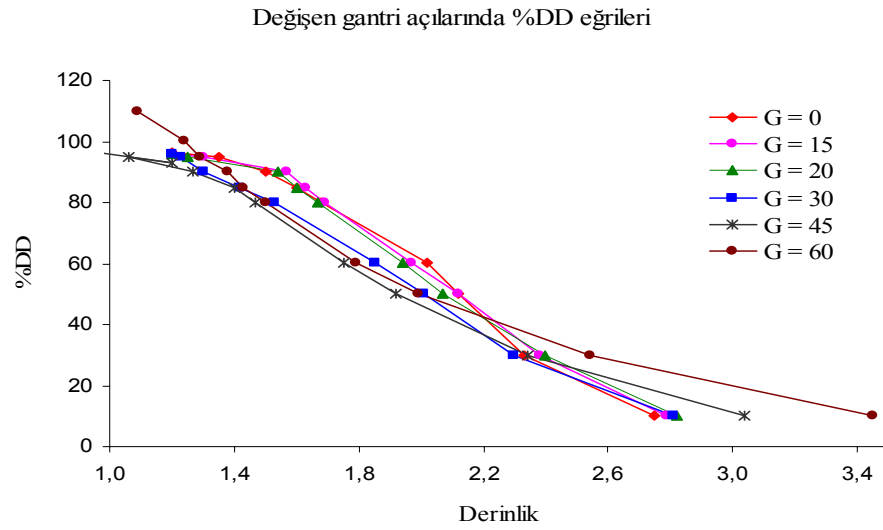
$E = 5, 10, 14$ MeV elektron enerjileri için 10×10 cm² elektron aplikatörü ile $G = 0^\circ$, SSD = 105 cm, kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlama sisteminden izodoz dağılımları elde edildi. Şekil 4.10'da, $G = 0^\circ$, $E = 5$ MeV için, şekil 4.12'de $G = 30^\circ$, $E = 10$ MeV için, şekil 4.14'te $G = 45^\circ$, $E = 14$ MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri görülmektedir. Elde edilen izodoz dağılımlarından merkezi kesitte (T:- 7.20 (cm)) tüm izodoz eğrileri için merkezi eksen boyunca izodoz derinlikleri ölçüldü. (Çizelge 4.9, Çizelge 4.10, Çizelge 4.11). Çizelgelerdeki veriler ile %DD eğrileri çizildi (Şekil 4.11, Şekil 4.13, Şekil 4.15) . Her enerji için eğriler kendi içlerindeki $G = 0^\circ$ 'daki %DD eğrileri ile kıyaslandı. $G = 15^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 45^\circ$ açılarındaki %DD eğrilerinin eğimi, $G = 0^\circ$ 'deki %DD eğrisine göre azalmakta ancak eğrilerin pratik menzilleri (R_p) artmaktadır. $G = 60^\circ$ 'deki %DD eğrileri ise $G = 0^\circ$ 'deki %DD eğrisinin karakteristik özelliğinden uzaklaşmış bir eğime sahiptir. Bu durum pratik menzilin (R_p 'nin) kısılmasına neden olmaktadır.



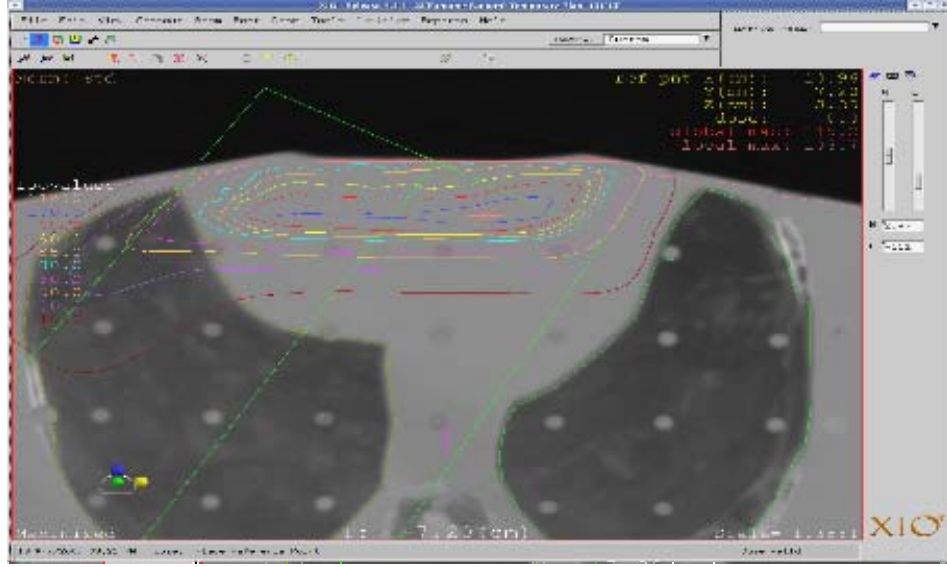
Şekil 4.10 $G = 0^\circ$, $E = 5$ MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri

Çizelge 4.9 E = 5 MeV için TPS'ten elde edilen G = 0°-15°-20°-30°-45°-60° açılarında demet merkezi eksenini boyunca izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik

Gantri	0°	15°	20°	30°	45°	60°
%DD	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği
100	0,97	0,94	1,01	1,11	0,70	1,09
95	1,35	1,30	1,25	1,23	1,06	1,29
90	1,50	1,57	1,54	1,30	1,27	1,38
85	1,60	1,63	1,60	1,42	1,40	1,43
80	1,68	1,69	1,67	1,53	1,47	1,50
60	2,02	1,97	1,94	1,85	1,75	1,79
50	2,12	2,12	2,07	2,01	1,92	1,99
30	2,33	2,38	2,40	2,30	2,34	2,54
10	2,75	2,79	2,82	2,81	3,04	3,45



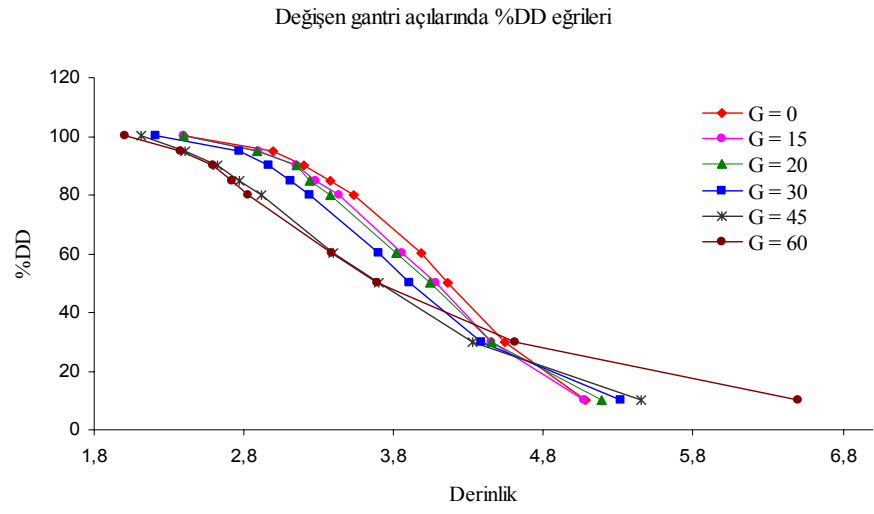
Şekil 4.11 E = 5 MeV için G = 0°-15°-20°-30°-45°-60° açılarında demet merkezi eksenini boyunca %DD eğrileri



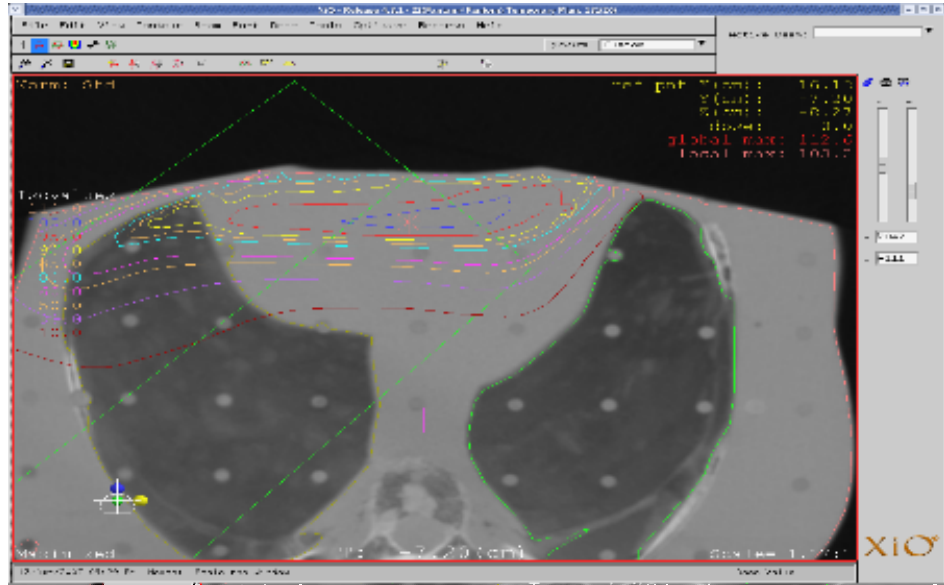
Şekil 4.12 $G = 30^\circ$, $E = 10$ MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri

Çizelge 4.10 $E = 10$ MeV için TPS'ten elde edilen $G = 0^\circ-15^\circ-20^\circ-30^\circ-45^\circ-60^\circ$ açılarında demet merkezi eksenı boyunca izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik

Gantri	0°	15°	20°	30°	45°	60°
%DD	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği
100	2,40	2,40	2,40	2,21	2,11	2,01
95	2,99	2,90	2,89	2,77	2,41	2,38
90	3,20	3,15	3,15	2,97	2,62	2,59
85	3,38	3,28	3,24	3,11	2,77	2,72
80	3,53	3,44	3,38	3,24	2,92	2,83
60	3,98	3,86	3,82	3,70	3,40	3,39
50	4,16	4,08	4,04	3,91	3,70	3,69
30	4,54	4,45	4,45	4,39	4,33	4,61
10	5,08	5,07	5,19	5,32	5,45	6,50



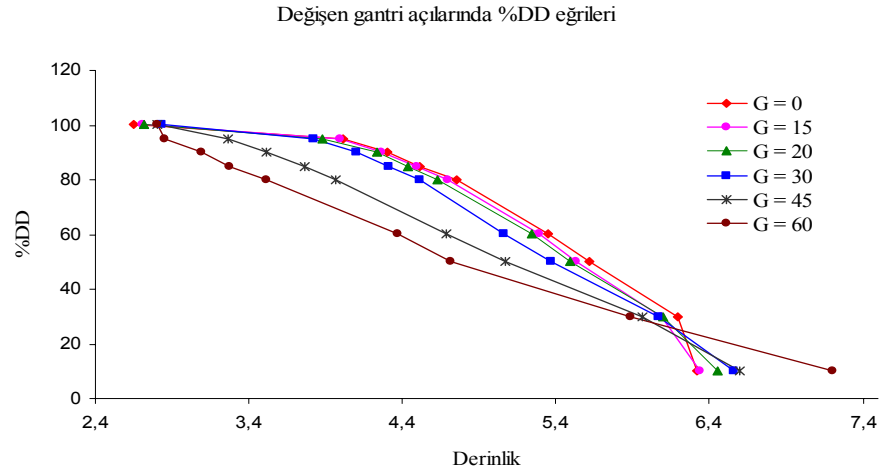
Şekil 4.13 E =10 MeV için $G = 0^\circ$ - 15° - 20° - 30° - 45° - 60° açılarında demet merkezi eksenı boyunca %DD eğrileri



Şekil 4.14 $G = 45^\circ$, E = 14 MeV için TPS'ten elde edilen izodoz eğrileri

Çizelge 4.11 E = 14 MeV için TPS'ten elde edilen $G = 0^\circ-15^\circ-20^\circ-30^\circ-45^\circ-60^\circ$ açılarında demet merkezi eksen boyuncu izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik

Gantri	0°	15°	20°	30°	45°	60°
%DD	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği	İzodoz Derinliği
100	2,65	2,71	2,72	2,84	2,80	2,80
95	4,01	3,99	3,88	3,82	3,26	2,85
90	4,30	4,26	4,23	4,10	3,51	3,09
85	4,51	4,49	4,44	4,31	3,76	3,27
80	4,75	4,70	4,63	4,51	3,97	3,51
60	5,35	5,29	5,24	5,06	4,69	4,37
50	5,62	5,53	5,49	5,37	5,07	4,71
30	6,19	6,09	6,10	6,07	5,96	5,89
10	6,32	6,34	6,45	6,56	6,60	7,4

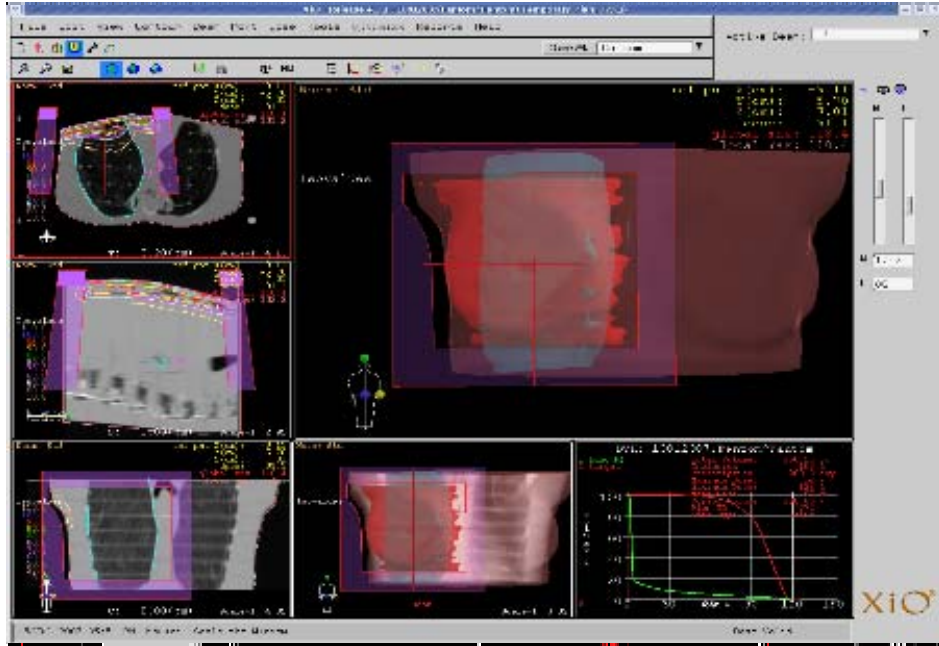


Şekil 4.15 E = 14 MeV için $G = 0^\circ-15^\circ-20^\circ-30^\circ-45^\circ-60^\circ$ açılarında demet merkezi eksen boyuncu %DD eğrileri

4.2 Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Değerleri ve Rando Fantoma Yerleştirilen TLD ile Ölçülen Doz Değerleri

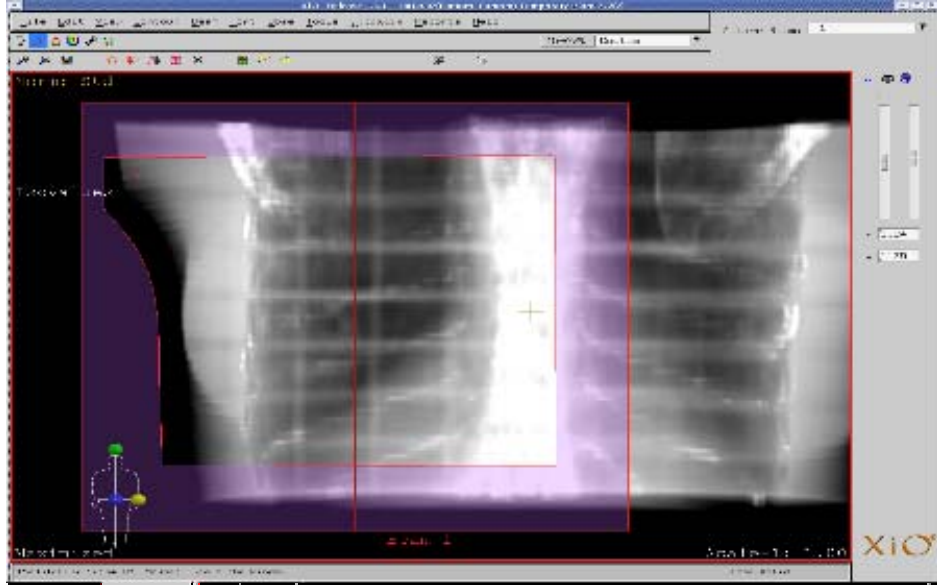
4.2.1 Göğüs duvarı ışınlaması

Göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında tedavi planlaması oluşturuldu (Şekil 4.16). Tedavi alanı belirlenirken seçilen tedavi aplikatörünün sınırları riskli organı ve gereksiz ışınlama bölgelerini de içerdiğinden tedavi alanı ile aplikatör sınırları arasına blok çizildi (Şekil 4.17). Daha sonra yüzey düzensizliğini gidermek ve riskli organları tedavi dışında bırakmak amacıyla gantriye açılı verilerek 3 farklı tedavi planlaması yapıldı. Bu 3 farklı tedavi planı 2 farklı elektron enerjisi (5 ve 7 MeV) için tekrar edildi.



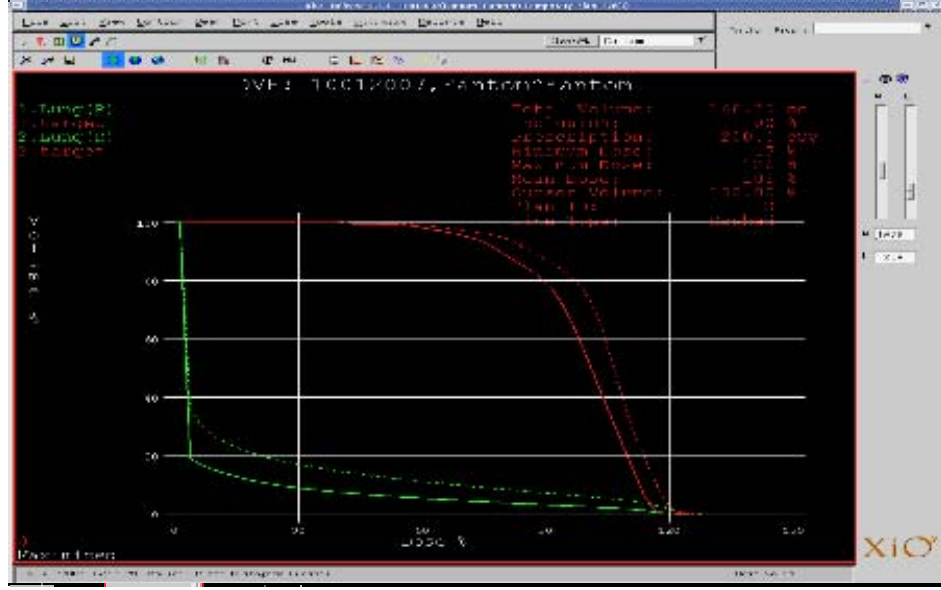
Şekil 4.16 Göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında yapılan tedavi planlamasının genel görünümü

Sol üst pencerede hastanın transvers yöndeki BT kesiti, bir altında sagittal kesiti, sol altta coronal kesiti, altta ve ortada BEV ya da DRR, sağ altta DVH grafiği, üst sağda ise üç boyutlu görüntü bulunmaktadır.



Şekil 4.17 Göğüs duvarı ışınlaması için bloklanmış tedavi alanının BEV ve DRR görüntüsü

İlk olarak $E = 5$ MeV, $G = 0^\circ$, $SSD = 100$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlaması yapıldı. Bu tedavi planlaması, $E = 7$ MeV için de tekrar edildi. İki tedavi planlamasının DVH'ları karşılaştırıldı (Şekil 4.18). Çizelge 4.12'ye göre 7 MeV enerjili elektron ışınlamasında hedef hacim maksimum dozu alırken, akciğer de yüksek doz almaktadır. 5 MeV enerjili elektron ışınlamasında akciğer dozu düşük ancak hedef hacmin dozu 7 MeV enerjili elektron ışınlamasına göre daha düşüktür.

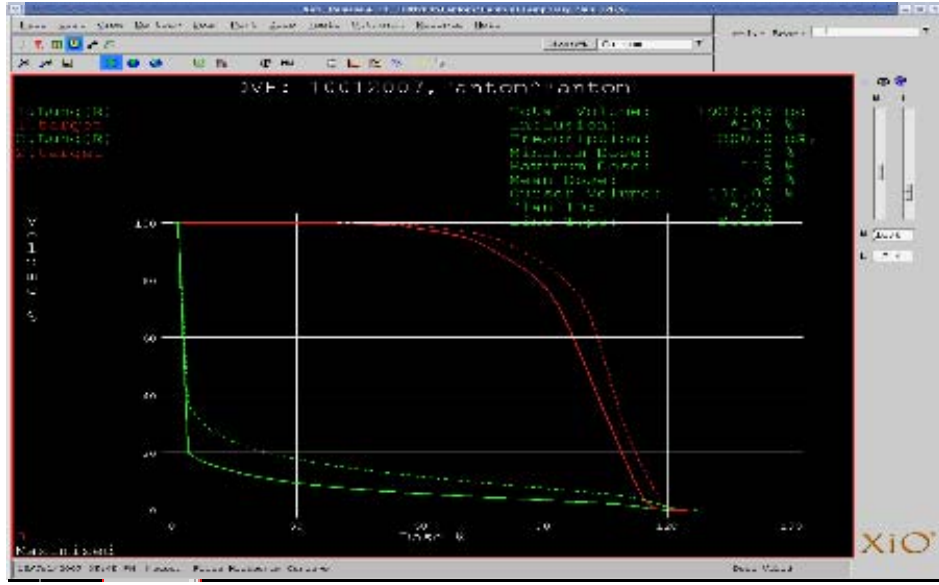


Şekil 4.18 $G = 0^\circ$, SSD = 100 cm, $A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$, kolimatör = 0° iken $E = 5$ ve 7 MeV için DVH karşılaştırması
Kesikli çizgili DVH eğrileri $E = 7 \text{ MeV}$ 'e ait, düz çizgili DVH eğrileri $E = 5 \text{ MeV}$ 'e aittir.

Çizelge 4.12 $G = 0^\circ$ 'de, $E = 5$ ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri

Hedef Hacim (%)			Riskli Organ (Akciğer) Hacmi (%)		
Doz (%)	7 MeV	5 MeV	Doz (%)	7 MeV	5 MeV
100	71,48	48,62	100	5,70	2,27
90	86,03	77,35	90	6,95	2,94
85	89,98	83,39	60	10,82	5,16
80	93,94	87,76	50	12,41	6,08
			40	14,27	7,19
			20	19,79	10,68
			10	25,24	14,24

Daha sonra yüzey düzensizliğini gidermek amacıyla $E = 5 \text{ MeV}$, $G = 346^\circ$, SSD = 100 cm, $A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$, kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlaması yapıldı. Bu tedavi planı $E = 7 \text{ MeV}$ için tekrar edildi. İki planın DVH'ları karşılaştırıldı (Şekil 4.19). Çizelge 4.13'e göre 7 MeV enerjili elektron ışınlamasında hedef hacim maksimum dozu alırken, akciğer dozu da yüksek olmaktadır. 5 MeV enerjili elektron ışınlamasında akciğer dozu düşük ancak hedef hacmin dozu 7 MeV enerjili elektron ışınlamasına göre daha düşüktür.



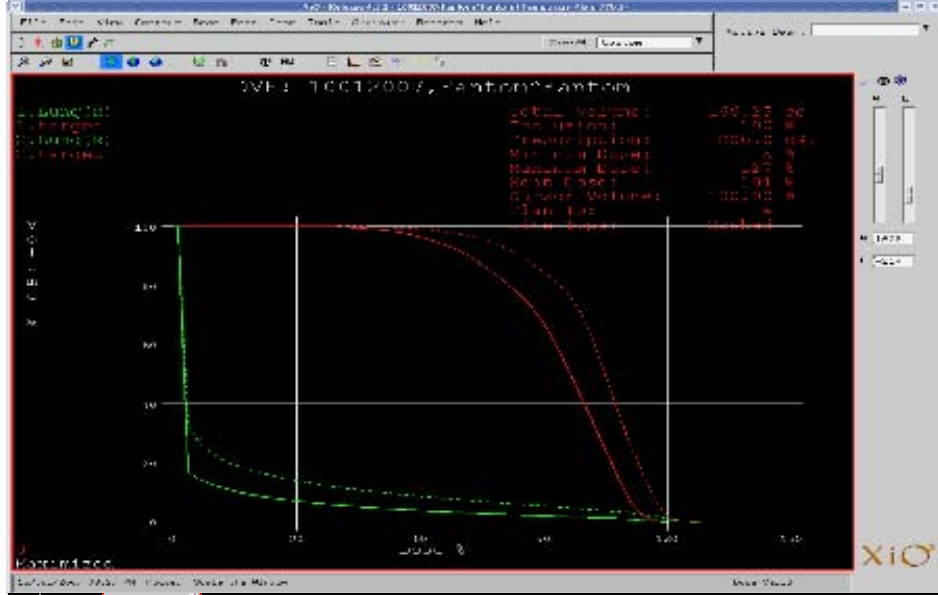
Şekil 4.19 $G = 346^\circ$, $SSD = 100$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° iken $E = 5$ ve 7 MeV için DVH karşılaştırması
Kesikli çizgili DVH eğrileri $E = 7$ MeV'e ait, düz çizgili DVH eğrileri $E = 5$ MeV'e aittir.

Çizelge 4.13 $G = 14^\circ$ de, $E = 5$ ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri

Doz (%)	Hedef Hacim (%)		Doz (%)	Riskli Organ (Akciğer) Hacmi (%)	
	7 MeV	5 MeV		7 MeV	5 MeV
100	63,67	35,21	100	4,07	1,36
90	83,07	64,01	90	5,09	1,84
85	87,99	73,72	60	8,36	3,61
80	92,18	80,27	50	9,75	4,42
			40	11,44	5,42
			20	16,45	8,55
			10	21,47	11,79

Son olarak da özofagusu alan dışında bırakmak amacıyla $E = 5$ MeV, $G = 14^\circ$, $SSD = 100$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlaması yapıldı. Bu tedavi planlaması $E = 7$ MeV için de tekrar edildi. İki planın DVH'ları karşılaştırıldı (Şekil 4.20). Çizelge 4.14'e göre 7 MeV enerjili elektron ışınlamasında hedef hacim maksimum dozu alırken, akciğer dozu da yüksek olmaktadır. 5 MeV enerjili elektron

ışınlanmasında akciğer dozu düşük ancak hedef hacmin dozu 7 MeV enerjili elektron ışınlamasına göre daha düşüktür.



Şekil 4.20 $G = 14^\circ$, $SSD = 100$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° E = 5 ve 7 MeV için DVH karşılaştırması
Kesikli çizgili DVH eğrileri E = 7 MeV'e ait, düz çizgili DVH eğrileri E = 5 MeV'e aittir.

Çizelge 4.14 $G = 346^\circ$ de, E = 5 ve 7 MeV için doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri

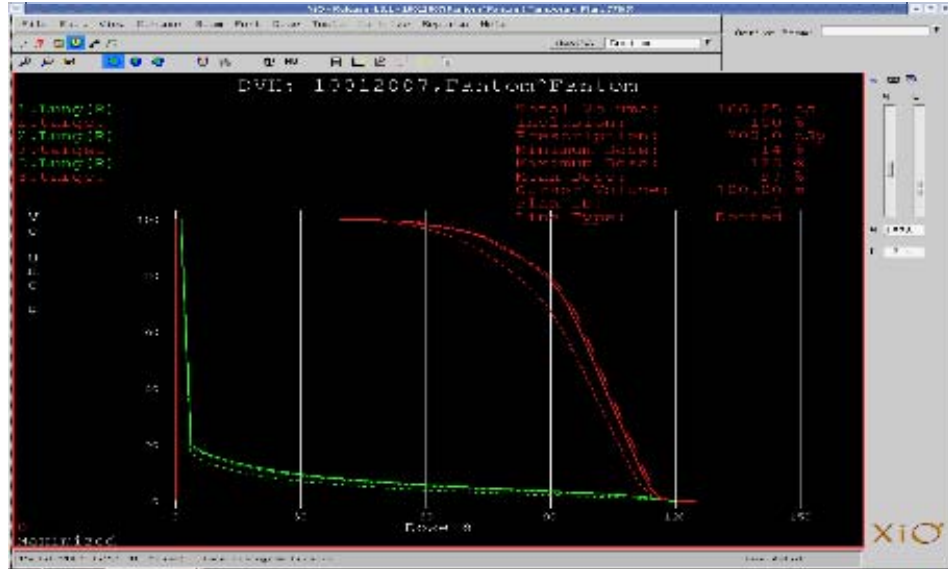
Doz (%)	Hedef Hacim (%)		Doz (%)	Riskli Organ (Akciğer) Hacmi (%)	
	7 MeV	5 MeV		7 MeV	5 MeV
100	66,90	45,53	100	5,98	2,52
90	84,26	75,66	90	7,29	3,24
85	88,67	82,73	60	11,34	5,48
80	92,62	87,37	50	12,97	6,42
			40	14,87	7,57
			20	20,49	11,28
			10	25,94	14,78

E = 5 ve 7 MeV elektron enerjileri için değişen gantri açılarındaki yapılan tedavi planlamalarının DVH'ları kıyaslandı (Şekil 4.21, Şekil 4.22). $G = 0^\circ$ deki DVH'na göre hedef hacim maksimum düzeyde doz alırken riskli organ da yüksek doz almaktadır. Diğer DVH'ları, $G = 0^\circ$ deki DVH'na göre kıyaslandı. $G = 346^\circ$ deki DVH'na göre hedef

hacmin dozu $G = 0^\circ$ deki hedef hacmin dozuna göre daha düşük, riskli organın dozu ise daha yüksektir. $G = 14^\circ$ deki DVH'na göre hedef hacmin dozu $G = 0^\circ$ deki hedef hacmin dozuna göre daha düşük, riskli organın dozu ise daha düşüktür (Çizelge 4.15, Çizelge 4.15). Hedef hacim maksimum düzeyde doz alırken riskli organın aldığı dozun düşük olduğu DVH'na ve uygun tedavi planlamasına radyasyon onkologları ile birlikte karar verildi.

Çizelge 4.15 $E = 5$ MeV için $G = 0^\circ$ - 14° - 346° doz yüzdelere karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri

Hedef Hacim (%)				Riskli Organ (Akciğer) Hacmi (%)			
Doz (%)	$G = 0^\circ$	$G = 14^\circ$	$G = 346^\circ$	Doz (%)	$G = 0^\circ$	$G = 14^\circ$	$G = 346^\circ$
100	48,62	35,21	45,53	100	2,27	1,36	2,52
90	77,35	64,01	75,66	90	2,94	1,84	3,24
85	83,39	73,72	82,73	60	5,16	3,61	5,48
80	87,76	80,27	87,37	50	6,08	4,42	6,42
				40	7,19	5,42	7,57
				20	10,68	8,55	11,28
				10	14,24	11,79	14,78

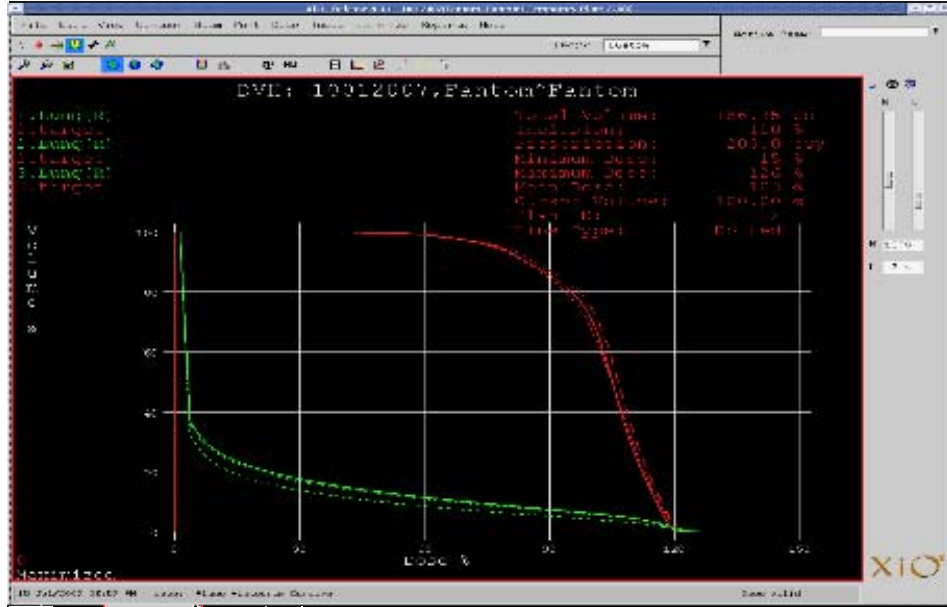


Şekil 4.21 $E = 5$ MeV, SSD = 100 cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° $G = 14^\circ$ - 0° - 346° için DVH karşılaştırması

Kesikli çizgili DVH eğrileri $G = 14^\circ$ ye ait, düz çizgili DVH eğrileri $G = 346^\circ$ ye ait, noktalı çizgili DVH eğrileri $G = 0^\circ$ ye aittir.

Çizelge 4.16 E = 7 MeV için G = 0°-14°-346° doz yüzdelilerine karşılık gelen hedef hacim ve riskli organ hacim yüzdeleri

Hedef Hacim (%)				Riskli Organ (Akciğer) Hacmi (%)			
Doz (%)	G = 0°	G = 14°	G = 346°	Doz (%)	G = 0°	G = 14°	G = 346°
100	71,48	63,67	66,9	100	5,7	4,07	2,52
90	86,03	83,07	84,26	90	6,95	5,09	3,24
85	89,98	87,99	88,67	60	10,82	8,36	5,48
80	93,94	92,18	92,62	50	12,41	9,75	6,42
				40	14,27	11,44	7,57
				20	19,79	16,45	11,28
				10	25,24	21,47	14,78



Şekil 4.22 E = 7 MeV, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm², kolimatör = 0° G = 14°-0°-346° için DVH karşılaştırması

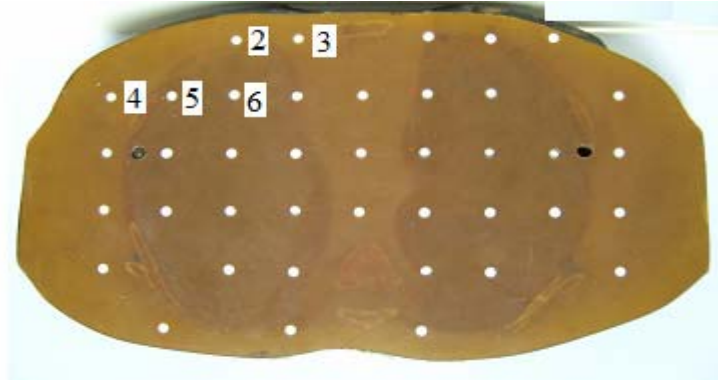
Kesikli çizgili DVH eğrileri G = 14°'ye ait, düz çizgili DVH eğrileri G = 346°'ye ait, noktalı çizgili DVH eğrileri G = 0°'ye aittir.

Radyasyon onkologları ile birlikte karar verilen tedavi planlamalarında (G= 0°, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm², kolimatör = 0° ışınlatma koşullarında E = 5 MeV ve E = 7 MeV elektron enerjileri için) tedavi alanına giren 5 kesitte belirlenen noktalardaki TLD yerleri numaralandırıldı. Rando fantomun 14 nolu kesitinin tabanında 1 nolu TLD yeri

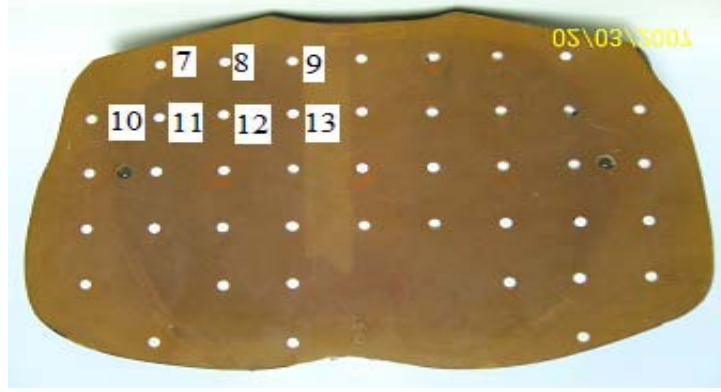
belirlendi (Şekil 4.22). 15 nolu kesitin üst yüzeyinde 2-3-4-5-6 nolu TLD yerleri belirlendi (Şekil 4.23). 16 nolu kesitin üst yüzeyinde 7-8-9-10-11-12-13 nolu TLD yerleri belirlendi (Şekil 4.24). 17 nolu kesitin üst yüzeyinde 14-15-16-17-18-19-20-21 nolu TLD yerleri belirlendi (Şekil 4.25). 18 nolu kesitin üst yüzeyinde 22-23-24-25-26-27-28 nolu TLD yerleri belirlendi (Şekil 4.26). TPS'ten bütün numaralandırılmış TLD yerlerine ait doz değerleri okundu (çizelge 4.17).



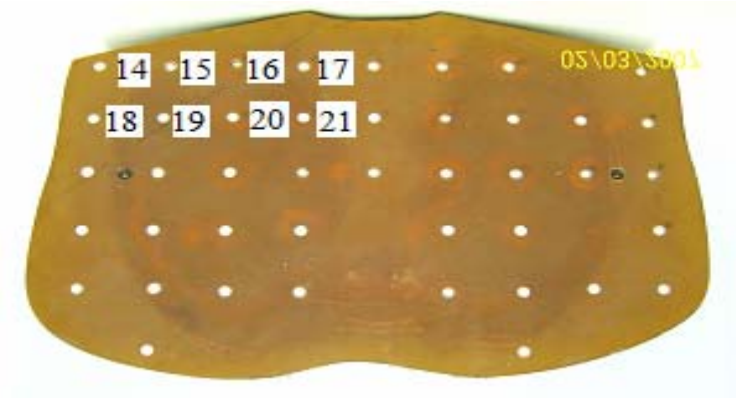
Şekil 4.23 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 14 nolu kesit)



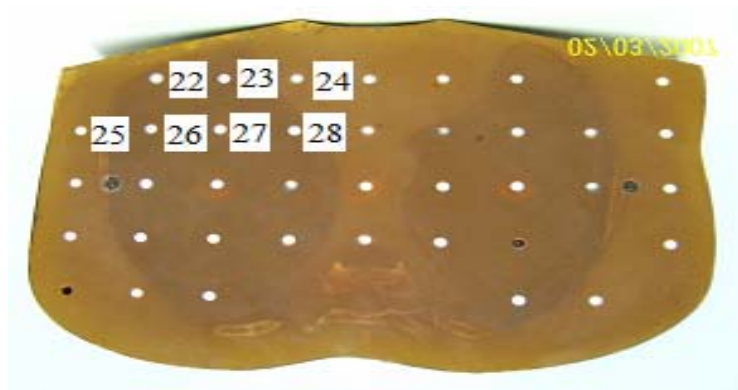
Şekil 4.24 Meme ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 15 nolu kesit)



Şekil 4.25 Meme ışınlanmasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 16 nolu kesit)



Şekil 4.26 Meme ışınlanmasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 17 nolu kesit)



Şekil 4.27 Meme ışınlanmasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 18 nolu kesit)

Çizelge 4.17 Göğüs duvarı ışınlanmasının TPS ortamında elde edilen E = 5 ve 7 MeV enerjili elektron demetleri için TLD yerlerine bağlı doz değerleri

Kesit No	TLD No	5 Mev için TPS'deki Doz (cGy)	7 Mev için TPS'deki Doz (cGy)
14 nolu kesit (T : 3.80 cm)	1	22,3	53,2
15 nolu kesit (T : 2.30 cm)	2	74,1	98,5
	3	84,8	105,2
	4	10,4	37,8
	5	0,5	16,0
	6	0,7	23,6
16 nolu kesit (T : 0.30 cm)	7	95,4	100,9
	8	72,8	99,9
	9	40,6	83,7
	10	2,7	19,1
	11	1,0	20,6
	12	1,0	28,6
	13	0,5	14,1
17 nolu kesit (T : -2.70 cm)	14	93,2	94,1
	15	85,4	102,1
	16	93,9	104,1
	17	26,6	53,2
	18	1,9	11,7
	19	3,8	32,3
	20	8,0	41,6
	21	0,9	16,4
18 nolu kesit (T : -5.70 cm)	22	91,1	101,1
	23	66,1	91,2
	24	3,6	25,6
	25	1,5	10,2
	26	8,1	44,0
	27	10,2	39,3
	28	1,1	8,4

Radyasyon onkologları ile birlikte karar verilen tedavi planlamasının ışınlama koşullarında ($G=0^\circ$, SSD = 100 cm, A = 10x10 cm², kolimatör = 0°) E = 5 MeV ve E = 7 MeV elektron enerjileri için Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazında 3'er kez yapılan rando fantom ışınlanmasından elde edilen ortalama TLD sonuçları çizelge 4.18'de verilmektedir.

Çizelge 4.18 Göğüs duvarı ışınlamasının rando fantomdan elde edilen E = 5 ve 7 MeV enerjili elektron demetleri için TLD doz değerleri

Kesit No	TLD No	5 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)	7 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)
14 nolu kesit (T : 3.80 cm)	1	21,9	53,2
15 nolu kesit (T : 2.30 cm)	2	74,2	98,5
	3	84,8	105,2
	4	10,4	37,8
	5	0,5	16,0
	6	0,7	23,6
16 nolu kesit (T : 0.30 cm)	7	95,4	100,9
	8	72,8	99,9
	9	40,6	83,7
	10	2,7	19,1
	11	1,0	20,6
	12	1,0	28,6
	13	0,5	14,1
17 nolu kesit (T : -2.70 cm)	14	93,2	94,1
	15	85,4	102,1
	16	93,9	104,1
	17	26,6	53,2
	18	1,9	11,7
	19	3,8	32,3
	20	8,0	41,6
	21	0,9	16,4
18 nolu kesit (T : -5.70 cm)	22	91,1	101,1
	23	66,1	91,2
	24	3,6	25,6
	25	1,5	10,2
	26	8,1	44,0
	27	10,2	39,3
	28	1,1	8,4

E = 5 ve 7 MeV elektron enerjilerinde yapılan göğüs duvarı ışınlaması için elde edilen TPS doz değerleri ile rando fantom ışınlaması sonucu elde edilen ortalama TLD doz değerleri kıyaslandığında aradaki farkın % ± 3 sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Çizelge 4.19, Çizelge 4.20).

Çizelge 4.19 E = 5 MeV enerjili elektron demeti için göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark

TLD No	5 Mev için TPS'deki Doz (cGy)	5 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)	Aradaki Fark (%)
1	22,3	21,90	1,8
2	74,1	72,10	2,7
3	84,8	83,20	1,9
4	10,4	10,20	1,9
5	0,5	0,00	0,0
6	0,7	0,00	0,0
7	95,4	97,80	2,5
8	72,8	73,00	0,3
9	40,6	41,00	1,0
10	2,7	2,77	2,6
11	1,0	1,00	0,0
12	1,0	1,00	0,0
13	0,5	0,00	0,0
14	93,2	91,30	2,0
15	85,4	86,00	0,7
16	93,9	92,80	1,2
17	26,6	25,80	3,0
18	1,9	1,88	1,1
19	3,8	3,70	2,6
20	8,0	8,20	2,5
21	0,9	0,88	2,2
22	91,1	90,10	1,0
23	66,1	67,00	1,4
24	3,6	3,50	2,8
25	1,5	1,50	0,0
26	8,1	8,30	2,5
27	10,2	10,50	2,9
28	1,1	1,12	1,8

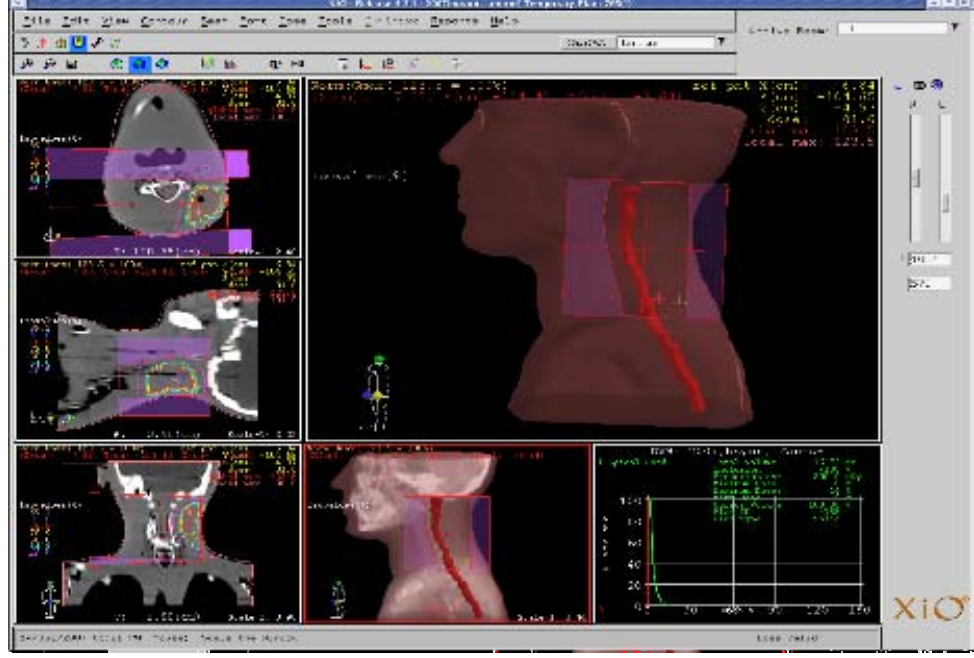
Çizelge 4.20 E = 7 MeV enerjili elektron demeti için göğüs duvarı ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark

TLD No	7 Mev için TPS'deki Doz (cGy)	7 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)	Aradaki Fark (%)
1	53,2	53,0	0,4
2	98,5	96,0	2,5
3	105,2	103,8	1,3
4	37,8	38,0	0,5
5	16,0	15,6	2,5
6	23,6	24,0	1,7
7	100,9	102,0	1,1
8	99,9	98,9	1,0
9	83,7	84,0	0,4
10	19,1	19,5	2,1
11	20,6	20,0	2,9
12	28,6	29,0	1,4
13	14,1	14,5	2,8
14	94,1	95,0	1,0
15	102,1	100,0	2,1
16	104,1	101,8	2,2
17	53,2	52,6	1,1
18	11,7	11,4	2,6
19	32,3	31,8	1,6
20	41,6	42,3	1,7
21	16,4	16,6	1,2
22	101,1	98,3	2,8
23	91,2	90,2	1,1
24	25,6	26,0	1,6
25	10,2	10,0	2,0
26	44,0	42,8	2,7
27	39,3	38,8	1,3
28	8,4	8,3	1,2

3.2.2 Baş-boyun boost ışınlaması

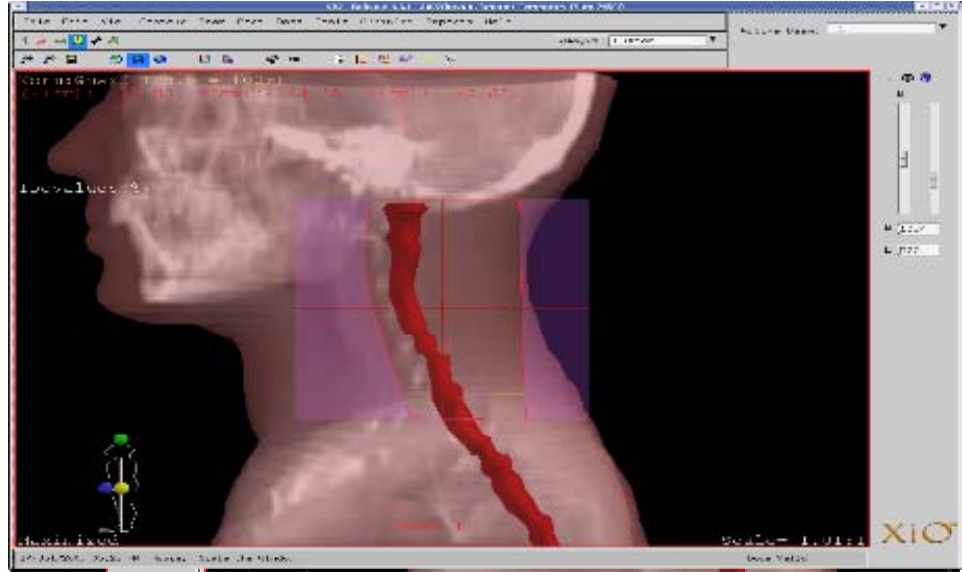
Baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında tedavi planlaması oluşturuldu (Şekil 4.28). Tedavi alanı belirlenirken seçilen tedavi aplikatörünün sınırları riskli organ, gereksiz ışınlama bölgelerini ve daha önceden foton ile ışınlanmış bölgeleri de içerdiğinden tedavi alanı ile aplikatör sınırları arasına blok çizildi (Şekil 4.29).

$E = 10$ MeV, $G = 88^\circ$, $SSD = 105$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0° ışınlama koşullarında tedavi planlaması yapıldı.



Şekil 4.28 Baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında tedavi planlamasının genel görünümü

Sol üst pencerede hastanın transvers yöndeki BT kesiti, bir altında sagittal kesiti, sol altta coronal kesiti, altta ve ortada BEV ya da DRR, sağ altta DVH grafiği, üst sağda ise üç boyutlu görüntü bulunmaktadır.



Şekil 4.29 Baş-boyun boost ışınlaması için bloklanmış tedavi alanının BEV ve DRR görüntüsü

Radyasyon onkologları ile birlikte karar verilen tedavi planlamasında ($E = 10 \text{ MeV}$, $G = 88^\circ$, $SSD = 105 \text{ cm}$, $A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$, kolimatör = 0°) tedavi alanına giren 3 kesitte belirlenen noktadaki TLD yerleri numaralandırıldı. Rando fantomun 8 nolu kesitinde 1 nolu TLD yeri belirlendi (Şekil 4.30). 9 nolu kesitte 2 nolu TLD yeri belirlendi (Şekil 4.31). 10 nolu kesitte 3 ve 4 nolu TLD yerleri belirlendi (Şekil 4.32). TPS'ten bütün numaralandırılmış TLD yerlerine ait doz değerleri okundu (çizelge 4.22).



Şekil 4.30 Baş-boyun ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 8 nolu kesit)



Şekil 4.31 Baş-boyun ışınlamasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 9 nolu kesit)



Şekil 4.32 Baş-boyun ışınlanmasında tedavi alanına giren kesitteki TLD yerleri (Rando fantomda 10 nolu kesit)

Çizelge 4.21 Baş-boyun boost ışınlanmasının TPS ortamında elde edilen $E = 10$ MeV enerjili elektron demeti için TLD yerlerine bağlı doz değerleri

Kesit No	TLD No	10 Mev için TPS'deki Doz (cGy)
8 nolu kesit (T: -99.65 cm)	1	99,8
9 nolu kesit (T : -101.65 cm)	2	96,5
10 nolu kesit (T : -104.65 cm)	3	79,9
	4	81,6

Radyasyon onkologları ile birlikte karar verilen tedavi planlamasının ışınlama koşullarında ($E = 10$ MeV, $G = 88^\circ$, $SSD = 105$ cm, $A = 10 \times 10$ cm², kolimatör = 0°) Siemens Primus Mid Energy M5006 lineer hızlandırıcı cihazında 3'er kez yapılan rando fantom ışınlanmasından elde edilen ortalama TLD sonuçları çizelge 4.22'de verilmektedir.

Çizelge 4.22 Baş-boyun boost ışınlanmasının rando fantomdan elde edilen $E = 10$ MeV enerjili elektron demeti için TLD yerlerine bağlı doz değerleri

Kesit No	TLD No	10 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)
8 nolu kesit (T: -99.65 cm)	1	101,2
9 nolu kesit (T : -101.65 cm)	2	98,6
10 nolu kesit (T : -104.65 cm)	3	81,3
	4	83,4

E = 10 MeV elektron enerjisinde yapılan baş-boyun boost ışınlaması için elde edilen TPS doz değerleri ile rando fantom ışınlaması sonucu elde edilen ortalama TLD doz değerleri kıyaslandığında aradaki farkın $\% \pm 3$ sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Çizelge 4.23).

Çizelge 4.23 E = 10 MeV enerjili elektron demeti için baş-boyun boost ışınlamasının TPS ortamında elde edilen doz değerleri ile rando fantomdan elde edilen TLD doz değerleri arasındaki fark

TLD No	10 Mev için TPS'deki Doz (cGy)	10 Mev için Rando fantomdaki Doz (cGy)	Aradaki Fark (%)
1	99,8	101,2	1,4
2	96,5	98,6	2,2
3	79,9	81,3	1,8
4	81,6	83,4	2,2

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada doku heterojenitelerinin ve yüzey düzensizliklerinin doz dağılımına etkisi araştırıldı. Elde edilen sonuçlar rando fantom ile gerçekleştirilen seçilen tedavi örnekleri için hesaplanan değerler ve ölçülen değerlerin karşılaştırılmasıyla da örnek uygulama alanında denendi.

5.1 Çeşitli Enerjilerdeki Elektron Demetlerinin Dokuda Soğurulmasında Doku Heterojenite Etkisi

Bu çalışmada mevcut tüm elektron enerjilerinin akciğer ve kemik yapılarının izodoz dağılımına etkisi incelendi. Akciğerin izodoz dağılımına etkisini incelemek amacıyla elde edilen tedavi planlamalarında enerjinin artmasıyla akciğerdeki izodoz eğrilerinin yumuşak dokudaki izodoz eğrilerine göre daha derine gittiği gözlemlendi. Teröpatik izodoz eğrisi olan % 85'lik izodoz eğrisinin derinliği; 5 MeV elektron enerjisi için sol akciğerde 4,23 cm, sağ akciğerde 4,51 cm ve yumuşak dokuda 1,64 cm iken, 10 MeV elektron enerjisi için sol akciğerde 6,03 cm, sağ akciğerde 6,85 cm ve yumuşak dokuda 2,82 cm'dir (Çizelge 4.1, Çizelge 4.4). Sol ve sağ akciğer yapılarının yoğunluk farkları nedeniyle bu yapılardaki cm akciğer başına izodoz derinliğinin artışının eşit olmadığı görüldü. 5 MeV elektron enerjisinde % 85'lik izodoz eğrisinin sol akciğer için cm akciğer başına izodoz derinliğinin artışı 1,44 cm ve sağ akciğer için cm akciğer başına izodoz derinliğinin artışı 1,53 cm iken 10 MeV elektron enerjisinde sol akciğer için 1,14 cm ve sağ akciğer için 1,43 cm'dir (Çizelge 4.1, Çizelge 4.4).

Kemiğin izodoz dağılımına etkisini incelemek amacıyla elde edilen tedavi planlamalarında kemik yapılarındaki izodoz eğrilerinin yumuşak dokudaki izodoz eğrilerine göre yüzeye daha yakın olduğu gözlemlendi. % 90'lık izodoz eğrisinin derinliği; 5 MeV elektron enerjisi için kemikte 1,49 cm ve yumuşak dokuda 1,66 cm iken, 10 MeV elektron enerjisi için kemikte 2,12 cm ve yumuşak dokuda 2,75 cm'dir. Teröpatik

izodoz eğrisi olan % 85'lik izodoz eğrisinin derinliği; 5 MeV elektron enerjisi için kemikte 1,62 cm ve yumuşak dokuda 1,72 cm iken, 10 MeV elektron enerjisi için kemikte 2,68 cm ve yumuşak dokuda 3,01 cm'dir. Elektron enerjilerinin artışı ile kemikteki izodoz derinliklerinin cm kemik başına azalımının arttığı gözlemlendi. % 90'lık izodoz eğrisinde 5 MeV elektron enerjisi için cm kemik başına izodoz derinliğinin azalımı 0,10 cm iken 10 MeV elektron enerjisi için 0,23 cm'dir (Çizelge 4.7, Çizelge 4.8). %85'lik izodoz eğrisinde ise 5 MeV elektron enerjisi için kemikteki izodoz derinliklerinin cm kemik başına azalımı 0,06 cm iken 10 MeV elektron enerjisi için 0,11 cm'dir (Çizelge 4.7, Çizelge 4.8).

5.2 Değişen Gantri Açılarında %DD Eğrileri

Elektron demetlerinin giricilikleri fotonlara göre oldukça azdır ve giricilikleri enerji değişiminden çok etkilenir. Meydana gelen 1-2 mm'lik değişim önemli olabilir. Bu nedenle gantri açısı değişimiyle meydana gelen %DD eğrilerinin değişimi dikkatle göz önüne alınmalıdır.

Elektron tedavisinde hedef ışınlanması bakımından % 80'e kadar olan izodoz eğrilerinin geçtiği derinlik, kritik organ koruması bakımından önemlidir. Yapılan çalışmada gantri açısı arttıkça izodoz derinliklerinin azaldığı görüldü. 5 MeV elektron enerjisinde gantri açısının 0°den 45°ye arttırılmasıyla % 95'lik izodoz eğrisinin derinliği 1,35 cm'den 1,06 cm'ye kadar azaldığı görüldü (Gantri değişimi ile izodoz derinliği değişimi arasında bir orantı yoktur) (Çizelge 4.9). Ancak 5 MeV elektron enerjisinde $G = 60^\circ$ de iken % 95'lik izodoz eğrisinin derinliği diğer gantri açılarındaki izodoz derinliği değişiminin aksine artış göstermektedir ($G = 60^\circ$ için izodoz derinliği 1,29 cm). Bu durum pratik menzilin (R_p 'nin) kısalmasına neden olmaktadır (Şekil 4.11). 10 MeV elektron enerjisinde gantri açısının 0°den 60°ye arttırılmasıyla % 90'lık izodoz eğrisinin derinliği 3,20 cm'den 2,59 cm'ye kadar azaldığı görüldü (Gantri değişimi ile izodoz derinliği değişimi arasında bir orantı yoktur) (Çizelge 4.10, Şekil 4.13). 14 MeV elektron

enerjisinde gantri açısının 0° ’den 60° ’ye arttırılmasıyla % 85’lik izodoz eğrisinin derinliği 4,51 cm’den 3,27 cm’ye kadar azaldığı görüldü (Gantri değişimi ile izodoz derinliği değişimi arasında bir orantı yoktur) (Çizelge 4.11, Şekil 4,15). Sonuç olarak tüm elektron enerjilerinde gantri açısı arttıkça izodoz eğrilerinin derinlikleri azalmaktadır, denilebilir.

5.3 Göğüs Duvarı Işınlaması

Göğüs duvarı ışınlamasında elektron enerjisi ve gantri açısı değişiminin hedef hacim ve riskli organ hacim dozuna etkisi incelendi. Gantri açısı 0° ’de sabit iken elektron enerjisinin 5 MeV’den 7 MeV’e arttırılması ile teröpatik menzil eğrisindeki (%85’lik izodoz eğrisi) hedef hacim % 83,39’dan % 89,98’e artmaktadır. Riskli organ hacminde ise % 100’lük izodoz eğrisinin kapsadığı hacim % 2,27’den % 5,70’e artmaktadır. Bu durumda 5 MeV enerjili elektron ışınlamasında akciğer dozu düşük ancak hedef hacmin dozu 7 MeV enerjili elektron ışınlamasına göre daha düşüktür. Ancak tümör kontrol olasılığı göz önünde bulundurulursa 7 MeV elektron enerjili planlamanın kullanılması daha uygun olur.

Yüzey düzensizliğini gidermek ve riskli organı tedavi dışında bırakmak amacıyla gantriye açı (14° ve 346°) verilerek yapılan planlamalarda hedef hacmin aldığı doz azalırken akciğerin aldığı doz da azalmaktadır. Elektron enerjisi $E = 5$ MeV’de sabit iken gantri açısının 0° , 14° , 346° değerlerine değiştirilmesi ile teröpatik menzil eğrisindeki (%85’lik izodoz eğrisi) hedef hacim $G = \% 83,39$ $G = 14^\circ$ ’de % 73,72 değerleri arasında değişmektedir. Riskli organ hacminde ise % 100’lük izodoz eğrisinin kapsadığı hacim $G = 0^\circ$, 14° , 346° için sırasıyla % 2,27’den % 1,36 % 2,52 arasında değişmektedir.

$E = 5$ ve 7 MeV elektron enerjilerinde yapılan göğüs duvarı ışınlaması için elde edilen TPS doz değerleri ile rando fantom ışınlaması sonucu elde edilen ortalama TLD doz değerleri kıyaslandığında aradaki farkın % ± 3 sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Çizelge 4.19, Çizelge 4.20).

Sonuçta hedef hacmin maksimum homojen doz alması sağlanırken riskli organ dozunun da arttığı görüldü. Tedavi planlamalarında bu durum dikkate alınarak tedavi planlamalarının optimizasyonu yapılmalıdır.

5.4 Baş-boyun Boost Işınlaması

Baş-boyun boost ışınlamasında teröpatik menzile uygun elektron enerjisi ($E = 10 \text{ MeV}$) ve yüzey düzensizliğini gidermek ve riskli organı tedavi dışında bırakmak amacıyla uygun gantri açısı ($G = 88^\circ$) ile yapılan tedavi planlamasında hacmin alacağı doz maksimum, riskli organ hacmin alacağı doz minimum olacak şekilde tedavi planlamasına karar verildi.

$E = 10 \text{ MeV}$ elektron enerjisinde yapılan göğüs duvarı ışınlaması için elde edilen TPS doz değerleri ile rando fantom ışınlaması sonucu elde edilen ortalama TLD doz değerleri kıyaslandığında aradaki farkın $\% \pm 3$ sınırları içerisinde olduğu gözlemlendi (Çizelge 4.22, Çizelge 4.23).

5.5 Sonuç

- Enerjinin artmasıyla akciğerdeki izodoz eğrilerinin yumuşak dokudaki izodoz eğrilerine göre daha derine gittiği gözlemlendi. Sol ve sağ akciğer yapılarının yoğunluk farkları nedeniyle bu yapılardaki cm akciğer başına izodoz derinliğinin artışının eşit olmadığı görüldü.
- Kemik yapılarındaki izodoz eğrilerinin yumuşak dokudaki izodoz eğrilerine göre yüzeye daha yakın olduğu gözlemlendi. Elektron enerjilerinin artışı ile cm kemik başına izodoz derinliklerinin azalımının arttığı gözlemlendi.
- Tüm elektron enerjilerinde gantri açısı arttıkça izodoz eğrilerinin derinlikleri azalmaktadır.

- Hedef hacmin maksimum homojen doz alması sağlanırken riskli organ dozu minimum olacak şekilde tedavi planlamalarının optimizasyonu yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

- Anonymous. 1993. International Commission for Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy Report No. 50 ICRU. Bethesda, MD.
- Anonymous. 1999. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)
- Bor, D. 2002. Nükleer Tıp fiziği Ders Notları. Ankara.
- Bor, D. 2003. Görüntüleme Teknikleri 2 Ders Notları. Ankara.
- Butson, M. , Cheung, T., Yu, P., and Metcalfe, P. 2000. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy. Radiation Measurements, 32; 201-204.
- Dirican, B. 2002. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara.
- Dirican, B. 2002. İleri Radyoterapi Ders Notları. Ankara.
- Harder, D. 1965. Energiespectren Schneller Elektronen in Verschiedenen Tiefen. In: Montreux, Zuppinger A, Poretti G, eds. Symposium on high-energy electrons. Berlin : Springer-Verlag. 260
- IAEA. 1987. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. Technical Reports Series No. 277 (TRS No.277). Vienna.
- ICRU, June 2004. Prescribing, Recording and Reporting Electron Beam Therapy. ICRU Report No. 71, 4; 39-48.
- Jones, A. and Das, I. 2005. Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields. Medical Physics, 32 (3); 766-776.
- Dos Passos, W., Roberson, P.L., Pfeiffer, G. and Dworzanin, M. 1994. Tissue depth to lung for electron beam boost therapy of the breast. [Med Dosim](#). 8-255.
- [Ekstrand, K. E.](#) and [Dixon, R. L.](#) The problem of obliquely incident beams in electron-beam treatment planning. adsabs.harvard.edu/abs/1982MedPh...9..276E , Erişim Tarihi : 06/12/2005
- Khan, F.M. 1994. The Physics of Radiation Therapy. USA. Second Edition; 51-57, 176-179, 263-269, 275-277, 361-391
- Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy Third Edition.

- Klevenhagen, S. C. 1993. Physics and dosimetry of therapy electron beams, medical physics publishing. Madison.
- Korevaar, E., Akhiat, A., Heijmen B. and Huizenga H. 2000. Accuracy of the phase evolution dose calculation model for clinical 25 MeV electron beams. Phys. Med. Biol., 45; 2931-2945.
- Lax, I. 1986. Inhomogeneity corrections in electron-beam dose planning. Limitations with the semi-infinite slab approximation. Phys. Med. Biol., 31 (8); 879-892.
- Mcneely, L., Leavitt, D., Egger M. and Stewart, J. 1991. Dose volume histogram analysis of lung radiation from chest wall treatment: comparison of electron arc and tangential photon beam techniques. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 21; 515-520.
- Meriç, N. 1998. Sağlık Fiziği Ders Notları, Ankara
- Nilsson, B., Montelius, A., Andreo, P. and Johansson, J. 1997. Coorection factors for parallel-plate chambers used in plastic phantoms in electron dosimetry. Phys. Med. Biol. 42; 2101-2118.
- Nordic Association of Clinical Physics (NACP). 1980. Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. Acta Radiol. 19-55.
- Perez, C. A., Chao, K. S. C. and Brady, L. W. 2004. Radyasyon onkolojisi tedavi kararları. Nobel Tıp kitabevleri. 29-35.
- Rogers, D.W.O. and Bielajew, A.F. 1986. Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships. Med Phys. 13-687.
- Ray, D.K., Das, R., Kumar, A., Chaudhuri, P., Biswas, J. and Pal, S. Effect of blocking on dose rate of electron beam.
- Strydom, W., Parker W. and Olivares M., Electron beams: Physical and clinical aspects. 273-299. www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/pdf_files/Chapter8.pdf, Erişim Tarihi : 06/12/2005

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Süreyya YILDIZ
Doğum Yeri : Samandağ
Doğum Tarihi : 10 / 07/ 1980
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Yer ve Yıl)

Lise : Antakya Süper Lisesi (1994-1997)
Adana Anafartalar Lisesi (1997-1998)

Lisans : Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği
Bölümü (Eylül 2000- Bölüm Birinciliği ile Mezuniyet Temmuz 2004)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Mühendisliği
Anabilim Dalı (Eylül 2004- Kasım 2007)

Akademik durumu (Yer ve Yıl) : İnönü Üniversitesi, Öğretim Görevlisi
(Malatya 2006 -)

Yayınları (SCI ve diğer) :

1. Radyoterapi Uygulamalarında Kullanılan Lineer Hızlandırıcı Cihazında Değişen Kolimatör ve Gantri Açılarının Doz Verimine Etkisi. Yıldız, S., Kaya E. 24. Uluslararası Fizik Kongresi, 28-31 Ağustos 2007, Malatya, Türkiye.
2. Elektron Demetlerinde Koruma Bloklarının Tedavi Konuna ve Cilde Yerleştirilmesi Durumlarında Blok Altındaki Cilt Dozlarının Karşılaştırılması. Barlaz, S., Yıldız, S., Kaya E., Serin M., Erkal H. Ş. XI. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 14-18 Kasım 2007, Antalya, Türkiye.