

**T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

RADYASYONUN KANSER TEDAVİLERİNDE UYGULANMASI

Hasan Şakir BARUT

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK ANA BİLİM DALI

KONYA, 2009

**Bu tez 26/02/2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
oybirliği / oyçokluğu ile kabul edilmiştir**

Yrd. Doç. Dr. Nuretdin EREN
(Danışman)

Prof. Dr. Rıza OĞUL
(Üye)

Prof. Dr. Ülfet ATAV
(Üye)

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYONUN KANSER TEDAVİLERİNDE UYGULANMASI

Hasan Şakir BARUT

**Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri
Fizik Ana Bilim Dalı**

Danışman:Yrd. Doç. Dr. Nuretdin EREN

2009, 107 Sayfa

**Jüri:Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof Dr. Ülfet ATAV
Yrd. Doç. Dr. Nuretdin EREN**

Bu çalışma, Dr. Abdurahman Yurtarslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 cm² lik alanlarda izodoz eğrilerini elde etmek için General Elektrik Marka Saturne-41 Lineer Hızlandırıcısı kullanılmıştır. Hesaplamalarda kullanılan fotonlar bu hızlandırıcının 6 MV ve 15 MV luk durumlarında elde edilmiştir. WP600C su fantomu kullanılarak simetrik alanlarda elde edilen doz profilleri derinlik doz yüzdeleri ölçümleri için kullanılmış ve daha sonra tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

Elde ettiğimiz sonuçlar literatürdeki sonuçlarla karşılaştırılmıştır ve bu sonuçlarla uyumlu olduğu gözlenmiştir. Sonuç olarak, derinlik doz yüzdeleri, kaynağın cilt mesafesine uzaklığı, profil ve out-put gibi parametrelerin ölçümü ve ayarlanması dikkatli bir şekilde standart tekniklere uygun olarak yapılması gereklidir. Hastaların tedavisinde kullanılan foton enerjilerinin hastaların ağırlığı ile doğru orantılı olarak ayarlanması gereklidir.

Anahtar Kelimeler: İzodoz eğrileri, doz profilleri, tedavi planlama sistemi, Lineer hızlandırıcı.

ABSTRACT

MS Thesis

APPLICATION OF RADIATION IN CANCER THERAPY

Hasan Şakir BARUT

Selçuk University

**Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics**

Advisor: Yrd. Doç. Dr. Nuretdin EREN

2009, 107 Page

**Jury : Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof.Dr. Ülfet ATAV
Assoc.Prof. Dr. Nuretdin EREN**

This study was carried out at Radition Oncology Clinic of Dr. Abdurrahman Yurtarslan Ankara Oncology Education and Research Hospital. In this study, we have used General Electric Mark Saturne 41 Linear Accelerator machine to determine the isodose curves for the fields of 5 x 5, 10 x 10 and 20 x 20, 30 x 30 cm². The photons used for the calculations were produced by this machine at 6 MV and 15 MV. The dose profiles in symmetric fields prepared by using WP 600C water phantom were used for the measurements of %DD (percentage of deep dose) for the treatment planning system.

The obtained results were compared with the existing results in literature and we have seen that the results were in good agreement with literature. In conclusion, we should point out that all dosimetric parameters (out-put, %DD, SSD, profiles...etc) should be measured carefully by standard techniques. We also determined that the amount of the energy of photons used for the therapy of the patients should be selected according to the weight of the patients as directly proportional.

Key words:Isodose curves, dose profiles, treatment planning, Linear accelerator.

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans çalışmalarımnda değerli fikirleriyle bana yol göstererek hiçbir yardımını esirgemeyen danışmanım Yrd. Doç. Dr. Nuretdin EREN'e, tezimle ilgili ölçümlerin alınması aşamasında yanımda bulunup yardımcı olan Fizik Mühendisi Adil Demir'e, Dr. Abdurahman Yurtarlan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde çalışan doktor ve fizik mühendislerine teşekkür ederim, ayrıca çalışmalarım sırasında verdiğim sıkıntılara katlanan ve manevi desteğini hiç eksik etmeyen Saadet Yurdatapan' a teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım esnasında bana en büyük motivasyonu sağlayan sevgili Anneme, Babama ve Kardeşlerime teşekkür ederim.

Hasan Şakir BARUT
Şubat 2009, Konya

İÇİNDEKİLER

| | |
|---|------|
| ÖZET..... | iii |
| ABSTRACT | iv |
| ÖNSÖZ | v |
| ŞEKİLLER..... | ix |
| ÇİZELGELER | x |
| KISALTMALAR | xiii |
| 1. GİRİŞ | 1 |
| 2. RADYASYON TEDAVİSİ | 3 |
| 2.1 Radyasyon Tedavisinin Tarihsel Gelişimi | 3 |
| 3. EKSTERNAL (DIŞ) RADYOTERAPİ PLANLAMASI (2D)..... | 5 |
| 3.1. Yüzde Derin Doz. (%DD) | 5 |
| 3.2. İzodoz Dağılımları | 10 |
| 3.3. İzodoz Dağılımların Genel Özellikleri | 11 |
| 3.4. İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler | 13 |
| 3.4.1. Tedavi Cihazı | 13 |
| 3.4.2. Işın Kalitesi | 14 |
| 3.4.3. Alan boyutu | 16 |
| 3.4.4. SSD | 16 |
| 3.5. Düzensiz Alanlar | 16 |
| 3.6. Hasta Verileri | 17 |
| 3.6.1. Vücut kontur düzensizlikleri | 18 |
| 3.6.2. <i>İnhomojenite</i> (Düzensizlik)..... | 20 |
| 3.6.2.1. Kemik | 20 |
| 3.6.2.2. Akciğer | 22 |
| 3.6.2.3 Hava boşluğu | 22 |
| 3.7. Çoklu Alan Kullanımı | 24 |
| 3.7.1. Karşılıklı paralel alanlar için doz dağılımı | 25 |
| 3.7.2. Açılı alanlar için düz dağılımı | 27 |
| 3.7.3. Çoklu alanlar için doz dağılımı | 29 |
| 3.8. Hacim (<i>Volüm</i>) Tanımlanması | 33 |
| 3.9. ICRU Referans Noktası | 34 |
| 3.10. Tedavi Planlama Değerlendirmeleri | 35 |

| | |
|--|----|
| 4. TARGET2 TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ | 36 |
| 4.1. Target2 Tedavi Planlama Sistemi Hakkında | 36 |
| 4.1.1 Tanımlar ve terimler | 37 |
| 4.2. <i>Target2</i> Tedavi Planlama Sistemi'nin Bileşenleri | 39 |
| 4.2.1. Yazıcı (<i>Grey scale Hardcopy</i>) | 39 |
| 4.2.2. 8 kalemli renkli çizici | 40 |
| 4.2.3. Alfanümerik monitör | 40 |
| 4.2.4. Renkli monitör(<i>Colour Monitor</i>) | 40 |
| 4.2.5. Klavye ve fare | 40 |
| 4.2.6. Sayısallaştırıcı (<i>Digitizer</i>) | 40 |
| 4.2.7. Kullanıcı masası (<i>Operator's Table</i>) | 41 |
| 4.2.8. VDU | 42 |
| 4.2.9. Uzaktan VDU ünitesi (<i>Remote VDU Terminal</i>)..... | 42 |
| 4.2.10. Dokümantasyon (<i>Documentation</i>) | 42 |
| 4.2.11. DAT | 43 |
| 4.3. <i>Target2</i> 'nin Çalıştırılması | 43 |
| 4.3.1. <i>Target2</i> 'nin Açılması ve kapatılması | 45 |
| 4.3.1.1. Sistemin Açılması | 45 |
| 4.3.1.2. <i>Target2</i> TPS uygulamasının başlatılması | 45 |
| 4.3.1.3. Kapatma | 46 |
| 4.3.1.4. Bazı pencerelerin açıklanması | 47 |
| 4.3.2. Bazı İşlem Fonksiyonları | 50 |
| 4.3.3. <i>Target2</i> 'nin Çalışma Prensipleri, Kullanılan Algoritmalar ve Modeller.. | 52 |
| 4.3.3.1. Hasta Modeli | 52 |
| 4.3.3.2. Terminoloji | 52 |
| 4.3.3.3. Koordinat sistemleri | 53 |
| 4.3.3.4. Hasta koordinatları | 54 |
| 4.3.3.5. Doku Koordinatları, Kontur Doğrulaması ve <i>İnterpolasyon</i> (3d Planlamada Ara Değer Hesaplaması) | 55 |
| 4.3.3.6. Doz Kordinatları ve Doz <i>Matriks</i> Tanımlaması..... | 56 |
| 4.3.3.7. Işın koordinatları | 57 |
| 4.3.3.8. İki Transfer Düzleminde Eğik Düzlemin <i>İnterpolasyonu</i> | 59 |
| 4.3.3.9. Kesit <i>İnterpolasyonu</i> | 60 |

| | |
|---|-----|
| 5. GEREÇ, YÖNTEM VE VERİLERİN ALINMASI | 61 |
| 5.1. Verilerin Alınmasında Kullanılacak Elemanlar | 61 |
| 5.1.1. Tedavi Cihazı | 61 |
| 5.1.2. Fantom | 64 |
| 5.1.3. Elektrometre | 66 |
| 5.1.4. NE 2571 0.6 cc <i>Farmer</i> İyon Odası | 67 |
| 5.1.5. <i>Farmer</i> dozimetre | 68 |
| 5.2. Target2 Tedavi Planlama Sistemince İstenilen Veriler Profil | 68 |
| 5.2.1. Derin Doz Eğrisi | 69 |
| 5.2.2. Alan | 70 |
| 5.2.3. Alan açıklık faktörleri | 70 |
| 5.2.4. Alana bağlı yüzey dozları | 71 |
| 5.3. İstenilen Verilerin Wp600c İle Alınması | 71 |
| 5.3.1. WP600C menüleri | 71 |
| 5.3.1.1. Ana menünün açıklanması | 74 |
| 5.3.1.2. Su fantomunun kurulması | 75 |
| 5.3.1.3. Ölçümlerin alınması, derin doz değerlerinin alınması ve çizdirilmesi | 76 |
| 5.3.1.4. Profil eğrisinin çizdirilmesi | 94 |
| 5.3.1.5. Profillerde Merkezi eksen düzeltmesi | 96 |
| 6. ÖRNEK HASTALIKLARDA İZODOZ ÇİZİMİ | 97 |
| 7. SONUÇ VE ÖNERİLER | 105 |
| 8. KAYNAKLAR | 107 |

ŞEKİLLER

| | |
|--|----|
| Şekil 3.1 Su <i>fantomunda</i> radyasyon alan merkezi ekseninde farklı derinliklerde iyon odası kullanılarak % DD ölçümü. | 6 |
| Şekil 3.2 Farklı enerjiler için yüzde derin doz (%DD) eğrileri. | 6 |
| Şekil 3.3 Enerjinin artması ile doz maksimum derinliği artar ve <i>build-up</i> bölgesi genişler. | 8 |
| Şekil 3.4 Kare eşdeğer hesaplama yöntemi | 9 |
| Şekil 3.5 Farklı enerjiler için sabit bir derinlikte %DD' un alana bağlı değişimi. | 9 |
| Şekil 3.6A Sabit SSD için Co-60 cihazın izodoz dağılımı: SSD=100 cm'de ve alan yüzeyi de 10x10 cm ² | 10 |
| Şekil 3.6B İzosentrik izodoz dağılımı Co-60 cihazı için SAD= 100 cm'de ve 10 cm derinlikte alan 10x10 cm ² | 10 |
| Şekil 3.7 Geometrik <i>penumbra</i> genişliği aşağıdaki denklemle hesaplanır. $p = \text{kaynak çapı} \{SSD - SSD + d / SSD\}$ | 11 |
| Şekil 3.8 Fiziksel <i>penumbra</i> genişliğinin %20 ve %90 izodoz eğrileri arasındaki mesafenin tespiti için kullanılan (a) doz profilleri (b) <i>inplan</i> izodoz dağılımları. | 12 |
| Şekil 3.9 X-ışını için (a) düzleştirme filtresiz ve (b) düzleştirme filtreli izodoz eğrileri | 14 |
| Şekil 3.10 Farklı kalitedeki ışınlar için izodoz dağılımları | 15 |
| Şekil 3.11 <i>Simülatör</i> cihazında elde edilen bir Röntgen filminde dikdörtgen bir alanın içinde korunması istenen bölgenin korunmasıyla oluşan düzensiz bir alan | 17 |
| Şekil 3.12 Tanımlanan radyasyon tedavi alanının merkezindeki <i>transvers</i> kesit, merkezi kesit olarak adlandırılır, bu kesite paralel olan diğer <i>transvers</i> kesitler alan merkezi dışındaki kesitlerdir | 18 |
| Şekil 3.13 İzodoz kaydırma yöntemi (<i>Shift</i> metodu) | 19 |
| Şekil 3.14 182 cm kalınlıkta kemik içeren bir <i>fantomda</i> , orta voltaj enerjide Co-60 enerjisinde <i>absorbe</i> edilen doz grafikleri. | 21 |
| Şekil 3.15 Farklı enerjiler için 10X10 alanda derinliğe bağlı olarak akciğer dozunun % artışı. | 22 |

| | |
|--|----|
| Şekil 3.16 Eşit ağırlıklı ve karşılıklı paralel alanlar için (a) SSD tekniği ve (b) <i>izosentrik</i> tekniği ile planlanan birleşim izodoz dağılımları..... | 25 |
| Şekil 3.17 Farklı enerjilerde 25 cm kalınlıktaki bir bölge için, orta hatta normalize edilmiş yüzde derin doz dağılımları | 26 |
| Şekil 3.18 PTV' nin merkezinde ve ışın ekseninde seçilen ICRU referans noktasına göre normalize edilmiş tek alanla ışınlanan 8 MV için izodoz dağılımları. | 27 |
| Şekil 3.19 (a) <i>wedgesiz</i> , (b) <i>wedgeli</i> iki açık alan doz dağılımları | 28 |
| Şekil 3.20 Kullanılması gereken <i>wedge</i> açısı(θ), iki alanın merkezi eksenleri arasındaki açı " <i>hinge</i> açısı"(ϕ) ile ilgilidir | 28 |
| Şekil 3.21 Orta hatta yerleşmiş hedef <i>volüm</i> için <i>wedgeli</i> iki ön <i>oblik</i> ve bir <i>posterior</i> alan düzenlemesiyle yapılmış olan planlamanın izodoz dağılımları | 30 |
| Şekil 3.22 " <i>Box</i> " tekniği olarak adlandırılan planlama ve izodoz dağılımları..... | 30 |
| Şekil 3.23 Dört alan düzenlemesinin, karşılıklı <i>oblik</i> iki alandan oluşması durumunda baklava şeklinde homojen bir doz bölgesi. | 31 |
| Şekil 3.24 Kontur merkezine yakın bir yerde yerleşmiş hedef volümün rotasyon tekniği ile yapılan tedavi planının izodoz dağılımı. | 32 |
| Şekil 3.25 Kontur merkezine uzak bir yerde yerleşmiş hedef <i>volümün</i> " <i>small arc</i> " rotasyon tekniği ile yapılan tedavi planının izodoz dağılımı | 32 |
| Şekil 3.26 Farklı <i>volümlerin</i> şematik gösterimi | 33 |
| Şekil 4.1 Sayısallaştırıcının mekanizmaları | 41 |
| Şekil 4.2 Kullanıcı Masası ve Sayısallaştırıcı. | 42 |
| Şekil 4.3 Target2 TPS ve Bileşenleri. | 43 |
| Şekil 4.4 <i>Green Scala</i> Görünümü | 48 |
| Şekil 4.5 Fonksiyonel Düğmelerin Görüldüğü Pencere | 49 |
| Şekil 4.6 47 <i>fanline</i> 'ın oluşturduğu yelpaze şeklindeki <i>fanplane</i> 'nın gösterimi .. | 57 |
| Şekil 4.7 Hasta koordinat sistemi x,y'den ışın X_b, Y_b koordinat sistemine geçiş.. | 58 |
| Şekil 4.8 Işın koordinat sisteminde doz <i>matriks</i> noktalarının ışın çizgileri..... | 58 |
| Şekil 5.1 Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü..... | 61 |
| Şekil 5.2 Lineer hızlandırıcı cihazın yapısı..... | 63 |

| | |
|--|-----|
| Şekil 5.3 Satürn41 cihazı | 64 |
| Şekil 5.4 Su fantomu. | 65 |
| Şekil 5.5 Katı fantom | 66 |
| Şekil 5.6 Elektrometre | 67 |
| Şekil 5.7 NE 2571 0.6 cc Farmer İyon Odası | 68 |
| Şekil 5.8 Dozimetre | 69 |
| Şekil 5.9 Derin doz eğrisi | 70 |
| Şekil 5.10 Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültülü) | 77 |
| Şekil 5.11.a Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültüsüz) | 77 |
| Şekil 5.11.b Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültüsüz) | 77 |
| Şekil 5.12.a Alınan alana bağlı %dd eğrileri(5X5 6MV) | 78 |
| Şekil 5.12.b Alınan alana bağlı %dd eğrileri(10X10 6MV) | 80 |
| Şekil 5.12.c Alınan alana bağlı %dd eğrileri (20X20 6MV) | 82 |
| Şekil 5.12.d Alınan alana bağlı %dd eğrileri (30X30 6MV %50 küçültüldü) | 84 |
| Şekil 5.12.e Alınan alana bağlı %dd eğrileri (5X5 15MV) | 86 |
| Şekil 5.12.f Alınan alana bağlı %dd eğrileri (10X10 15MV) | 88 |
| Şekil 5.12.g Alınan alana bağlı %dd eğrileri (20X20 15MV %50 küçültüldü).... | 90 |
| Şekil 5.12.h Alınan alana bağlı %dd eğrileri (30X30 15MV %50 küçültüldü) ... | 92 |
| Şekil 5.13 Crossline profil eğrisi | 94 |
| Şekil 5.14 Alana bağlı profillerin normalize edilmemiş gösterimi(15MV, 10x10) | 95 |
| Şekil 5.15 Alana bağlı profillerin normalize edilmiş gösterimi(15MV, 5X5 alan) | 95 |
| Şekil 5.16 Alana bağlı profillerin merkezi eksen düzeltmesinin gösterimi | 96 |
| Şekil 6.1 Beyin tümörü teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi | 97 |
| Şekil 6.2 Akciğer kanseri teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi | 99 |
| Şekil 6.3 Pelvis tümörü teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi | 101 |
| Şekil 6.4 Meme kanseri teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi | 103 |

ÇİZELGE LİSTESİ

| | |
|--|------|
| Çizelge 3.1 Yüzde derin dozun(%DD); enerji, kaynak cilt mesafesi(SSD), alan ve derinlik artması ile değişimi | 7 |
| Çizelge 3.2 Farklı fotonlar için d_{max} derinliği. | 7 |
| Çizelge 3.3 Farklı fotonlara göre ‘k’ kaydırma faktörünün değerleri | 19 |
| Çizelge 3.4 Farklı enerjiler için kemiğin yumuşak dokuya göre <i>absorbsiyon</i> katsayısı oranları | 21 |
| Çizelge 3.5 Co60 ve 4 MV için farklı ortam kaydırma faktörleri | 23 |
| Çizelge 3.6 Farklı enerjilerde akciğer %düzeltme faktörleri | 23 |
| Çizelge 3.7 Farklı enerjilerde kemik %düzeltme faktörleri | 24 |
| Çizelge 4.1 Hassasiyet ve çözünürlük tablosu | 39 |
| Çizelge 4.2 Tedavi planlama opsiyon tablosu | 44 |
| Çizelge 4.3 <i>Target2</i> ana menü | 46 |
| Çizelge 4.4 Koordinat sistemim tablosu | 54 |
| Çizelge 4.5 <i>Matriks</i> alanı ve çözünürlük tablosu | 57 |
| Çizelge 5.1 Profillerin alınacağı derinlik değerleri | 69 |
| Çizelge 5.2 Alana bağlı yüzey dozları | 71 |
| Çizelge 5.3.a İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (5x5, 6 MV). | 79 |
| Çizelge 5.3.b İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (10x10, 6 MV) | 81 |
| Çizelge 5.3.c İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (20x20, 6 MV)..... | 83 |
| Çizelge 5.3.d İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (30x30, 6 MV) | 85 |
| Çizelge 5.3.e İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (5x5, 15 MV)..... | 87 |
| Çizelge 5.3.f İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (10x10, 15 MV)..... | 89 |
| Çizelge 5.3.g İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (20x20, 15 MV) | 91 |
| Çizelge 5.3.h İzodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı (30x30, 15 MV) | 93 |
| Çizelge 6.1 Örnek hasta #1 izodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı | 98 |
| Çizelge 6.2 Örnek hasta #2 izodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı | 100 |
| Çizelge 6.3 Örnek hasta #3 izodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı | 1026 |
| Çizelge 6.4 Örnek hasta #4 izodoz eğrisine ilişkin <i>Target2</i> çıktısı | 130 |

KISALTMALAR

| | |
|-----------|--|
| Gy | Gray (Soğurulan Doz Birimi) |
| MU | Monitor Unit |
| MV | Milyon Volt (Mega Volt) |
| MeV | Milyon Elektron Volt |
| Rad | Absorbe Edilen Doz Birimi |
| Rem | Doz birimi (Canlı doku, Biyolojik) |
| Sv | Sievert (Biyolojik Doz Birimi) |
| IAEA | International Atomic Energy Agency |
| AAPM | American Association of Physicists in Medicine |
| AB | Axis-Beam |
| BSF | Back Scatter Factor |
| BT | Bilgisayarlı Tomografi |
| CTV | Clinical Target Volume |
| DD | Derin doz |
| d_{max} | Maksimum Doz Derinliği |
| GTV | Gross Tumore Volume |
| GT | Gun-Target |
| ICRU | International Commission on Radiation Units and Measurements |
| ITV | Internal Target Volume |
| OR | Riskli Organ |
| PTV | Planning Target Volume |
| PDD | Percentage Depth Dose |
| PMT | Photon Multiplier Tube |
| PA | Posterior to Anterior |
| SAD | Source to Axis Distance |
| SSD | Source to Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi) |
| TLD | Termo Luminesans Dosimetry |
| TPS | Tedavi Planlama Sistemi |
| % DD | Derin doz yüzdesi |

1. GİRİŞ

Kanser, normal koşullar dışında büyüyen, çoğalan ve gelişen hücrelerin oluşturduğu bir hastalıktır. Vücuttaki her organda, her dokuda görülebilir. Bu anormal büyüme sonucu oluşan doku kitlelerine tümör adı verilir.

Tümörler iki değişik grupta incelenebilir :

a) Yayılım göstermeyen ve geliştikleri yerde sınırlı kalan kitleler (*benign* tümörler)

b) Yayılıp çevre dokuları işgal eden ve diğer organlarda ikincil tümör odakları oluşturan kitlelere (*malign* tümör veya kanser) adı verilir.

Günümüzde kanser hastalığından ölümler, kalp-damar hastalıklarına bağlı ölümlerden sonra ikinci sırayı almaktadır. Bu durum kanser hastalığının araştırılma ve incelenmesine, tedavi yollarının aranmasına ne kadar önem verilmesi gerektiğini gösterir. Kanser radyoterapi, kemoterapi (ilaç tedavisi) veya cerrahi yöntem ile tedavi edilmektedir. Bu tedavi yöntemlerinden ikisi veya üçü birden hastalığın durumuna göre hastaya uygulanabilmektedir. Radyoterapinin bu tedavi yöntemlerinin içindeki önemi çok büyüktür.

Radyoterapi lokal bir tedavi yöntemidir. Bu tedavi yöntemindeki genel prensip, primer tümöre ve yerel yayılım bölgelerine, tümörü yok etmek için gerekli dozu verirken, çevre dokuları mümkün olduğunca korumaktır.

Bu amaçla 1950' lerde üretilen yüksek enerjili lineer hızlandırıcıların, çeşitli enerjilerde foton ve elektron ışınları ürettikleri için klinikte kullanımları bakımından çok uygun olduklarına karar verildi.

Radyoterapide elektron demetlerinin enerjilerine kullanım alanı, derin dokulara hasar vermeden yüzeysel tümörleri tedavi etmektir. X-ışını demetleri ise daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır. Tümör kontrolü, *target* hacmine verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için hastaya verilen dozun çok sağlıklı bir şekilde belirlenmesi gerekir.

Bu amaçla, bu çalışmada Ankara Onkoloji Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde bulunan *Saturn-41* model lineer hızlandırıcının 6 MV, 15 MV fotonlara ait %DD, doz verimi vb. parametrelerin; *Welhöfer* WP600C üç boyutlu su *fantomu*, *Farmer* Dozimetre, RW3 Katı *Fantomu*, NE 2571 0.6 cc *Farmer* İyon Odası kullanılarak dozimetrik ölçümlerinin yapılması ve bu ölçümlerden elde edilen verilerin *Target2* Planlama Sistemi'nde tedavi planlamasının yapılması amaçlanmıştır.

2. RADYASYON TEDAVİSİ

2.1 Radyasyon Tedavisinin Tarihsel Gelişimi

İyonize radyasyonun ilk klinik uygulamaları 1930'lu yılların başında radyumun kanserin tedavisinde kullanımı ile başladı. Başlangıçta, tedaviler radyum kaynağının doğrudan doğruya tümör içine veya vücut oyuklarına yerleştirilmesi şeklinde yapılıyor ve tedavi dozu özel formüllerden yararlanılarak hesaplanıyordu. Tedavi ekibini korumaya yönelik önlemler geliştikçe miligram veya gram olarak kullanılan radyum miktarı arttırılmaktaydı (Khan,1994).

Radyoterapinin ilk devrelerinde kullanılan cihazlarda 250-400 kV potansiyele sahip X- ışınları üretiliyordu. Bu enerji seviyelerinde elde edilen X- ışınlarının, doku içindeki giriciliği düşük olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde yetersiz kalıyordu. Bu yüzden giriciliği daha çok olan yüksek enerjili X- ışınlarına ihtiyaç duyuldu. Konvansiyonel X- ışını tüpleri ile yüksek enerjili ışınların elde edileceğinin anlaşılması üzerine, yüksek enerjili X- ışını üretebilecek cihazların tasarımına başlandı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsviçreli fizikçi *Wideröe* tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda, yüksek frekanslı, çok kısa dalga (*microware*) *osilatörleri* geliştirildi. Bu *osilatörler*, lineer hızlandırıcılarda elektron hızlandırmak için kullanıldı. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur (Johns,1969).

Ayrıca 1950'li yıllarda, *penetrasyon* gücü yüksek lineer hızlandırıcılar ile yaydığı radyasyon 1.17-1.33 MeV enerji düzeyinde olan Co^{60} ve Cs^{137} gibi yapay radyoaktif kaynaklar kullanım alanına girdi. Böylece derin yerleşimli tümörlere yeterli doz verilirken çevre normal dokuların daha az radyasyon alması sağlandı (Johns,1969).

1980' li yıllarda tedavi alanlarının sınırları daha az keskin olan, kaynağın radyoaktif parçalanması sonucu sık ölçüm isteyen ve doz hızı daha düşük olan Co^{60} tedavi cihazları, bir çok büyük radyoterapi merkezinde yerini 5-18 MeV foton enerjisi

ve 4-22 MeV arasında değişen çok sayıda elektron enerjilerine sahip lineer hızlandırıcı ve gün geçtikçe popülaritesi artan *brakiterapiye* bıraktı. *Brakiterapide interstiyel* veya *intrakaviter* yol ile Co^{60} , Cs^{137} , I^{125} ve Ir^{192} gibi şekil verebilen radyoaktif kaynaklardan yararlanılarak tümör hacmine radikal tedavi uygulanabilmektedir (Khan,1994).

Ağır iyon hızlandırıcılarında C^{12} , Ar^{17} ışın demetleri kullanılarak tedavide yan etkiyi azaltan çok daha başarılı sonuçlar elde edilmektedir.

3. EKSTERNAL (DIŞ) RADYOTERAPİ PLANLAMASI (2D)

Radyoterapideki tedavi planlaması, hastada tanımlanan bir nokta veya hacmin (volümün), belirlenen dozunun hesaplamasıdır. Genellikle *eksternal* (dış) tedavi planlamasında bir çok fiziksel parametre; cihaz, radyasyon tipi, cihaz verimi, alan boyutu, kaynak cilt mesafesi, derinlik ve huzme düzenleyiciler gibi bilgilere ihtiyaç vardır. Doz hesaplama yöntemlerinde en uygun dozimetrik yöntemi seçmek ve buna bağlı doz hesaplama denklemlerini kullanmak gereklidir. Örnek olarak yüzde derin doz (%DD) sabit kaynak cilt mesafesi (SSD) dozimetrik yöntem için tanımlanırken, doku-hava oranı (TAR), doku-maksimum oranı (TMR) ve doku-fantom oranı (TPR) *izosentrik* dozimetri yöntemi için tanımlanmıştır.

İki boyutlu *eksternal* tedavi planlaması ile, radyasyon dozunun hastanın en az bir kesiti için iki boyutlu dağılımı, veya kesitlerin artırılması ile üç boyuta benzer dağılımı elde edilir.

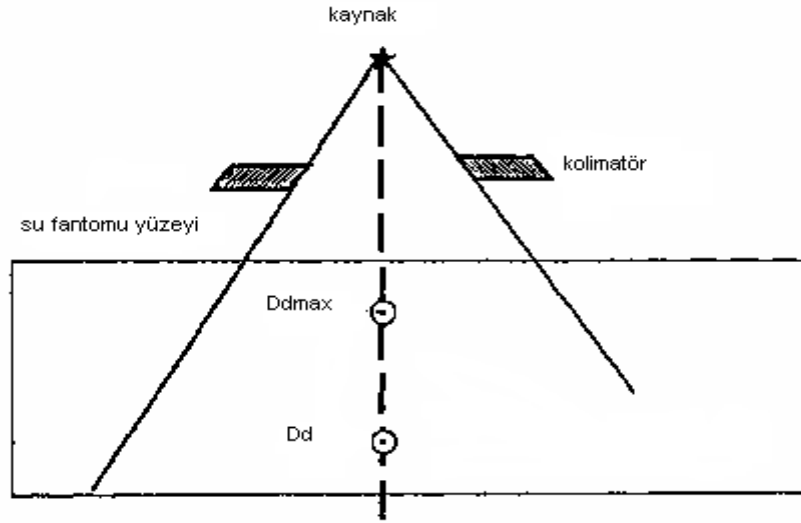
Yüzde derin doz (%DD) eğrisi; rölatif olarak radyasyon huzmesinin merkezi eksen boyunca doz değişimini gösterirken, İki boyutlu (2D) izodoz eğrileri veya doz dağılımları; düzlemsel doz değişimlerini gösterir. Radyasyonun iki boyutlu olarak meydana getirdiği doz dağılımı, tek başına merkezi eksen derin doz dağılımı ile tanımlanamaz, Ayrıca doz profil eğrileri de gereklidir.

3.1. Yüzde Derin Doz. (%DD)

Yüzde derin doz: tanımlanan kaynak cilt mesafesinde, radyasyon alanın merkez eksenini boyunca suda veya suya eşdeğer bir ortamda ölçülen dozların en yüksek doz değerine oranı olarak tanımlanır ve bu en yüksek doz değerine normalize edilir (şekil 3.1).

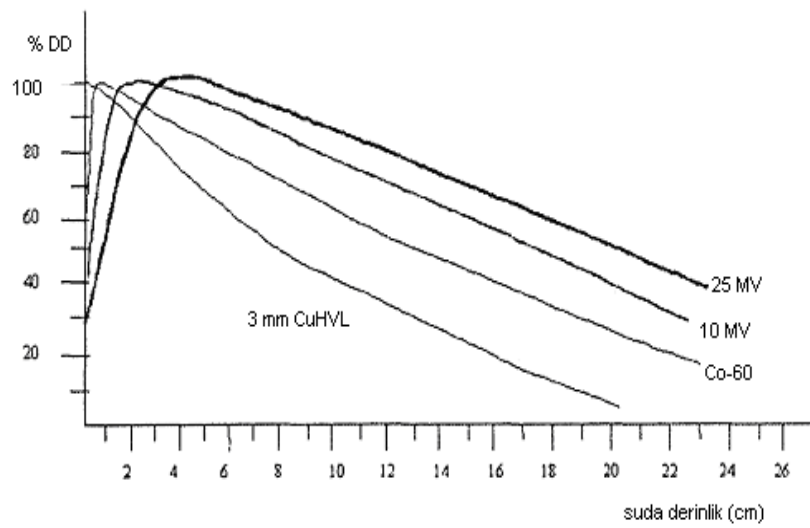
En yüksek dozun derinliği, doz maksimum derinliği ($D_{d_{max}}$) olarak tanımlanır.

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \cdot 100$$



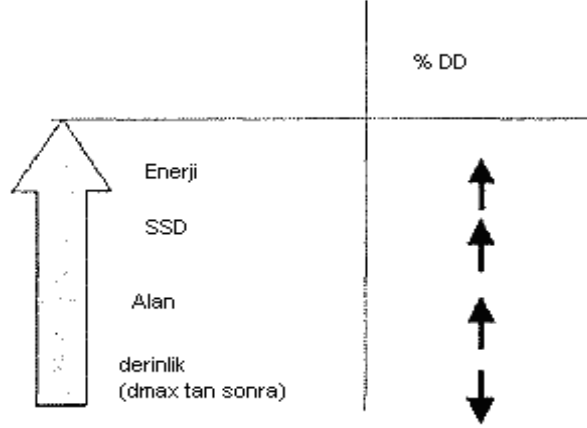
Şekil 3.1 Su *fantomunda* radyasyon alan merkezi ekseninde farklı derinliklerde iyon odası kullanılarak % DD ölçümü

Yüzde derin dozlar her bir cihaz, enerji ve SSD için alan ve derinliğe bağlı olarak tablolar veya eğriler şeklinde bulunmaktadır (Şekil 3.2). Enerji ve SSD' nin artması ayrıca alanın büyümesi ile %DD artmaktadır (Çizelge 3.1). $D_{d_{max}}$ ' dan sonraki derinliklerde % DD' un düştüğü fakat d_{max} öncesinde arttığı görülmektedir.



Şekil 3.2 Farklı enerjiler için yüzde derin doz (%DD) eğrileri

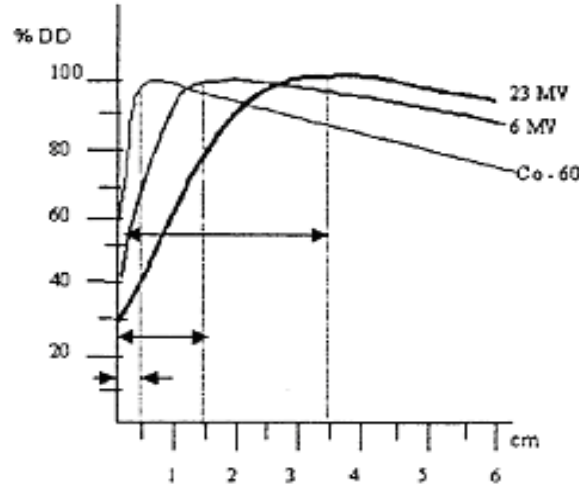
Çizelge 3.1 Yüzde derin dozun(%DD); enerji,kaynak cily mesafesi(SSD), alan ve derinlik artması ile değişimi



Yüzeyden en yüksek doz derinliğine kadar olan mesafe, doz oluşum bölgesi (*build-up region*) olarak tanımlanır, Enerjinin artması ile doz maksimum derinliği artar ve *build-up* bölgesi genişler (Şekil 3.3). Çizelge 3.2’de farklı enerjiler için d_{max} derinliği verilmektedir.

Çizelge 3.2 Farklı fotonlar için d_{max} derinliği

| Foton | Doz max. Derinliği |
|------------------|--------------------|
| Co-60 (1.25 MeV) | 0.5 cm |
| 6 MV | 1.5 cm |
| 23 MV | 3.5 cm |



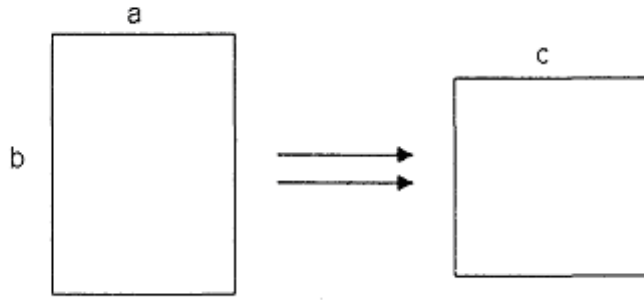
Şekil 3.3 Enerjinin artması ile doz maksimum derinliği artar ve *boild-up* bölgesi genişlediği görülmektedir.

Yüzde derin doz SSD' ye bağlı değişir ve yeni bir SSD için yeni % DD *Mayneord* "F" faktörü ile hesaplanır. Her bir enerji için % DD(d,r,f) üç parametreye (d;derinlik, r;alan boyutu ve f;SSD) bağlıdır. Eğer SSD=f1 'de %DD(d,r,f1) ise SSD=f2'deki %DD (d,r,f2) hesaplanır.

$$\%DD(d,r,f2) = \%DD(d,r,f1) \cdot \left\{ \frac{f2 + d}{f1 + d} \right\}^2 \left\{ \frac{f1 + d}{f2 + d} \right\} \quad (3.1)$$

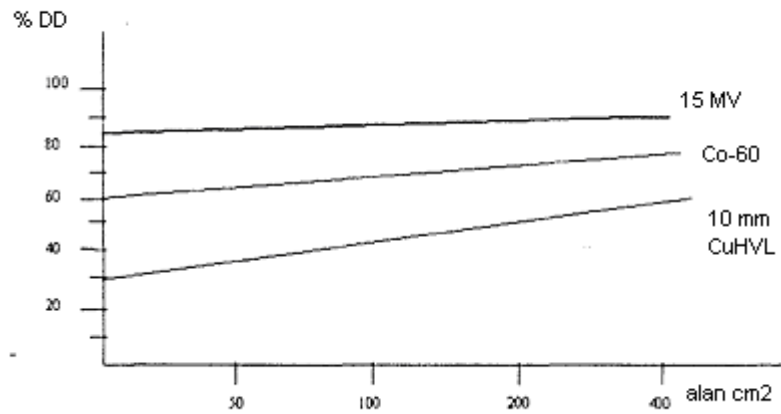
Genelde % DD kare alanlar için elde edilir. Dikdörtgen ve şekilli alanlar için eşdeğer kare hesaplama yöntemiyle kare alan dönüşümü yapılır (şekil 3.4).

$$C = \frac{axb}{2(a+b)} \quad (3.2)$$



Şekil 3.4 Kare eşdeğer hesaplama yöntemi

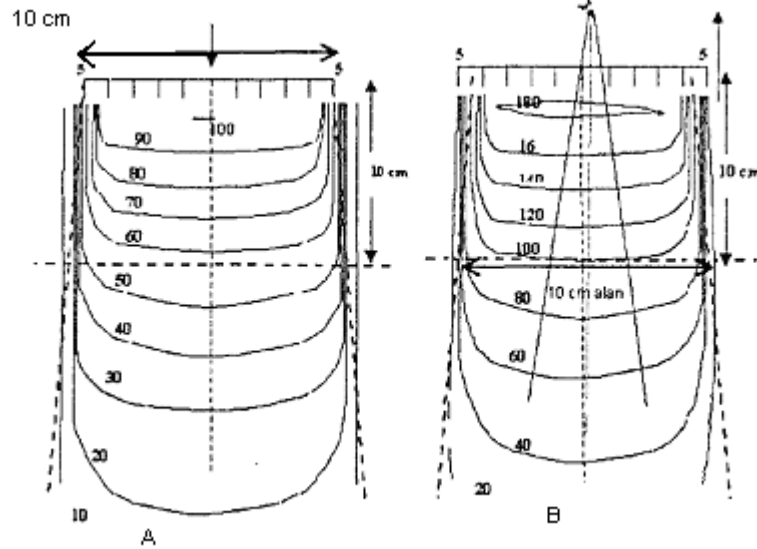
Her enerjiye göre, sabit bir derinlikteki % DD' un alana bağlı değişimi şekil 3.5'de şematik olarak verilmiştir. Düşük enerjili fotonlarda alan boyutunun artmasıyla %DD deki artış oranı yüksek enerjilere göre daha fazladır. Enerji artınca %DD' un alan boyutuna bağımlılığı azalmaktadır.



Şekil 3.5 Farklı enerjiler için sabit bir derinlikte %DD' un alana bağlı değişimi

3.2. İzodoz Dağılımları

Radyasyon huzmesinin üç boyutta meydana getirdiği derin doz dağılımını, merkezi eksen derin doz dağılımı tek başına karakterize etmeye yetmez, bu yüzden izodoz dağılımlarına gerek duyulur. *Absorblanan* dozun *volümetrik* veya *düzlemsel* değişimlerini verebilmek için dağılımlar, izodoz eğrileri ile tanımlanır. İzodoz eğrisi eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilir. Merkezi eksenenden yanlara uzaklığın ve derinliğin bir fonksiyonu olarak dozun değişimini gösterir. Sabit SSD dozimetrisinde, alan boyutu ciltte tanımlanır. Derin doz değerleri, merkezi eksendeki en yüksek doz noktasına normalize edilerek sabit SSD izodoz eğrileri bulunur. *İzosentrik* dozimetrisinde, alan boyutu *izosenterde* yani belirlenen bir derinlikte tanımlanır. Derin doz değerleri ise, merkezi eksendeki ilgili noktanın doz değerine normalize edilerek yalnız ilgili noktaya bağlı tanımları ile izodoz eğrileri bulunur. Böylece bir alan için farklı derinliklerde *izosenter* tanımlanırsa, tanımlanan her bir derinlik için farklı izodoz eğrisi elde edilir, şekil 3.6.A ve şekil 3.6.B'de Co-60 kaynaklı bir tedavi cihazı için iki tip dozimetri yönteminin izodoz eğrileri görülmektedir.

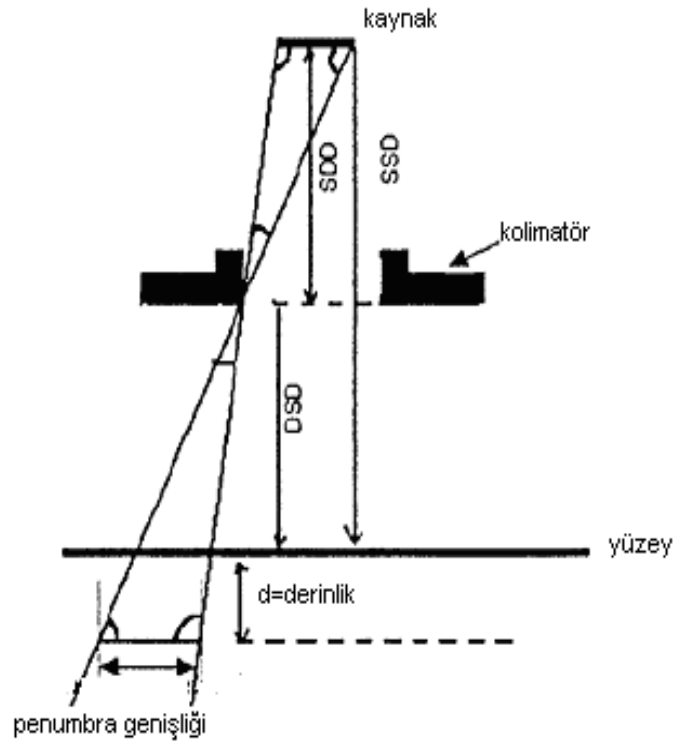


Şekil 3.6.A Sabit SSD için Co-60 cihazın dağılımı: SSD = 100 cm'de ve alan yüzeyi de 10x10 cm

Şekil 3.6.B İzosentrik izodoz izodoz dağılımı Co-60 cihazı için SAD=100 cm'de ve 10 cm derinlikte alan 10x10 cm

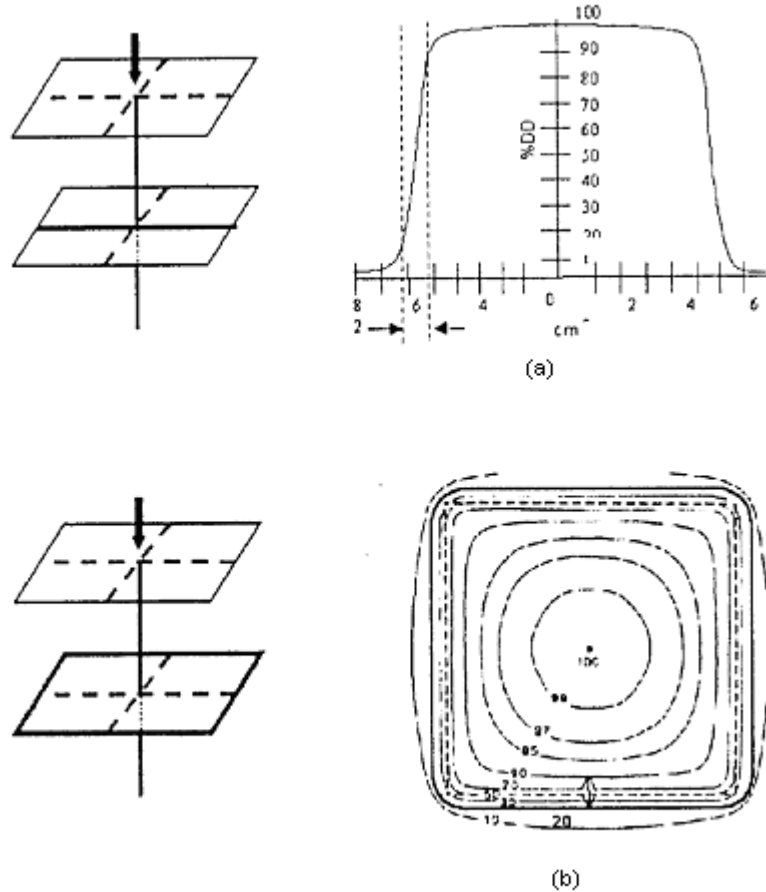
3.3. İzodoz Dağılımların Genel Özellikleri

Herhangi bir derinlik için merkezi eksendeki doz, en yüksek doza sahiptir ve alan kenarlarına doğru azalmaktadır. Alanın en kenarında doz çok hızlı olarak düşmektedir. Bu bölge, yarı gölge veya *penumbra* olarak tanımlanır. Sabit SSD de yüzeyde, *İzosenterikte* ise *izosenterde* merkezi eksenin maksimum dozunun %50'sinin geçtiği yer alan boyutu olarak tanımlanır. Radyasyon huzmesinin geometrik sınırlarının içinde ve dışında bulunan geometrik *penumbra* bölgesinin genişliği; kaynak boyutuna, kaynaktan uzaklığına ve kaynak- *kolimatör* mesafesine bağlıdır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Geometrik *penumbra* genişliği aşağıdaki denklemle hesaplanır.
 $p = \text{kaynak çapı} \left\{ \frac{SSD - SSD + d}{SSD} \right\}$

Alan kenarındaki doz azalması sadece geometrik *penumbra* ile ilgili değil aynı zamanda yanlardaki saçılma miktarındaki azalmayla da ilgilidir. Bu nedenden dolayı daha çok fiziksel *penumbra* tanımı kullanılır. Fiziksel *penumbra* genişliği, belli bir derinlikte tanımlanan iki izodozun ara mesafesidir. Örneğin D_{max} derinliğinde %20 ve %90 izodoz eğrileri arasındaki yan uzaklık olarak tanımlanmıştır. Şekil 3.8.a ve şekil 3.8.b’de de görüldüğü gibi hem doz profilleri hem de *inplan* izodoz dağılımları fiziksel *penumbra* genişliğinin tespiti için kullanılır. Doz profili belli bir derinlikte alanın bir eksen boyunca doz dağılımını gösterir. *Inplan* doz dağılımı ise, belli bir derinlikte alanın iki boyutta taranması ile oluşan izodoz eğrileridir.



Şekil 3.8 Fiziksel *penumbra* genişliğinin %20 ve %90 izodoz eğrileri arasındaki mesafenin tespiti için kullanılan (a)doz profilleri (b)*inplan* izodoz dağılımları

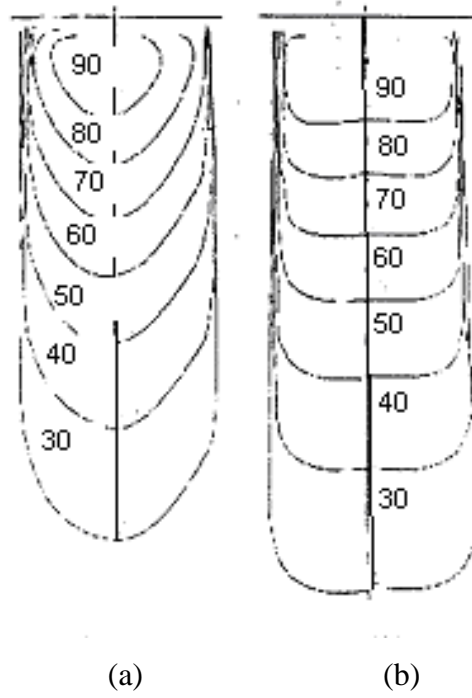
Penumbra ve alanın geometrik sınırları dışında doz değişimi, *kolimatör* sisteminden oluşan saçılma, radyoaktif kaynak barındıran cihazlarda cihazın kafasından ve ışınlanan ortamda oluşan yan saçılmalar ile oluşabilir. İzodoz dağılımlarının ölçümü bilgisayar destekli su fantomlarında küçük hacimli iyon odaları veya yarı iletken detektörler ile yapıldığı gibi, dozimetrik filimler ile de yapılır. Her tip cihaz için olmasa da, üretici firmaların radyasyon doz dağılım atlasları olmakla beraber IAEA'in de genel doz dağılım atlasları bulunmaktadır.

3.4. İzodoz Dağılımlarını Etkileyen Faktörler

İzodoz dağılımları, genellikle tedavi cihazına, ışın kalitesine, alan boyutuna ve SSD'ye bağlı tanımlanır. Bunların dışında, kullanılan alan şekillendirici bloklar, huzme düzenleyiciler (*wedge* filtreler), vücut konturunda doku eksikliği ve ışınlanan *volümde inhomojenite* de, izodoz dağılımlarını etkileyen faktörler arasında sayılabilir.

3.4.1. Tedavi cihazı:

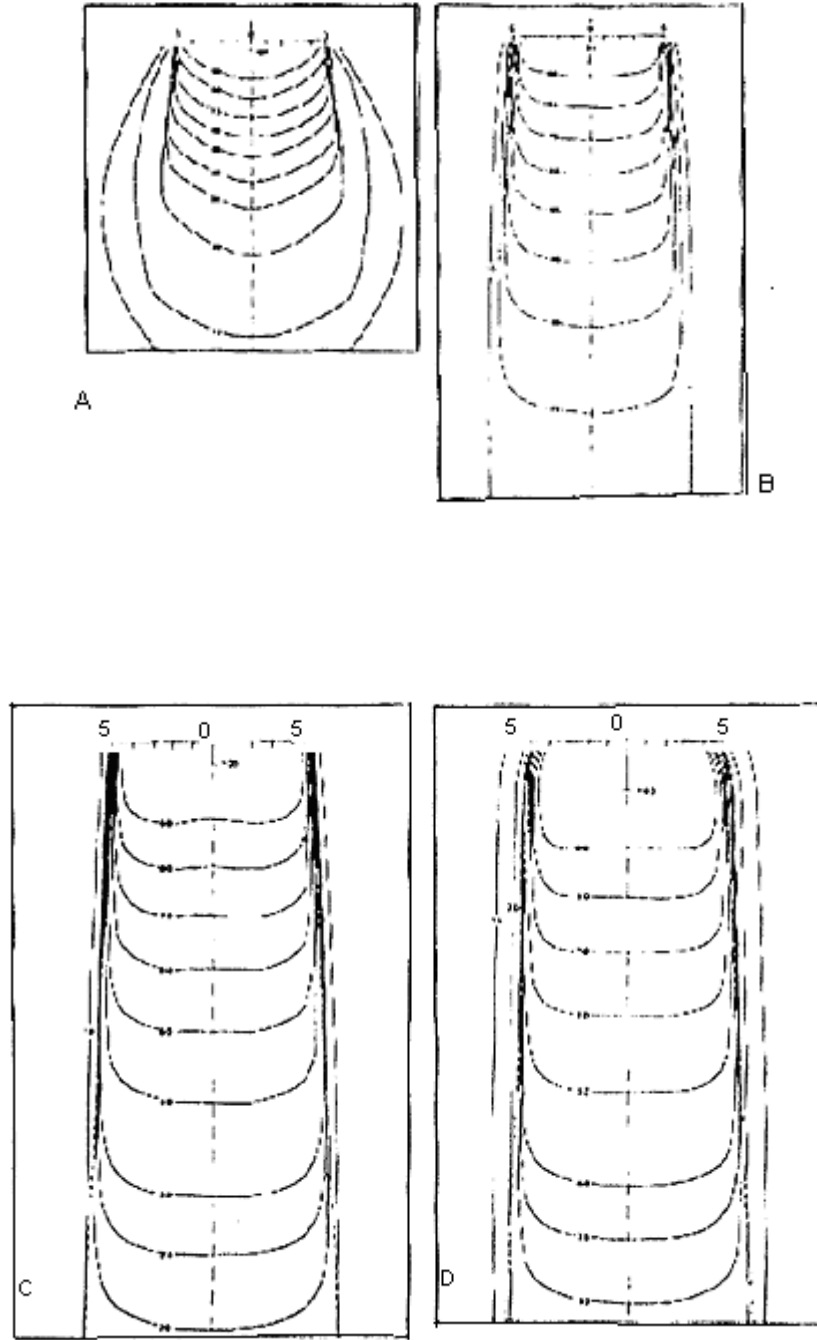
Özellikle Co^{60} gibi radyoaktif kaynak barındıran cihazlarda. kaynak büyüklüğü alan sınırlarındaki izodoz eğrisinin şeklini, geometrik *penumbra* nedeniyle etkiler. *Kolimasyon* sisteminden kaynaklanan saçılma ve *kolimatör* cilt mesafesine bağlı izodoz eğrisi farklılık gösterebilir. Yüksek enerjili X-ışını üreten cihazların *kolimasyon* sisteminde izodoz dağıtımını homojen yapmak için düzleştirici filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerin şekli ve yapısının izodoz dağılımları üzerine çok belirleyici etkileri vardır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. X-ışını için (a) düzleştirme filtresiz ve (b) düzleştirme filtreli izodoz eğrileri.

3.4.2. Işın kalitesi

Işın kalitesinin veya enerjisinin artması ile radyasyonun giriciliği arttığından izodoz eğrisinin derinliği artar. Alan sınırlarında izodoz eğrisinin şekli enerjiye bağlı farklılık göstermektedir. Düşük enerjili ışınlarda yan saçılmanın etkisiyle izodoz eğrileri alan dışına doğru çıkıntılıdır. Yüksek enerjilerde ise ileriye doğru saçılma daha belirgin olduğundan, alan sınırlarındaki izodoz eğrileri daha keskindir. Bu aynı zamanda cihazın *kolimasyon* yapısı ile de ilgilidir. Şekil 3.10 'da farklı kalitedeki ışınlar için izodoz dağılımları görülmektedir.



Şekil 3.10 Farklı kalitedeki ışınlar için izodoz dağılımları

- (A) 200 kVp, SSD=50 cm, HVL= 1 mm Cu, alan boyutu= 10x10 cm
 (B) Co⁶⁰, SSD=80 cm, alan boyutu 10x10 cm
 (C) 4-MV x-ışını, SSD= 100 cm, alan boyutu= 10x10 cm
 (D) 10-MV x-ışını , SSD=100 cm, alan boyutu10x10 cm

3.4.3. Alan boyutu

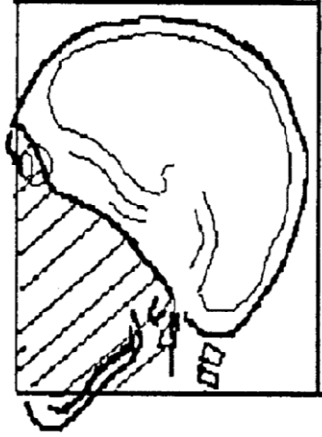
Düşük enerjili fotonlarda alan boyutunun büyümesi ile %DD'un arttığı, bunun da izodoz eğrilerinin derinliğinde bir artışa sebep olduğu görülmektedir. Yüksek enerjilerde ise %DD'un alan boyutuna bağımlılığının azalması nedeniyle izodoz eğrilerinin derinliğinde ki artış daha azdır. Küçük alanlarda, alanın yalnız çok küçük bir bölümünde, düzgün bir izodoz eğrisi görülür. Tedavi planlamasındaki enerji seçiminden sonra en önemli faktörlerden biri de alan boyutudur.

3.4.4. Kaynak cilt mesafesi (SSD)

Kaynak cilt mesafesinin artması ile % DD'un değerinde görülen artış, izodoz eğrilerinde de görülmektedir. Geometrik *penumbranın* bu mesafeye bağlı değiştiği tahmin edilir.

3.5. Düzensiz Alanlar

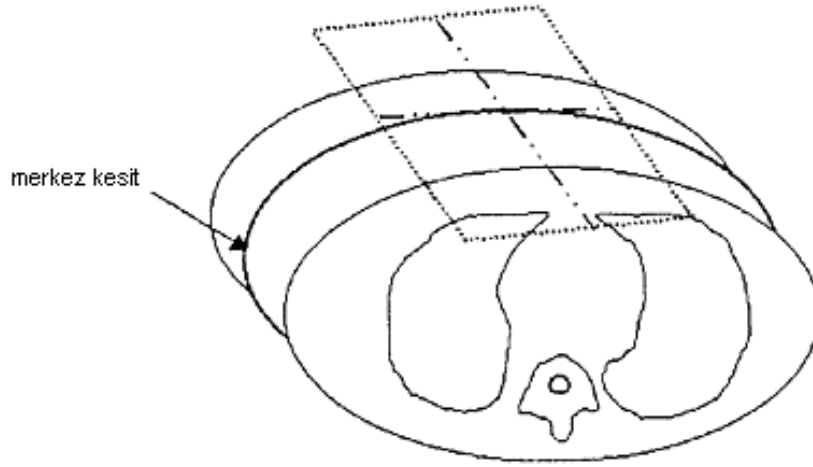
Işınlama alanları dikdörtgen, kare, daire gibi geometrik şekillerden oluşmaktadır. Işınlama alanı içinde ışınlanması sakıncalı olan bölgeler, sağlam doku ve yaşam kalitesini etkileyen önemli organların bulunduğu yerler, tespit edilerek korunurlar. Böylece klasik ışınlama alanı düzgün geometrik şekilli veya düzensiz bir alan olarak biçimlenir. Şekil 3.11 'de *simülatör* cihazında elde edilen bir Röntgen filminde dikdörtgen bir alanın içinde korunmak istenen bölgenin korunmasıyla düzensiz bir alan oluşmaktadır. Düzensiz alanlara örnek olarak; *kranyum*, *nazofarenks*, *hodgkin* planlamasında *Mantle* ve ters Y veya *mediosten* için T şeklindeki alanlar verilebilir. Alan içinde korunması istenilen bölgeler standart kurşun bloklar, hastaya özgü kurşun alaşımdan bloklar veya *multileaf kolimatör* sisteminin yardımıyla korunur.



Şekil 3.11 *Simülator* cihazında elde edilen bir Röntgen filminde dikdörtgen bir alanın içinde korunması istenen bölgenin korunmasıyla oluşan düzensiz bir alan.

3.6. Hasta Verileri

Tanımlanan radyasyon tedavi alanının merkezindeki *transvers* kesit, merkezi kesit olarak adlandırılır bu kesite paralel olan diğer *transvers* kesitler alan merkezi dışındaki kesitlerdir (Şekil 3.12). İki boyutlu planlamada en az merkezi kesit bilgilerine ihtiyaç vardır. İnsan konturu, su *fantomunun* yüzeyi gibi yatay ve yer ile paralel olmadığı gibi yapısı da birim yoğunluklu bir ortamdan oluşmamaktadır. Hasta konturu olarak bilinen merkezi kesitte yalnız bu kesite ait doku eksikliği ve *inhomojenite* bilgisi vardır. Halbuki merkez kesitin dışındaki diğer kesitlerde kontur ve *inhomojenite* farklılığının yanı sıra anatomik farklılıklar da mevcuttur. Herhangi bir ışın düzenleyicisi kullanmadan konturdaki düzensizlik ve dokudaki *inhomojenitenin* izodoz üzerine etkisini hesaplamak mümkündür.



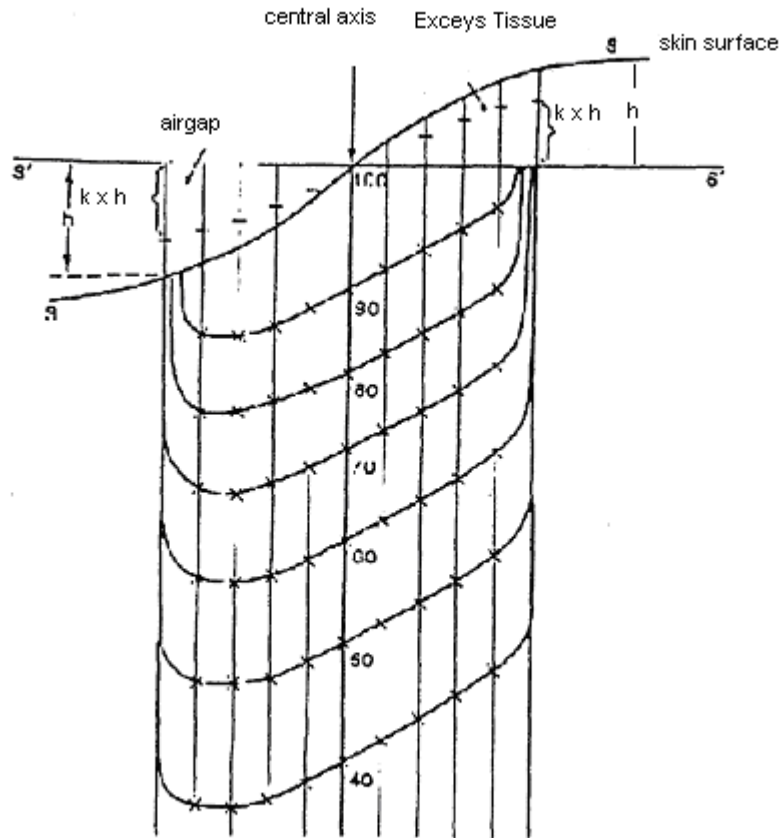
Şekil 3.12 Tanımlanan radyasyon tedavi alanının merkezindeki *transvers* kesit, merkezi kesit olarak adlandırılır, bu kesite paralel olan diğer *transvers* kesitler alan merkezi dışındaki kesitlerdir.

3.6.1. Vücut kontur düzensizlikleri

Tedavi alanı yüzeyi eğri ya da düzensiz şekilde olabilir. Bu durumlarda standart doz dağılımları uygun düzeltmeler yapılmadan kullanılamaz. Doz dağılımını hesapla düzeltme yöntemi ve *bolus* ya da *kompanstatör* gibi ışın düzenleyiciler kullanılarak düzeltme yapılır. Doz dağılımını hesaplama yöntemleri; Efektif SSD yöntemi, Doku hava oranı yöntemi (TAR metodu) ve *manuel* olarak yapılabilen izodoz kaydırma yöntemidir. Doku fazlalığı veya eksikliğine bağlı olarak ölçülen “h” mesafesi ve enerjiye bağımlı olarak değişen “k” kaydırma faktörünün (Çizelge 3.3) çarpımının sonucu ortaya çıkan değer, izodozun kayma miktarını gösterir (Şekil 3.13).

Çizelge 3.3 Farklı fotonlara göre ‘k’ kaydırma faktörünün değerleri.

| Foton | Kaydırma Faktörü (k) |
|-----------------------|----------------------|
| 150 KV- 1MV mm Cu HVL | 0.8 |
| Co-60-5MV3 mm Cu HVL | 0.7 |
| 5-15 MV | 0.6 |
| 15-30 MV | 0.5 |
| 30 MV | 0.4 |



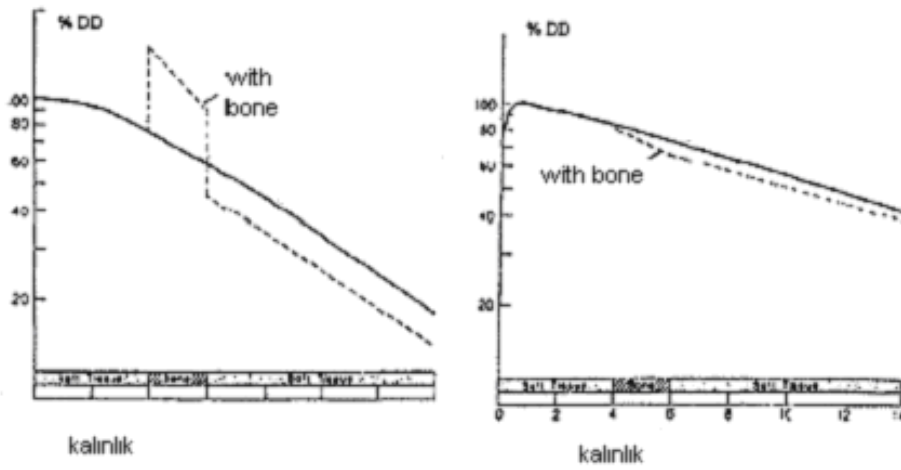
Şekil 3.13 İzodoz kaydırma yöntemi (*Shift* metodu).

3.6.2. *Inhomojenite* (Düzensizlik)

Yağ, kemik, kas, akciğer ve hava katmanları gibi *inhomojen* dokulara sahip insan yapısında izodozlar incelenirken bu farklı *inhomojen* ortamlar hesaba katılarak düzeltmeler yapılmalıdır. Bu *inhomojenitelerin* yapısına ve hacmine ayrıca radyasyon kalitesine (enerji) bağlı olarak doz dağılımlarında değişiklikler meydana gelir. Doku *inhomojenitelerinin* etkileri iki ana grupta ele alınabilir. Birincisi, *primer* huzme *absorbsiyon* değişimi görülebilir, fakat saçılma fotonlarının etkisi ve farkı, *inhomojenite* bölgesi çevresinde daha çok görülecektir. İkincisi, *Sekonder* elektron akısındaki değişimler *inhomojenite* bölgesi ve çevresinde oluşmaktadır.

3.6.2.1. Kemik

Şekil 3.14'de 2cm kalınlıkta kemik içeren bir fantomda, orta voltaj enerjide *absorbe* edilen doz grafiği görülmektedir. Orta voltaj enerjilerde en fazla görülen etkileşim fotoelektrik olaydır ve bu etkileşimin atom numarasına bağlı olarak artmasından dolayı *absorbsiyon* daha fazla olur. Örneğin, orta voltaj enerji için kemik ile kas arasındaki *absorbsiyon* katsayı oranı hesaplandığında $f_{\text{kemik}}/f_{\text{kas}}=1.9/0.94$ oranından 2 olarak bulunur. Şekilde görüldüğü gibi kemik bölgesinde *absorbsiyon* daha fazla görülmekle birlikte sonraki yumuşak dokuda kemiğin dozu tutması nedeniyle beklenenden daha az doz görülmektedir. Şekil 3.14'de aynı örnek için Co60 enerjisinde *absorbe* edilen doz grafiği görülmektedir. Yüksek enerjilerde en fazla görülen etkileşim compton olaydır ve bu etkileşimin atom numarasına bağlı değişimi çok azdır. Örneğin, bu enerji için kemik ile kas arasındaki *absorbsiyon* katsayı oranı hesaplandığında $f_{\text{kemik}}/f_{\text{kas}}= 0.955 / 0.957$ oranından 0,96 olarak bulunur. Böylece kemik bölgesinde *absorbsiyon* çok az görülmekle birlikte sonraki yumuşak dokuda kemiğin elektron yoğunluğu kas dokusununkinden yüksek olduğu için, kemiğin koruma etkisinden dolayı doz bir miktar azalmaktadır.



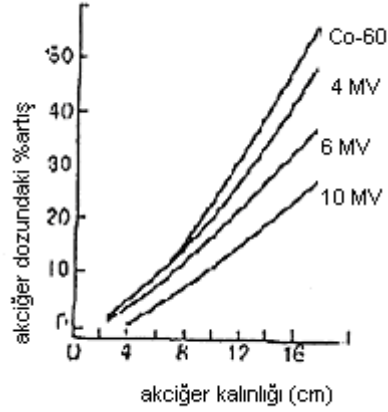
Şekil 3.14 182 cm kalınlıkta kemik içeren bir *fantomda*, orta voltaj enerjide Co-60 enerjisinde *absorbe* edilen doz grafikleri.

Çizelge 3.4 Farklı enerjiler için kemiğin yumuşak dokuya göre *absorbsiyon* katsayısı oranları.

| Radyasyon Kalitesi | | f faktör | | Kemik- yumuşak dokudaki <i>absorbsiyon</i> katsayısı [f kemik f kas][$\rho_{kas} \rho_{kemik}$] |
|---|------------------------------|-----------|-------------|--|
| HVL | Yaklaşık olarak etkin enerji | Kas Rad/R | Kemik Rad/R | |
| 1mm Al | 20keV | 0.90 | 4.2 | 4.7 |
| 3mm Al | 30 keV | 0.90 | 4.2 | 4.7 |
| 1mm Cu | 80keV | 0.94 | 1.9 | 2.0 |
| 2mmCu | 110keV | 0.95 | 1.4 | 1.45 |
| 3mm Cu | 135keV | 1.1 | 1.4 | 1.15 |
| 10.4 mm Pb (Co ⁶⁰ gama ışınları) | 1.25 Mev | 0.96 | 0.92 | 0.96 |
| 11.8 mm Pb (4MV x-ışınları) | 1.5 Mev | 0.96 | 0.92 | 0.96 |
| 14.7 mm Pb (10MV x-ışınları) | 4Mev | - | - | 0.98 |
| 13.7 Pb (20MV x-ışınları) | 8 Mev | - | - | 1.02 |
| 12.3 mm Pb (40MV x-ışınları) | 10 Mev | - | - | 1.03 |

3.6.2.2. Akciğer

Akciğerin dozunu etkileyen en etkin parametre kendi yoğunluğudur, Akciğer dokusunun yoğunluğunun az olması akciğer yapısının içinde ve yapının arkasından gelen dokuda dozun yükselmesine neden olmaktadır, Şekil 3.15'te farklı enerjiler için 10x10 alanda derinliğe bağlı olarak akciğer dozunun artışı görülmektedir. Akciğer dokusunu kapsayan tedavi alanlarında akciğer düzeltmesinin yapılması önerilir. Salam akciğer dokusunun yoğunluğu 0,25 ile 0,33 g/cm³ aralığındadır.



Şekil 3.15 Farklı enerjiler için 10X10 alanda derinliğe bağlı olarak akciğer dozunun % artışı.

3.6.2.3 Hava boşluğu

Yüksek enerjili foton dozimetrisinde, hava boşluklarının en önemli etkisi, boşluk yüzeyinde elektron saçılmasının azalması nedeniyle doz azalmasının görülmesidir. Geniş boşluklar, 4x4 cm² gibi küçük alanlar ile ışınlandığında hava boşluğunun hemen arkasındaki yüzeyde %10'dan az bir doz azalması gözlenir. Bu azalmanın enerji yükseldikçe daha fazla olabileceği beklenir. *Inhomojeniteye* bağlı doz dağılımını hesaplama yöntemleri; Efektif SSD yöntemi, Doku hava oranı

yöntemi (TAR metodu), Doku hava oranı üstel kuvveti yöntemi (*Batho* metodu), Eşdeğer doku hava oranı yöntemi (ETAR metodu) ve manuel olarak yapılabilen izodoz kaydırma yöntemidir. Manuel olarak yapılabilen izodoz kaydırma yönteminde; *Inhomojenitenin* olduğu bölgede homojen izodoz eğrileri *inhomojenitenin* cinsine bağlı olarak belli oranda kaydırılarak derin doz düzeltmesi yapılır. Kaydırma kemik için cilde doğru, akciğer ve hava için ciltten derine doğrudur. Çizelge 3.5’de Co⁶⁰ ve 4 MV için *inhomojenitelerin* kaydırma faktörleri (n) görülmektedir. Bu faktörlerin alan boyutundan bağımsız olduğu düşünülür. Akciğer ve kemik yapıların farklı enerjilerdeki %düzeltme faktörleri Çizelge 3.6 ve Çizelge 3.7’de görülmektedir.

Çizelge 3.5 Co⁶⁰ ve 4 MV için farklı ortam kaydırma faktörleri.

| Farklı ortamlar | Kaydırma faktörü (n) |
|-----------------|----------------------|
| Hava boşluğu | -0.6 |
| Akciğer dokusu | -0.4 |
| Sert kemik | 0.5 |
| Yumuşak kemik | 0.25 |

Çizelge 3.6 Farklı enerjilerde akciğer %düzeltme faktörleri.

| Huzme Kalitesi | Düzeltilme faktörü (birim cm akciğer dokusu için) |
|-------------------|---|
| Orta Voltaj | + % 10 |
| Co-60 g ışınları | + % 4 |
| 4 MV x- ışınları | + %3 |
| 10 MV x- ışınları | + %2 |
| 20 MV x- ışınları | + %1 |

Çizelge 3.7 Farklı enerjilerde kemik %düzeltme faktörleri.

| Huzme Kalitesi | Düzeltilme faktörü (kemik) |
|--------------------|----------------------------|
| Orta Voltaj | - % 15 |
| Co-60 g ışınları | - %7 |
| 4 MV x- ışınları | - %3.5 |
| 10 MV x – ışınları | - %3 |
| 20 MV x- ışınları | - %2 |

3.7. Çoklu Alan Kullanımı

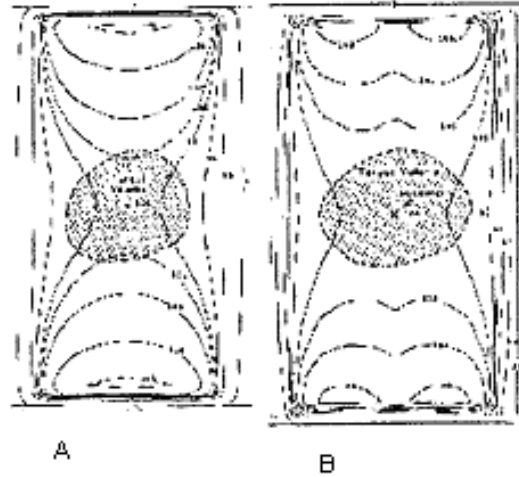
Bir tümörü tedavi ederken hedef hacmi tek bir ışın alanı veya iki ya da daha fazla ışın alanı kullanarak ışınlamanın bazı kriterleri vardır. Işınlama tekniğinin seçiminde ve tedavi planlanmasındaki doz dağılımlarının değerlendirilmesinde kullanılan kriterler ise aşağıdaki gibidir;

1. Uygun bir alan boyutu seçilmelidir.
2. Birden fazla alan kullanılmalıdır
3. Uygun alan açıları seçilmelidir.
4. Uygun alan yüklemeleri kullanılmalıdır.
5. Uygun enerji seçimi yapılmalıdır.
6. Gerektiğinde *wedge* ve *kompansatör* gibi ışın düzenleyiciler kullanılmalıdır,
7. Genellikle, tanımlanan doz hedef hacmin merkezindeki doz olarak seçilir.
8. Hedef hacimdeki doz değişimi tanımlanan doz'un +%5 aralığında olmalıdır.
9. Risk altındaki organ ve yapıların dozu, bu organlar için tanımlanan tolerans dozu aşmayacak şekilde ayarlanmalıdır.
10. İntegral doz mümkün olacak kadar az olmalıdır.

Bu kriterlere bağılı olarak hedef hacimde en iyi doz dağılımını sağlamak teorik olarak mümkün olsa da pratikte hasta anatomisi, ışının fiziksel parametreleri ve farklı planları karşılaştırabilmek için gerekti zaman gibi zorlayıcı engellerle karşılaşılır.

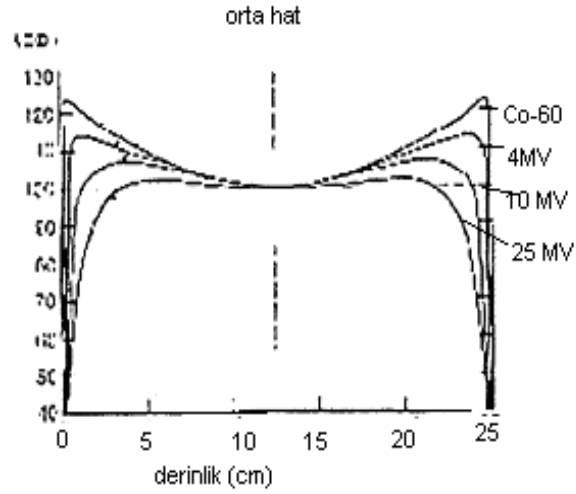
3.7.1. Karşılıklı paralel alanlar için doz dağılımı

İki alanın en basit birleşim şekli, hedef hacimden (volümden) geçen aynı ekseni paylaşan karşılıklı iki ışınlama alanıdır. Karşılıklı paralel alanların avantajları basit ve tekrar edilebilir *set-up*'larıdır, Hedef hacimde homojen doz dağılımı sağlar ve açılı alanlarla karşılaştırıldığında hedef hacmi kaçırma riski daha azdır. Alan boyutu yeteri kadar açıldığında hedef hacmin *lateral* olarak da kapsanması sağlanır. Dezavantajı ise hedef hacmin alt ve üstündeki kritik organ ve normal dokularda fazla doz oluşmasıdır. Şekil 3.16.a ve Şekil 3.16.b'de eşit ağırlıklı ve karşılıklı paralel alanlar için SSD tekniği ve *izosentrik* teknik ile planlanan birleşim izodoz dağılımları görülmektedir.



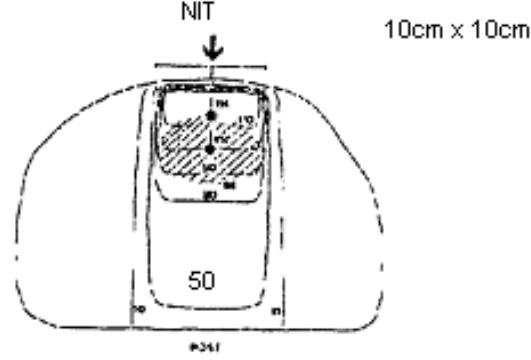
Şekil 3.16 Eşit ağırlıklı ve karşılıklı paralel alanlar için (a) SSD tekniği ve (b) *izosentrik* tekniği ile planlanan birleşim izodoz dağılımları.

Karşılıklı paralel alanlar için önemli kriterlerden biri de tedavi bölgesinin kalınlığına göre enerji seçimidir. Homojen bir doz dağılımının sağlanması için doz değişim aralığı + % 5 içinde olmalıdır. Örneğin 15 cm veya daha az kalınlıktaki bölgelerde (baş-boyun ve *ekstremiteler*) seçilmesi gereken enerji Co-60 ve 4 MV iken, 20 cm veya daha kalın bölgelerde (*toraks, abdomen ve pelvis*) seçilmesi gereken enerji 10 MV veya daha üzeri enerjilerdir.



Şekil 3.17 farklı enerjilerde 25 cm kalınlıktaki bir bölge için, orta hatta normalize edilmiş yüzde derin doz dağılımları.

Tedavi edilecek hedef hacim bazen hastanın orta hattında bulunmayabilir. Eğer hedef hacim huzmelerden birine daha yakınsa tek huzme ile hedef hacimde homojen doz dağılımı sağlanamadığı için (Şekil 3.17) karşılıklı paralel iki alan kullanarak hedef hacme istenilen şekilde doz verilebilir. Şekil 3.18’de ICRU referans noktası olan PTV(planlanan *target volüm*) ‘nin orta noktasına göre normalize edilmiş önden yüklemeli karşılıklı paralel iki alanın doz dağılımları görülmektedir. Bu yöntemle hedef hacimde homojen ve istenilen doza ulaşılırken hedef hacim dışındaki yapılara az doz gitmesi sağlanır.



Şekil 3.18 PTV' nin merkezinde ve ışın ekseninde seçilen ICRU referans noktasına göre normalize edilmiş tek alanla ışınlanan 8 MV için izodoz dağılımları.

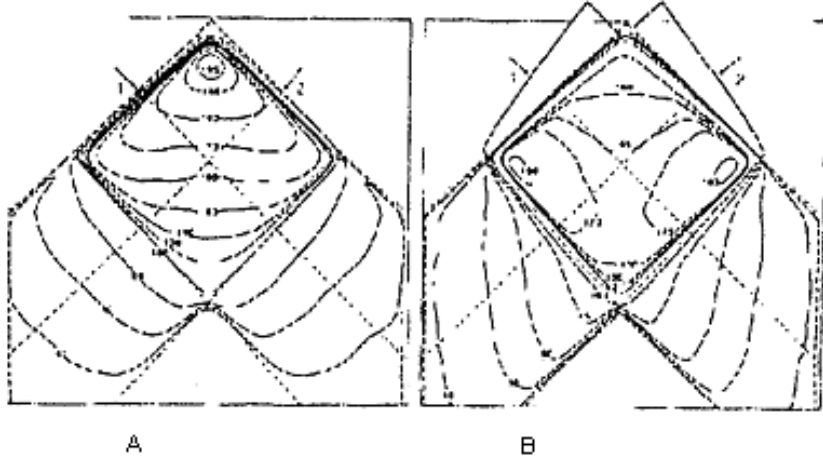
Hedef hacmin yerleşimi, doku eksikliği ve *inhomojenitenin* varlığı nedeniyle, bu temel prensibi açık alanlar kullanarak yerine getirmek her zaman mümkün olmamaktadır. Bu nedenle karşılıklı paralel ve açılı alanlarda *wedge* kullanma gereksinimi doğar.

3.7.2. Açılı alanlar için düz dağılımı

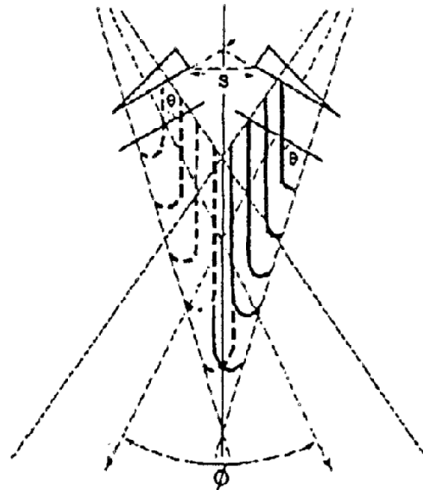
Hedef *volüm* yüzeye yakın yerleşimli olduğunda paralel olmayan, aynı tarafta yer alan açılı alanların kullanılması ile planlama yapılır. Bu teknikte yüzeyde ve iki alanın üst üste geldiği yerlerde çok yüksek dozların oluşması beklenir (Şekil 3.19.a'da *wedgesiz*). Doz *homojenitesini* hedef volümde sağlamak ve sağlam dokuya en az dozu vermek için bu açılı alanlar ile *wedge* kullanımı gereklidir. *Wedge*'lerin kalın kenarları yan yana gelecek şekilde konumlanmalıdır (Şekil 3.19.b'de *wedgeli* iki alan ile doz dağılımı), Kullanılması gereken *wedge* açısı (0), iki alanın merkezi

eksenleri arasındaki açı *hinge açısı*” (ϕ) ile ilgilidir. *Wedge* açısını hesaplayabilmek için aşağıdaki denklem kullanılır (Şekil 3.20).

$$\phi = 90^\circ - \theta/2 \quad (3.3)$$



Şekil 3.19 (a) *wedgesiz*, (b) *wedgeli* iki açık alan doz dağılımları.



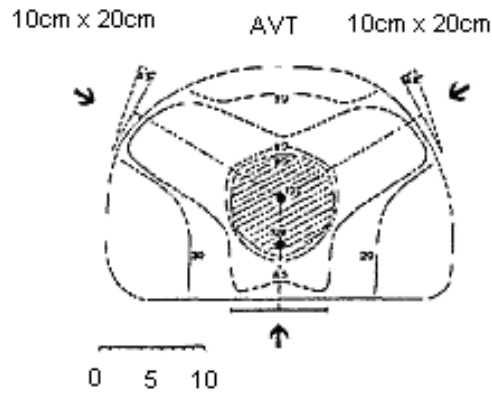
Şekil 3.20 Kullanılması gereken *wedge* açısı(θ), iki alanın merkezi eksenleri arasındaki açı “*hinge açısı*”(ϕ) ile ilgilidir.

$$\varphi=90^0 -\varphi/2 \quad (3.4)$$

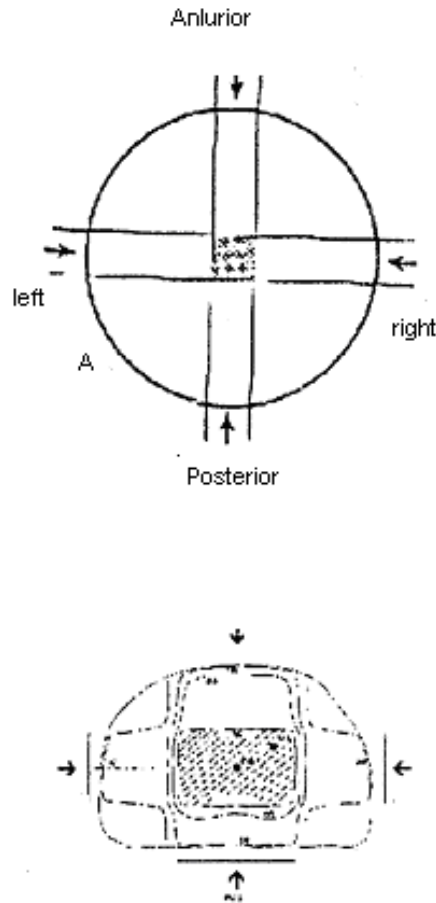
Hastanın yüzey konturunun her zaman alan merkezi eksenine dik olmaması, doku *inhomojenitesi* ayrıca koruma bloklarının varlığı gibi etkenler manuel hesaplamalarda bu denklemin kullanmasını zorlaştırmaktadır. Günümüzde tedavi planlama cihazının yardımıyla en uygun *wedge* açılarının tespiti izodoz dağılımların değerlendirmesi ile yapılır.

3.7.3. Çoklu alanlar için doz dağılımı

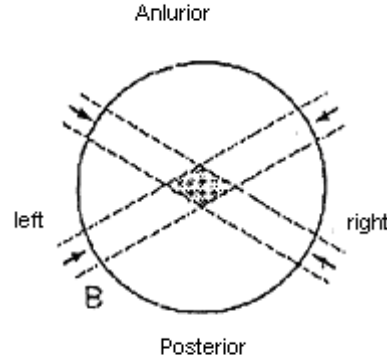
Karşılıklı paralel iki alan tekniği, kullanılan enerji için hastanın kalınlığı fazlaysa veya *spinal kord* gibi kritik bir organ alan dışında bırakılmak isteniyorsa uygun değildir. Böyle durumlarda ikiden fazla alan kullanılır. Çoklu alanlar, *oblik* alanlardan oluştuğunda tedavi *set-up*'larında oluşan tekrar edilebilme zorluğunun yanı sıra *simulasyon* ve *port* filmlerin değerlendirmesinde de aynı zorlukla karşılaşılır. Bu sorunlara karşın sağladığı üstünlükler de vardır. Çoklu alanların planlaması izosentrik dozimetri tekniği ile yapılır ve böylece *set-up*'lar kolay ve daha basit olmakla beraber hedef hacimdeki marjların tanımlanmasında bazı zorluklar içerir. Kullanılan alanların, hedef hacmi geometrik olarak kaçırma riski karşılıklı paralel alanlara göre oldukça azalır. Hedef hacmin tüm yönlerden kapsanması istendiğinde karşılıklı iki paralel alanla ışımlandığı zaman hedef hacmi geometrik olarak kaçırma riski alanlar birbirine bağımlı olarak hareket ettiği için daha fazladır. Oysa çoklu alanlar kullanıldığında, birbirinden bağımsız kullanabilecek alanlar sayesinde hedef hacmi kaçırma riski azalır. Şekil 3.21'de orta hatta yerleşmiş hedef hacim için *wedgeli* iki ön *oblik* ve bir *posterior* alan düzenlemesiyle yapılmış olan planlamanın izodoz dağılımları görülmektedir.



Şekil 3.21 Orta hatta yerleşmiş hedef hacim için *wedgeli* iki ön *oblik* ve bir *posterior* alan düzenlemesiyle yapılmış olan planlamanın izodoz dağılımları.



Şekil 3.22 “*Box*” tekniği olarak adlandırılan planlama ve izodoz dağılımları.

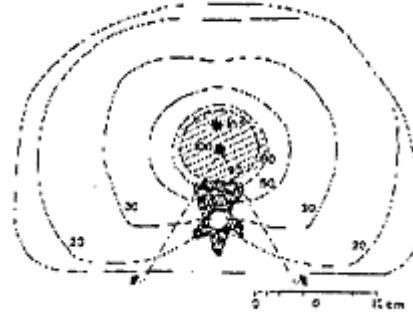


Şekil 3.23 Dört alan düzenlemesinin, karşılıklı *oblik* iki alandan oluşması durumunda baklava şeklinde homojen bir doz bölgesi görülmektedir.

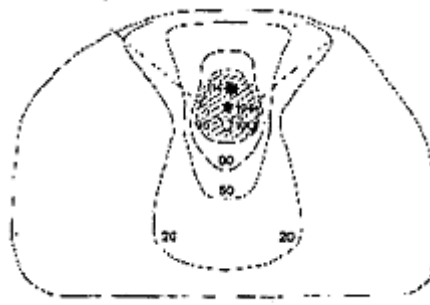
Diğer bir planlama tekniği de dörtlü alan kullanımındır, Dörtlü alan ile iki çeşit alan düzenlemesi yapılabilir. *Anterior-posterior* ve sağ-sol *lateral* şeklinde alanlar tarif edilerek düzenleme yapılırsa ortaya çıkan homojen doz bölgesi dikdörtgen veya kare şeklindedir. Bu planlama tekniği ‘*box*’ olarak adlandırılır (Şekil 3.22). Dört alan düzenlemesinin, karşılıklı *oblik* iki alandan oluşması durumunda ise baklava şeklinde homojen bir doz bölgesi oluşur (Şekil 3.23). Bu tekniklerin en çok kullanıldığı yer *pelvik* bölgesidir. Üç boyutlu (3D) *konformal* tedavi ve *multileaf kolimatörlerin* kullanılmasıyla beraber altı alanlı prostat ışınlama gibi dörtten fazla alanla tedavi planlaması yapılmaya başlanmıştır.

Hasta planlamasında kullanılan diğer bir tedavi şeklide Rotasyon tedavisidir. Rotasyon tedavisi, hasta sabit kalırken huzmenin hasta etrafında devamlı hareketi veya huzme sabit kalırken hastanın huzme etrafında dönmesiyle yapılan *izosentrik* tekniğin özel bir durumudur. Bu teknik *özafagus*, mesane, prostat, *serviks* ve beyin gibi tümörleri tedavi etmek için kullanılır. Çoklu alan seçmek ya da rotasyon tedavisi yapmak tercihe bağlıdır. Tercih yapılırken hasta pozisyonu, bloklama ve ışınlanan tedavi hacmi gibi kriterler göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin bloklama yapılan alanlarla rotasyon tedavisi planlamak uygun değildir. Hedef hacim kontur merkezinde veya merkeze yakın bir yerde yerleşmiş ise rotasyon tedavisi seçilebilir

(Şekil 3.24). Eğer merkezden uzakta bir yerde yerleşmiş bir tümör varsa “*small arc*” diye adlandırılan tüm konturun küçük bir parçasında (100° gibi) rotasyon tedavisi uygulanabilir (Şekil 3.25). Rotasyon tedavisinin hesabı, hasta konturu üzerinde, değişik sabit açılarda, çok sayıda huzme kullanılarak ortalama TAR hesaplarıyla yapılır.



Şekil 3.24 Kontur merkezine yakın bir yerde yerleşmiş hedef hacmin rotasyon tekniği ile yapılan tedavi planının izodoz dağılımı.



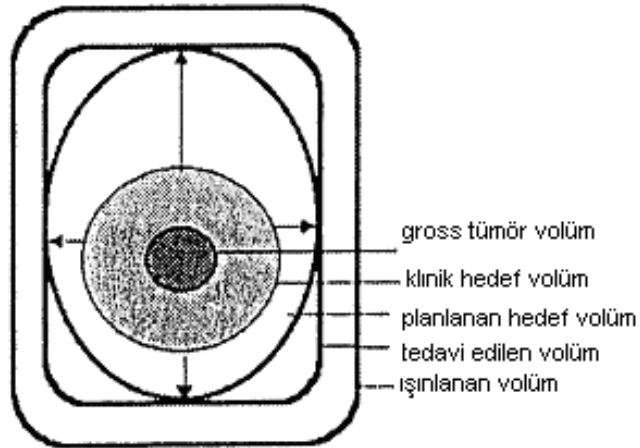
Şekil 3.25 Kontur merkezine uzak bir yerde yerleşmiş hedef hacmin “*small arc*” rotasyon tekniği ile yapılan tedavi planının izodoz dağılımı.

Tedavi planını, yukarıda bahsedildiği gibi, uygun enerji, alan boyutu ve gerekli huzme düzenleyiciler seçildikten sonra seçilen tedavi alanlarının uygun pozisyonlandırılması (karşılıklı paralel, açılı, rotasyon gibi) sonucunda ortaya çıkan

izodoz dağılımlarının değerlendirilmesi gereklidir. Bu değerlendirme yapılırken tedavi edilmek istenen hacimlere ilişkin bazı uluslararası tanımlamalar dikkate alınmalıdır.

3.8. Hacim (*Volüm*) Tanımlanması

İki Boyutlu tedavi planlamada ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) volüm kavramlarını ortaya koyan ilk raporunu 1978’ de (Rapor 29) diğerini ise 1993’de (Rapor 50) yayınlamıştır. ICRU 29 ‘a göre tedavi planlaması için tanımlanan *volüm* “*Target Volüm*” hedef volümdür. ICRU 29’a göre tanımlanan “*Target volüm*” ile ICRU 50’ye göre tanımlanan “*Planlanan Target volüm*” hemen hemen aynıdır. Bu yüzden bu iki tanımda aynı *volümü* içerir. ICRU 50’ye göre Tedavi planlaması için ilk olarak iki volüm tanımlanması gerekir. Bu volümler “*Gross Target Volüm*” (GTV) ve “*Klinik Target Volüm*”dür (CTV).Tedavi planlaması süresince ayrıca tanımlanması gereken başka volümlerde vardır. Bunlar, *Planlanan Target Volüm* (PTV) ve Riskli organlardır. Tedavi planlaması yapıldıktan sonra tanımlanabilecek diğer hacimler ise *Tedavi volümü* ve *Işınlanan volümdür*. Şekil 3.26’da tanımlanan bu hacimler şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.26 Farklı hacimlerin şematik gösterimi.

Gros Tumor Volüm (GTV); Tümörü göstermektedir

Klinik Hedef Volüm (CTV); Eğer tümör varsa tümör hacmini ayrıca *subklinik* tümör hacminde içermektedir

.Planlanan Hedef *Volüm* (PTV); Huzmenin pozisyonuna, büyüklüğüne ve şekline bağlı bağlı bir marjla birlikte CTV'yide içermektedir.

Tedavi Edilen *Volüm*; Lokal iyileşme ve *palyasyon* açısından önem kazanan doz un sağlandığı hacmi göstermektedir.

Işınlanan *Volüm*; Normal doku toleransı için önem kazanan dozun sağlandığı hacmi göstermektedir.

3.9. ICRU Referans Noktası

ICRU, PTV içinde bir noktanın referans noktası olarak alınmasını tavsiye eder, ICRU referans noktası belirlenirken birkaç özellik göz önünde bulundurulmalıdır;

1 .Referans noktadaki doz, klinik olarak PTV'yi saran dozu temsil edebilecek bir konumda olmalıdır.

2.Referans nokta, tam ve kolaylıkla tanımlanabilen bir yerde olmalıdır.

3.Referans nokta, dozun doğru tanımlanabileceği bir yerde seçilmelidir.

4.Referans nokta, aşırı doz değişimlerinin olmadığı bir yerde seçilmelidir.

Bu tavsiyeler, ICRU referans noktasının ilk olarak Planlanan *Target Volüm*'ün merkezinde veya merkeze yakın bir yerde ikinci olarak ta ışın merkezi ekseninin üzerinde veya civarında olduğu durumlarda geçerlidir.

ICRU referans nokta dozu ile birlikte tanımlanması gereken iki doz noktası daha vardır. Bunlar PTV'deki maksimum ve minimum doz noktalarıdır. Alınan bu üç noktanın doz değerleri aynı zamanda klinik *target volümdeki* dozu ve doz

değişimlerini de gösterir. Maksimum doz, görülebilecek yan etkilerin değerlendirilmesinde, minimum doz ise tümör kontrolüne ilişkin değerlendirme yapılmasında gereklidir. Tümör kontrolü daha çok tümör hücresi yoğunluğunun fazla olduğu GTV'deki doz seviyesi tanımlanarak değerlendirilebilir.

3.10. Tedavi Planlama Değerlendirmeleri

İki boyutlu tedavi planlaması izodoz dağılımlarının yalnız düzlemsel değerlendirmesine izin verdiği için, hastanın anatomik yapıları, riskli organlar ve PTV gibi önemli hacimlerin, doz değerlendirmesi yetersiz kalmaktadır.

Hasta verilerini üç boyutlu tanımlama olanağı veren üç boyutlu tedavi planlaması ile izodoz dağılımlarının *volümetrik* olarak elde edilip doz hacim ilişkilerinin daha doğru değerlendirilmesi sağlanmaktadır.

4. TARGET2 TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ

Avrupa Birliği Konseyi, 1993 yılında Tıbbi cihazlara ilişkin 93/42/EEC *Medical Devices* Direktifini yayımlamıştır. Bu direktifi ülkemiz 2003 yılında “Tıbbi Cihaz Yönetmeliği” olarak uyumlaştırmıştır. Söz konusu Direktiften önce “tedavi planlama sistemleri”nin sadece algoritmasının uygulanmasından üreticiler sorumlu iken bu Direktifin yayımlanmasından sonra tıbbi cihaz ve cihazla ilgili bilgisayar programlarının bütüncül uygulaması da dâhil olmak üzere, cihazın bütün fonksiyonlarının doğruluğundan üreticisi sorumlu kılınmıştır (Tıbbi Cihaz Yönetmeliği).

4.1. Target2 Tedavi Planlama Sistemi Hakkında

Target2 Tedavi Planlama Sistemi (TPS), *Prism Microsystems Ltd (Chibley Mill Bickington Newton Abbot Devon TQ12 6JW United Kingdom)* firması tarafından geliştirilen bir paket programdır. Target2 TPS, ilk önce geliştirilen “*Target*” ve bundan sonra geliştirilen “*Target1*” Tedavi Planlama Sistemlerinin *up-grade* yapılarak geliştirilmiş halidir.

Target2, verilerin farklı yollardan normalize edilmesi suretiyle çalışmasına izin verir. Kullanıcı tarafından bütün verilerin doğruluğunu garanti altına alan genel bir metodoloji takip edilmeli, klinik uygulamalara ilişkin genel bir kalite güvence programı uygulanmalıdır. Bu programda ışın verileri ile ilgili veriler de yer almalıdır. Işın verilerinin kalite kontrolleri klinik kullanımdan önce yapılmış olmalıdır.

Target2 TPS ile, iki ve üç boyutlu planlama yapılabilmektedir. *Target2* TPS, hasta verileri, anatomik modelleme, *external* demet planlaması, *brakiterapi* planlaması, düzensiz (*Irregular*) alan planlaması, *Interstitial/Intracavitary* doz planlaması, doz volüm *histogramları*, elektron ve foton demetleri ile *arc* rotasyon planlaması gibi ana gruplardan oluşmaktadır. *Target2* TPS *Unix* işletim sistemi altında çalışmaktadır.

Düzenli ve düzensiz alanların MU ve zaman hesapları yapılabilmekte olup asimetrik alan için özel bir programı bulunmaktadır. Kullanılan simetrik alanlar için doz verimi ve *wedge* faktörlerinin girilebildiği bir seçenek tablosu sunulmaktadır.

Radyoterapi doz verilişindeki hatalar çok ciddi hastalıklara sebep olabildiğinden, standart ve klinik prosedür olarak her adımın iki defa kontrol edilmesi gerektiğinden; ayrıca, üretici firma tarafından, Tıbbi Cihaz Yönetmeliği kapsamında bütün riskleri dikkate almak suretiyle yapılan değerlendirme ve düzeltme organizasyonuna rağmen, yine de beklenmeyen bir sonuçla karşılaşılması muhtemel olduğundan *Target2* TPS, yetkili ve lisanslı radyasyon onkolojistleri ve radyasyon fizikçileri tarafından kullanılır.

Target2 TPS, kolaylıkla kullanılabilir şekilde dizayn edilmiştir. Sistemin uyumluluğu, daha önceki radyoterapi sistemleri dikkate alınarak ve BT görüntüleri ile tedavi planlaması düşünülerek yapılmıştır.

Target2 TPS, optik fareyle ya da renkli ekranıyla pencereler arasında kolayca geçişi sağlar ve interaktif bir TPS'dir

Görüntülerle ilgili imkanlar, renkli monitörde çok rahat görülebilir ve 256 piksellik *level grey* skala BT imajlarıyla çok rahat oynanabilir özelliğindedir.

Yapılan planlar tamamlandıktan sonra hard diskte muhafaza edilebilir ya da *hard copy* olarak istenilen bir yazıcıdan çıktı alınabilir. Bütün plan imajı dâhil yedekte arşivlenebilir.

Target2 TPS yazıcısı yüksek düzeyde çıktı verir. İzodoz eğrileri, ışın sembolleri, düşük çözünürlüklü BT bilgileri dahi yazdırılabilir. *Plotter*'dan ise yüksek düzeyli renkli çıktı alınabilir. İzodozlar ve ışın sembolleri *Plotter*'dan renkli olarak alınabilir.

4.1.1 Tanımlar ve terimler

İki boyutlu (2D) plan tipi:

2 boyutlu tedavi planlaması için ışın verileri; ya merkezi düzlem üzerinde bulunurlar ya da buldukları düzlemler, merkezi düzleme paraleldir. Bir ışınla tedavi planlaması yapılabilmesi için, planlama sistemde, ışınla ilgili ihtiyaç duyulan

verilerin bütününün oluşturduğu ve “ışın veri grubu” olarak adlandırılan veri grubunun mevcut olması gerekmektedir.

Masa açısı hariç olmak üzere bütün ışın parametreleri, ışın veri grubu tarafından farklı limitler içinde düzenlenebilir. Transfer kesitlerin *enterpolasyon* suretiyle birleştirilmesinden “genel dış hat” (*external out-line*) oluşur. Dış hat içinde yer alan her bir transfer kesit birbirinden ayrılmış bağımsız kesit sayılabilir, bununla birlikte bu kesitler üzerinde *sagital* ve *koronal* izodoz dağılımları oluşturulabilir (eşdeğer doku hava oranı kullanılırken heterojen düzeltme faktörünün kullanılması istisna teşkil etmektedir. Fakat bu sadece BT görüntülerinin (*image*) girişi durumunda söz konusudur).

Üç boyutlu (3D) plan tipi:

Bu çalışmada iki boyutlu planlama esas alındığından, Target2 TPS ile 3D planlama yapılabiliyor olsa da 3D planlama konusunda araştırma yapılmayacaktır.

SSD (*source skin distance*) : Kaynak ile cilt mesafesi olarak tanımlanmaktadır. Çoğunlukla doğrusal hızlandırıcı cihazları için 1000mm, kobalt cihazları için 800 mm alınmasına karşın, bazen bu mesafeler farklı alınabilmektedir.

ISO : Target2 TPS, 1981 yılında IEC tarafından *kolimatör jaw* setleri için bir önceki versiyonun geliştirilmesi suretiyle hazırlanan, 601-2-1 standardını kullanmıştır.

ROT : Bu çalışmada dönme (*rotasyonel*) tedavi tekniğine değinilmeyecektir.

Sınırlamalar (*limitations*)

Işınla ilgili limit değerler *Target2* TPS yüklenebilmektedir. Bu limit değerlerin yapılacak bir algoritma ile düzeltilmesi mümkündür. Bununla beraber doz hesabı; doz algoritması ve bu algoritmanın uygulanmasından, ışın verilerinden, hasta modellemesinden oluşmaktadır.

Çizelge 4.1 Hassasiyet ve çözünürlük tablosu

| Parametre | Örnekler | Duyarlılık ya da internal ebatlar |
|---------------------------------|---|--|
| Uzaysal ebatlar | Pozisyonlar, alan ebatları, block ebatları vs. | mm'de 1/16 th |
| Düzlemler | <i>Kolimatör, gantry, düzlem, kama</i> vs. | 1 derece |
| Işın ağırlığı | | Ağırlığın %100ü 256 numarayla temsil edilir bu yüzden çözünürlük 256'da 1 bölümdür |
| Işın verileri | Merkez eksen ve eksen verileri değil | Kullanıcı tercihe göre fakat 4096 içinde tipik 1 bölüm |
| Doz | Doz hesaplama düzenlemesi ve nokta doz ölçüsü | %0.1 örneğin %100 1000dir. Doz hesaplama matrisinde 4096 en üst limittir |
| Doz matrisi uzaysal çözünürlüğü | Hızlı ekran hesaplaması için kaba 512 element düzenlemesi | Tipik baş 9.5 mm Tipik vücut 12.5 mm |
| | Çizgi (hat) <i>hardcopy</i> için 4096 element düzenlemesi | Tipik baş 3.5 mm Tipik vücut 4.5 mm |

4.2. Target2 Tedavi Planlama Sistemi'nin Bileşenleri

Target2 TPS aşağıdaki parçalardan oluşmaktadır:

Target2 radyoterapi planlama sistemi; bir asıl sistem ve opsiyonel yan ünitelerden oluşmaktadır. Sistemin daha hızlı çalışabilmesi için sistem hafızası, donanımsal olarak artırılabilir.

4.2.1. Yazıcı (*Grey scale Hardcopy*)

Yazıcı, yüksek düzeyde siyah beyaz çıktı vermektedir. Yapılan planların yazdırılmasında kullanılır. İzodoz eğrilerini, ışın sembollerini, düşük çözünürlüklü BT bilgileri dahi yazdırılabilir. Çıktıya hasta bilgileri gibi başka bilgiler de ilave edilebilmektedir.

4.2.2. 8 kalemli renkli çizici

Yapılan planların çizilmesini sağlar. 8 farklı renkli kalem vardır. Çizim, 4096 noktalık izodoz çizicisindeki doz matrisi yardımıyla çizdirilir. Yüksek düzeyli renkli izodoz çıktıları ve ışınsal semboller alınabilir.

4.2.3. Alfanümerik monitör

Grafiksel olmayan işlemlerin görüntülediği monitördür. Bu monitörde çizim yapılamaz, sadece yazılanlar görüntülenmektedir. Ana menü ve diğer menülere bu monitörden girilir. Planlama esas ışın verileri de bu monitörden girilir.

4.2.4. Renkli monitör (*Colour Monitor*)

Yüksek çözünürlükte 19 inç (480 mm) renkli monitördür. Klavye ve fare ile kullanılmaktadır. İzodoz, profil, derin doz eğrisi, blok, kontur gibi her türlü çizim bu monitörde yapılmaktadır. Fare ve klavye kullanılarak yapılan işler geliştirilebilmektedir.

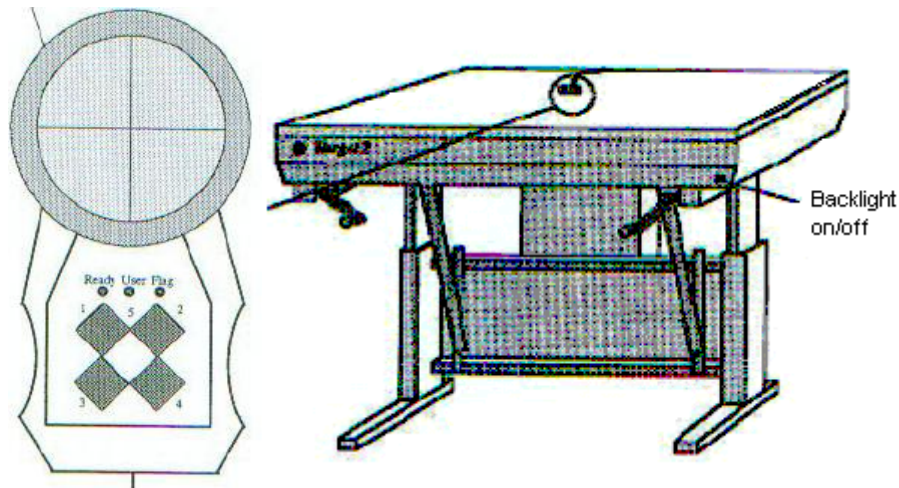
4.2.5. Klavye ve fare

18 karakterlik klavye ve üç düğmeli fare *Target2* TPS'nin tamamen kontrolünü sağlayan ara birimdir.

4.2.6. Sayısallaştırıcı (*Digitizer*)

Röntgen filminin, ışın verilerinin girişinin yapılmasını sağlayan bir operatördür.

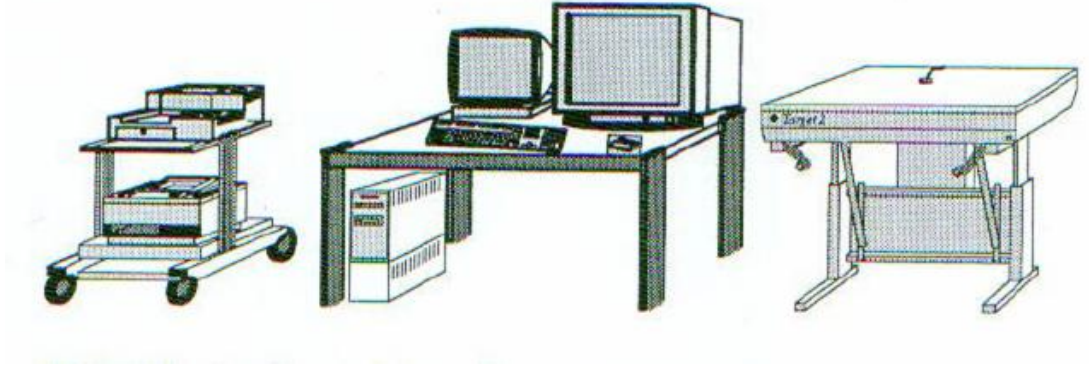
İşlem girişi, beş adet tuşu ve “Ready, User, Flog” ledleri bulunan kumanda operatörü ile yapılmaktadır. *Target2* TPS’ne manuel olarak verilerin girilmesini sağlar. İşlemler, kullanıcı masası aktif alanında yapılabilmektedir. İmleç ile kontör çizmek için, işaret noktaları koymak için ve fonksiyon tuşlarını seçmek için kullanılır. Tuşlara basarak aktif hale getirilir. Film girişi yapılmak istenildiğinde; film, şeffaf masaya yapıştırılır, operatörde bulunan tuşlar ve aktif alanın kenar sütunlarında bulunan komutlar ile giriş yapılır.



Şekil 4.1 Sayısallaştırıcının mekanizmaları.

4.2.7. Kullanıcı masası (*Operator's Table*)

Kaldırıp indirme mekanizması ve şeffaf masa tablası bulunmaktadır. Sayısallaştırıcı ile bu masa tablası üzerinde işlem yapılmaktadır. Masa tablasının arkası ışıklıdır. Masa tablası, 96,8cmX71,4cm ebadında olup aktif alan 76,0cmX50,9cm büyüklüğündedir. Masa aktif alan kenarlarında “*Draw, Erase, Done, Yes, No*”komutları ile “-, ., 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9” işlem seçenekleri bulunmaktadır.



Şekil 4.2 Kullanıcı Masası ve Sayısallaştırıcı

4.2.8. VDU

Soldaki küçük monitördür. 305 mm lik 12 inç tek renkli monitördür. Sadece alfanümerik bilgileri gösterir. Bu monitör; menüleri, uyarıları, mesajları ve klavye girişlerini gösterir.

4.2.9. Uzaktan VDU Ünitesi (*Remote VDU Terminal(Option)*)

Grafik olmayan VDU monitörde operatörün *Target2* TPS'ye ulaşması sağlanır. Çok kullanıcı için çok monitör bağlanabilir.

4.2.10. Dokümantasyon (*Documentation*)

Target2 dokümantasyonları detaylı bir sistem, kurulum ve servis bilgisine sahiptir. Gerekli olduğunda bu dokümanlara başvurulabilir.

4.2.11. DAT

Dat sürücüsü bir bant donanımdır. Kullanıcı tarafından yapılmış planları ya da sistemdeki verileri yedeklemek için kullanılır. 4 mm' lik *dijital audio cartridge* *taype* kullanır.



Şekil 4.3 Target2 TPS ve bileşenleri.

4.3. Target2'nin Çalıştırılması

Target2 tedavi planlama sistemi, 3 farklı dış (*external*) ışın tedavi planlama opsiyonu sunmaktadır.

- Işın gözü ekranından görünüm (*Beams Eye View: BEV*),
- Eşdüzlemsel olmayan (*non-coplanar*) ışınlarının planlanması,
- Doz hesaplaması ve transfer görüntüsü bulunmayan düzlem görüntüleri,

Çizelge 4.2 Tedavi planlama opsiyon tablosu.

| Planlanan tercih | Ana tercih menüsü yolu | Özetle (<i>Synopsis</i>) |
|------------------------------------|------------------------|--|
| <i>External</i> ışın (2D) | 5 | Hasta konturlarının <i>Bentley-Milan</i> modeline göre girişi |
| <i>Non-coplanar</i> (3D) | 5-3-7 | Hasta konturlarının <i>Bentley-Milan</i> modeline göre girişi ki, herhangi bir düzlemin <i>interpolasyonunu</i> sağlayabilir |
| Düzensiz alan (<i>irregular</i>) | 7 | Düzensiz alan SAR hesaplaması |

3D terimi, bu çalışmada yukarıdaki özellikleri belirtmektedir ve üç boyutlu doz hesaplama algoritması anlamına gelmemektedir.

Target2 TPS; sıralı düzenlenmiş izodoz çizgileri üzerinde bulunan noktalarda doz hesabı yaparken *Bentley Milan* modelini kullanmaktadır. Bu model 3 unsurdan oluşmaktadır. Her bir unsur, izodozun son halinin doğruluğuna katkıda bulunur.

- Planlanan unsur
- Hasta modeli veya kontur (dış hat)
- Işın verileri
- Algoritma

Tedavi planlama sistemlerinde, “*Monitor Units*” hesabında farklı metotlar kullanılmaktadır. Her metodun ışın verilerine ilişkin istediği bilgiler farklıdır. Target2 TPS; genel olarak *Bentley ve Milan* modelini kullanmaktadır. Target2 TPS tarafından kullanılan modeller “çalışma prensibi” bölümünde anlatılacaktır.

Her şeyden önce, Target2 TPS'nin tam olarak anlaşılabilmesi için, 1974 yılında modellenmesi yapılan *Bentley ve Milan Modeli* anlaşılmalıdır.

4.3.1. *Target2*'nin açılması ve kapatılması

4.3.1.1. Sistemin açılması

Target2 TPS bilgisayar ve yan üniteleri normalde her zaman açık tutulur. Yazıcı, renkli yazıcı veya sayısallaştırıcı açılıp kapatılabilir. *Target2* TPS kullanılmadığı zaman sistem açık kalırken monitörler kapatılmalıdır. Eğer sistem kapatıldıysa açılmadan önce en az 10 sn beklenmelidir.

Monitörler ve bilgisayar bileşenleri açık olduğunda sistem otomatik olarak açılmaya başlayacaktır. Açılma aşağı yukarı 3 dakika sürmektedir. İlk 30 sn ekran siyah kalmakta daha sonra işlem mesajları ekrana gelmektedir. *Target2* TPS'de birisi ana panelde diğeri bilgisayarın arkasında olmak üzere 2 tane açma-kapatma düğmesi bulunmaktadır.

4.3.1.2. *Target2* TPS uygulamasının başlatılması

Bundan önceki bölümde sistemin açılması anlatılmıştır. Bu bölümde ise *Target2* TPS'nin açılması anlatılacaktır. Sistem ana sigortadan açılır, güç kaynağı devreye alınır, böylece *Unix* işletim sistemi çalışır ve *Target2* TPS uygulaması için sistem açıldıktan sonra renkli monitörde

“Login as target

Run target y/n ?”

mesajı görünür;

y ↵ (*Return*) işlemi sonrasında, *target* uygulaması görünür

n ↵ (*Return*) işlemi sonrasında, normal ekran görünür

y ↵ (*Return*) işlemi sonrasında *Unix* komutu girilir ya da *“target ↵”* yazılarak

Target2 TPS uygulaması başlatılır. VDU ekranında aşağıda görülen *“Target2 Ana Menüsü”* görülmektedir.

Çizelge 4.3 *Target2* ana menü.

| TARGET2 ANA MENÜ |
|-------------------------------|
| 0. <i>Exit Target</i> |
| 1. <i>Image utilities</i> |
| 2. <i>Patient outlining</i> |
| 3. <i>Patient archiving</i> |
| 4. <i>Beam data utilities</i> |
| 5. <i>External beam</i> |
| 6. <i>Brachytherapy</i> |
| 7. <i>Irregular field</i> |
| 8. <i>Maintain</i> |

Normal *Target2* TPS uygulama yazılımı şu anda operasyoneldir. Bu aşamada kullanıcı, VDU ekranındaki ana menüden istediği menüyü seçmekte serbesttir. Bir menü seçtiği anda renkli ekranda, seçtiği menüyle ilgili bilgiler gelecektir.

4.3.1.3. Kapatma

Bilgisayar yan ünitelerinden kapatılmamalıdır. Sistemin kapatılması gerekirse aşağıdaki şekilde kapatılmalıdır;

Önce, iç menülerden ana menüye dönülür. Ana menüden “0. ↵” (“0. *Exit Target*”) işlemi ile *Target2* TPS uygulamasından *Unix* işletim sistemine çıkılır ve renkli ekrana,

“*Do you wish to back-up all your data [yes]?...* ” mesajı gelir.

Bu aşamada *back-up* yapılıp yapılmayacağı sorulmaktadır. Hastalarla ilgili bilgilerin *Back-up*'ı alınmak istenildiğinde “*yes*↵”, *back-up* alınmadan sistem kapatılmak istenildiğinde “*no*↵” işlemi yapılır. “*yes*↵” işlemi yapılmak istenildiğinde sürücüye DAT takılması gerekir. *Back-up* yapılmadan çıkılmak istenildiğinde, Renkli Monitörde aşağıdaki işlemler yapılmalıdır;

“Do you wish to back-up all your data [yes]?” “no.↵”

Noname ONKOLOJI login : root

Password : Target2

Noname ONKOLOJI# : shutdown -h now ↵

Unix işletim sistemi, açık dosyaları kapatır ve en sonunda “Ok” mesajı gelir. Böylece, renkli ekranda işletim sisteminin de kapatıldığı anlaşılır. Bu şekilde kapatılmasının amacı herhangi bir veri kaybını önlemektir. Direkt kapatma düğmesinin çevrilmesi durumunda verilerin kaybedilmesi söz konusu olmaktadır.

4.3.1.4. Bazı pencerelerin açıklanması

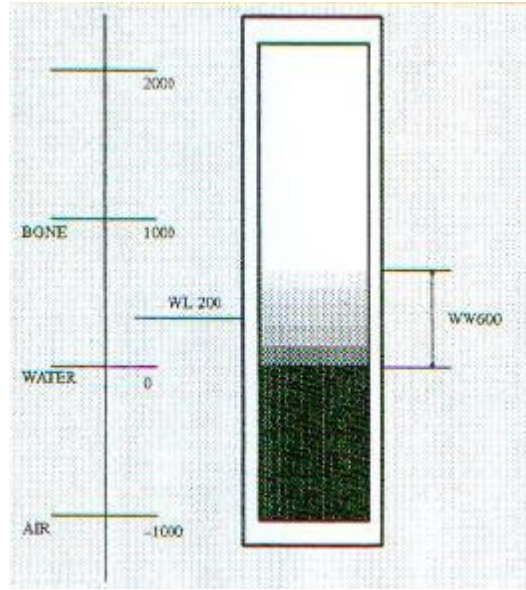
Kontrol ve düzey/genişlik ayarlama penceresi (*Window Controls And Level/Width Settings*)

Radyolojik görüntülerin yoğunlukları *grey scale* başka bir ifadeyle “*hounsfield scale*” olarak adlandırılan bir skala ile tanımlanmaktadır. Target2 TPS, BT numaralarını genelde -1023 ile 2046 arasında değerlerle tanımlamıştır. Tanımlanmış değerler bu pencerede değiştirilebilmektedir. Görüntü alanının genişliği en fazla 3072’ye kadar çıkabilmektedir. En geniş görüntü aralığında 256’lık *grey scale* ile bu renkli monitörde kaliteli bir görüntü ve bu kadar yüksek bir çözünürlük elde edilemez. Bu yüzden, ekranın görüntü alanını azaltarak daha iyi bir görüntü kalitesi elde edilebilir.

Diğer bölgeleri görebilmek için görüntü yoğunluğunda, BT’nin *hounsfield* derecesinin ayarlanması gerekir. Farenin; sol tuşuna her basıldığında düzey/genişlik bir basamak artar, orta düğmeye her basıldığında bir basamak azalır. Farenin tuşları ile oynamak suretiyle istenilen yoğunluk ve genişlik elde edilebilmektedir. Bu işleme “*unit scala*” da denilmektedir.

İmleç bu pencerenin içindeyken fare'nin sol düğmesine basarak pencere düzeyi (*window level*) yukarı veya aşağıya çekilebilir. Pencere genişliği (*window width*) ise farenin orta tuşuna basarak ayarlanabilir.

Yukarı ve aşağıya ok tuşları pencere gri skala düzeyinin yukarı aşağıya ayarlanmasını sağlar. *Shift*'e basılması suretiyle 10 katı etki yapılabilir. Ekranda pencerelerin o andaki değerleri görülür.

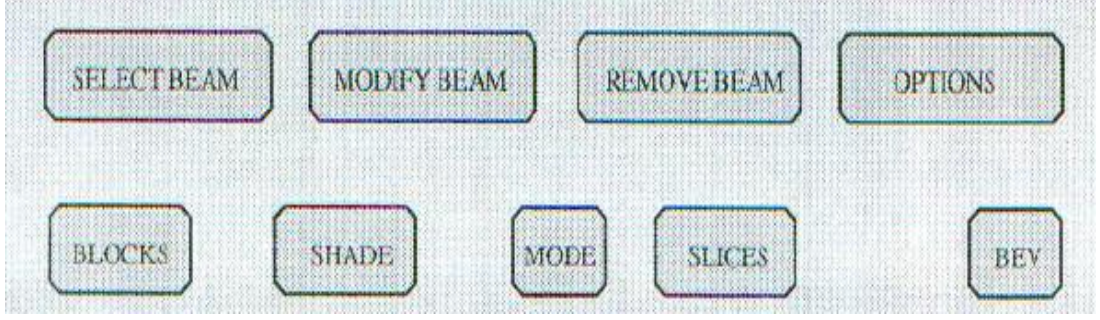


Şekil 4.4 *Green Scala*.

Sadece kemik yapının görülmesi istenildiğinde gri skala düzeyi 1000'e getirilir ve böylece sadece kemik yapılar görülür. Radyoterapi uygulamaları yüksek yoğunluklarda beyaz olarak görülür düşük yoğunluklarda siyah olarak görülür.

Fonksiyonel düğme bölümü (Function Button Area)

Bu bölümde fonksiyon tuşları bulunur. Renkli monitörde bu fonksiyonları kullanabilmek için farenin sol tuşu ile seçilmesi gerekir. Böylece renkli monitörde işlem yapılabilir.



Şekil 4.5 Fonksiyonel Düğmelerin Görüldüğü Pencere.

Uyarı bölümü (Prompt Area)

İşletim sistemi veya programla ilgili uyarılar, bilgiler veya girilmesi istenilen veriler bu bölümde görülür.

Bilgi penceresi (Information Window)

Renkli monitörün aktif alanının sol bölümünde yer alır. Işın, pencere, ssd, açılı, tmr gibi bilgiler yer alır ve bu bilgiler fare ile seçilebilir.

Sun görüş menüsü (Sun View Menu)

Sağdaki grafik ekranının adıdır. *Target2* TPS uygulama yazılımı *sun view* çevresinde *Pop-up* (farenin sağ tuşuna basınca çıkan menü) menüleriyle çalışır. Sağ tuş ile görüntülenen menüden istenilen menü seçilebilir. *Pop-up* menüsünden çıkmak için menünün dışında bulunan bir noktada sol tuşa basmak yeterli olacaktır. *Target2* TPS uygulamaları esnasında *Unix* işletim sistemine bu menüler ile renkli monitörün alt bölümünde yer alan siyah kısımdan da ulaşılabilir. *Target2* TPS uygulama yazılımı çalışırken kullanıcı tarafından başka işlemler de yapılabilir.

4.3.2. Bazı işlem fonksiyonları

Farenin Kullanımı

Fare imleci, çok iyi bir ara birimdir. Fare düğmeleri çeşitli fonksiyonların veya menülerin seçilmesinde, açılmasında kullanılır, yani fonksiyonel tuş olarak kullanılır. Fare ve klavye aynı anda veri girişi için kullanılıyorsa fare kullanılırken klavye devre dışı kalmaktadır. İkisi aynı anda kullanılmaz. Klavyenin kullanılması, fare imlecinin aktif alanın dışında kenarda bir yerde kullanılmayan durumda olması gerekir, ya da ekranın alt bölümünde yer alan siyah bölgede bulunmalıdır.

Klavye (*Keyboard*)

Bu klavye özel bir klavyedir. Üzerinde Unix işletim sistemine özel; *QWERTY*, ayrı bir numara, fonksiyon “*kaypad*”leri bulunmaktadır.

| | |
|------------------|---|
| <i>Return</i> | : <i>enter</i> gibi kullanılacaktır. |
| <i>Escape</i> | : <i>Target2</i> TPS tarafından kullanılmaz. |
| <i>Control A</i> | : bir üst menüye geçmeyi sağlar. |
| <i>Control C</i> | : <i>Unix</i> seçeneğine geçmeyi sağlar |
| \ | : O andaki yazıları siler |
| <i>Y</i> | : <i>Yes</i> anlamına gelir |
| <i>N</i> | : <i>No</i> anlamına gelir |
| <i>TAB</i> | : <i>TAB</i> tuşu fonksiyonu yapar. |
|) | : bu işaretlerin bir anlamı yoktur. |
| <i>Space bar</i> | : Bu tuşa basıldıkça bir numara üstünü koyar. |

Numeric keypad iki tane kullanımı vardır. *Numlock off* olduğunda aşağıdaki fonksiyonlara sahiptir.

cursoru kontrol eden düğmeler

Home : Datanın başına alır

End : Yazdıkların en sonuna alır.

Oklar sağ-sol-yukarı aşağıya alır.

Pg Up : En yukarı götürür.

Del : Silmek için kullanılır.

Ins : Araya girmek için kullanılır

Pause : Bu tuşlar *targette* kullanılmaz.

PrSc : Bu tuşlar *targette* kullanılmaz.

Scroll : Bu tuşlar *targette* kullanılmaz.

Lock : Bu tuşlar *targette* kullanılmaz.

Break : Bu tuşlar *targette* kullanılmaz.

Arithmetic keys

= : Eşittir

/ : Kullanılmıyor

* : Kullanılmıyor

+ : Listedeki grupları belirlemek için kullanılır

- : - işaretidir

. : virgül işaretidir. Rakamları ayırmak için kullanılır.

Numlock on iken 0-9 kadar numaraları yazabilirsiniz. Ana klavyedeki görevlerle aynıdır.

UNIX Keypad

Kullanılmamaktadır. Diğer tüm klavye fonksiyonları *Target2* TPS sisteminde kullanılmaktadır.

Optik Mouse

Sol Düğme

Aynı zamanda seçme düğmesi olarak adlandırılır. Bu düğme listeden seçmek için kullanılır. Her düğmeye basıldığında *LEVEL/WIDTH* bir basamak artar iki defa sık sık basıldığında 10 adım atılır.

Orta Düğme

En son ne girildiyse o veriyi geri almak içindir. *LEVEL/WIDTH* lerde bir defa bastığınızda bir adım geri alır iki defa bastığınızda 10 adım geri alır.

Sağ Düğme

Pencere ile yapılan işlemler bittiğinde bu düğme kullanılır, bitirme düğmesidir.

4.3.3. Target2'nin çalışma prensibi, kullanılan algoritmalar ve modeller

4.3.3.1. Hasta modeli

Hasta modellemesinde aşağıdaki konular araştırılmalıdır.

- terminoloji
- koordinat sistemleri
 - hasta koordinatları
 - organ koordinatları, dış hat doğrulaması ve ara değerlendirme
 - doz koordinatları ve doz *matrix* tanımlaması
 - ışın koordinatları
- bilgisayarlı tomografi(BT) görüntülerini sıralama

4.3.3.2. Terminoloji

Normal hasta modeli; BT transfer kesitlerinden müteşekkil ve bu kesitleri saran hasta dış hattından oluşmalıdır. Hasta modeline, doz hesabı veya doz raporu (doz hacim *histogramını* içeren) amacıyla sınırları belirlenmiş dâhili anatomik yapılar ilave edilebilir. Hasta modellemesinde kullanılan bazı terimler aşağıda açıklanmıştır:

Outline :Anatomik yapıların soyutlandığı veya *markerların* konum belirleme amacıyla kullanıldığı hasta dış hattıdır. Bu hasta dış hattı, Target2'nin kullandığı koordinat sistemindeki Z eksenini sarmaktadır.

Outline set :*Ortagonel* bir set olduğu kabul edilir. Her bir kesitin dış hattının *enterpolasyon* yolu ile birleştirilmiş halinden ibarettir.

Feature :Her bir farklı yapıyı ifade eder. Pek çok tipi ve niteliği vardır. Farklı yoğunluklara sahip olabileceği gibi pek çok ortak özellikleri de bulunmaktadır.

Target :Işınlanmak istenilen hedef hacim tanımlar.

Heterojenite :Farklı yoğunluklu yapıları tanımlamaktadır. Tümör yoğunluğu, farklı yoğunluklu yapıların içinde yer alan tümör yoğunluğu da dâhil olmak üzere 1(bir) kabul edilmektedir. Mesela, akciğerdeki tümör yoğunluğu 1 iken tümörün çevresindeki akciğer yoğunluğu ise 0,3 olarak tanımlanmıştır.

Structure :*Heterojenite* dışındaki bütün yapıları kapsar, yoğunluk girilmez sadece farklı bir yapı olduğunu belirtmek için çizilir.

Marker :Doz hesabına bir katkısı bulunmadığından doz hesaplarında dikkate alınmaz. Yuvarlak veya çizgisel metal yapı olup hastanın cildine yerleştirilir.

Fanplane : Bir noktasal kaynaktan çıkan ışınların, *diverjansiyel* yol çizgilerinin yelpazeye benzer oluşturdukları düzlemi ifade eder.

Fanline : *Fanplane*'da yer alan her bir ışın çizgisine verilen addır. Her bir *Fanplane*'da 47 adet bulunur.

4.3.3.3. Koordinat sistemleri

Target2 Tedavi Planlama Sisteminde kullanılan koordinatlar alt indisler ile belirlenmiştir.

Çizelge 4.4. Koordinat sistemi tablosu.

| | Orjin | | Hastayla İlişkili Oryantasyon |
|--------------------------|--|--|--|
| | x/y | z | |
| Hasta X_p, Y_p, Z_p | İmaj görünümünün merkezi | Düzlem (masa) pozisyonu | Ayak görünümünden farz edilen imaj ve pozitif Z en üstündür |
| Doku P_f, Q_f, Z_p | X_f, Y_f - kesit dokunun merkezi | Düzlem (masa) pozisyonu | Ayak görünümünden farz edilen imaj ve pozitif Z en üstündür |
| Doz X_d, Y_d, Z_d | İki boyutlu hasta orjini Üç boyutlu kullanıcı tanımlaması | İki boyutlu kesit seçimi Üç boyutlu kullanıcı tanımlaması | İki boyutlu kesit düzlemi seçildi Üç boyutlu GA_d, TA_d & CA_d taklit ışınlarıdır |
| Işın X_b, Y_b, Z_b | SSD SSDm'nin yeri ISO <i>izosenter</i> | SSD SSDm'nin yeri ISO <i>izosenter</i> | İki boyutlu GA_b & CA_b ışınlarından Üç boyutlu GA, TA & CA ışınlarından |

4.3.3.4. Hasta koordinatları

Hasta koordinat sisteminin X/Y orijini, renkli ekranda görünen Bilgisayarlı Tomografi (BT) imaj penceresinde görünen imaj alanının merkezi olarak belirlenir. Bu orijin noktası, ışın izomerkezi veya hasta doz noktasına dair bir girdi veya çıktı alınması amacı içindir.

Z *axis* orjini; BT tarayıcısından alınan imajların masa (*couch*) pozisyonlarından veya sayısallaştırıcı (*dijitayzır*) ile manuel girilen konturun (*outline*) *axise* olan mesafesinden belirlenir.

Target2 TPS, hastanın başına doğru olan yönü pozitif kabul eder. Bu kabul *DICOM* ve bütün BT tarayıcılarının ortak görüşüdür. Buna rağmen bazı BT tarayıcıları başa doğru olan yönü negatif kabul etmektedir. Bu yüzden koordinat sistemlerinin eksenlerinin artı eksi yönlerine dikkat edilmesi gerekir.

X,Y,Z hasta koordinat sisteminde zaman hesabı yapılacak noktanın doz düzleminde tanımlanması nispidir (*relative*). Burada *gentry*, masa ve *kolimatör* açıları merkezi *fanplene*'de sınırsız seçenek sunmaktadır.

Doz düzleminin nispi (*relative*) Hasta koordinat sistemi bakımından tanımlanması *gentry*, masa, kolimatör açıları ile belirlenen merkezi *fanplane* ssd'sine bağlıdır.

Hasta koordinat sisteminin orijini merkezi kesitin merkezi olarak belirlenir. Merkezi kesitin dışındaki bir kesitin dış hattı, merkezi kesite uygun oluşturulur ve görüntülenir. Genel olarak 2D hesaplamalarında izodoz; merkezi kesitin dışındaki bir kesit için, aynı kriterlerin kullanılması suretiyle merkezi kesit ile karşılaştırma yapılır ve 512 noktalık renkli ekran görüntüleyicisi ya da 4096 noktalık izodoz çizicisindeki doz matrisi yardımıyla çizdirilir.

4.3.3.5. Doku koordinatları, kontur doğrulaması ve *interpolasyon* (3D planlamada ara değer hesaplaması)

2 boyutlu tedavi planlamada, bir dış hat (kontur) grubu içinde her bir kontur ayrı bir öğedir. Referans olmayan bir kesitin hesaplaması yapılırken grup (set) içinde yer alan diğer kesitlerin planlaması da yapılmış olmaktadır (heterojinite düzeltme faktörü kullanılan BT imajlarında yer alan bilgiler hariç).

Üç boyutlu planlama için öncelikli olarak kontur seti'nin onaylanması gerekir. Bu onay için belirlenen prosedürün yerine getirilmesi gerekir.

Üç boyutlu planlamaya girilirken her doku kontur kabul edilir ve yeri $O(x_p, y_p, z_p)$ hasta (*patient*) dairesel koordinatlarına dönüştürülerek belirlenir.

$O(\rho_f, \Theta_f, z_p)$ orijini; bu uzaysal noktayı merkez alan (x_f, y_f) merkezli dokunun x ve y yönlerindeki ortalama minimum ve maksimum boyutları merkezidir.

Eğer doku, dışı yakında bulunan bir doku ise, en yakın nokta merkez olarak seçilir. Sonra, dış hat içinde yer alan bütün dokular; *gridler* ve bu *gridlerin* $5^\circ \Theta$ açıları ve *interpolasyon* ile $O(\rho_f, \Theta_f)$ koordinatlarında yeniden tanımlanır.

Doku koordinatlarının dönüştürülmesi, sonra da komşu merkezlerin aynı Θ açısı ve aynı noktaları arasında doğrusal *interpolasyon* yapılması, z eksenini boyunca bütün dış hattın *interpolasyonunu* sağlar.

Düzenli doku koordinatları *interpolasyonu* olabilir, bununla beraber $O(\rho_f, \Theta_f, z_p)$ koordinat sisteminin ters dönüşümü orijinal kesit düzlemine dönüşü sağlar, artık $O'(x_p, y_p, z_p)$ noktası $O(x_p, y_p, z_p)$ ile aynı değildir. Bu, özellikle bir

dokunun konkav yüzeyinde doğrudur. Sanal ışın yüzey merkezlerinde de doğrudur (orta hattın yakınında yer alan akciğer yüzeyi gibi).

Dış hat doğrulama prosedürleri, dokuları ikiye ayırmak suretiyle konkavlığın derecesini azaltır. Sağ akciğer için yukarıda örneklendirildiği gibi, bölünen dokunun iki parçası aralarında boşluk bırakarak ayrılırlar. Eğer eşdeğer boşluk hacmi büyükse ve bunun için bir düzeltme faktörü gerekiyorsa heterojenler için bu oluşum doz dağılımını etkiler.

Target2 TPS, hesaplama için kullanılan ayırma işlemi sonucunda ortaya çıkan görüntüyü sadece hesaplama için kullanmaktadır, kullanıcısının orijinal doku konturu olarak sunmasından önceki bu kararı sonuç olarak görmesine izin vermez (düzgün ve bölünmüş versiyon).

4.3.3.6. Doz kordinatları ve doz *matriks* tanımlaması

İki boyutlu planlamada doz hesaplama düzleminin tanımı, kontur seti tarafından düzlem tanımlama transferiyle sınırlıdır.

Üç boyutluda böyle bir sınırlama yoktur ve doz düzlemi tanımlı olabilmektedir. Doz düzlemi ışın sureti olarak aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

Işın sureti güncel tedavi planında var olmayan gerçek olmayan bir ışındır fakat sade doz planını tanımlamaya yardımcı olur. Doz planı bu ışının merkez fan planıdır. (IEC Y eksen) Doz planının orta pozisyonu ışın suretinin izomerkezi olarak tanımlanır, X_{pd0} , Y_{pd0} , Z_{pd0} koordinatları ve doz planının uyumu *gantry* tarafından tanımlanır, masa ve *kolimatör* düzlemi $G_{Ad}, T_{Ad} \& C_{Ad}$ ışın suretleridir.

Dış konturun içerisinde doz hesaplama noktalarının tanımlanması, düzgün sıralanmış iki boyutlu kontur veya üç boyutlu doz düzlemi üzerinden seçilir. İzodoz pozisyonları doz matris noktasının değerinin lineer *interpolasyonu* tarafından bulunur.

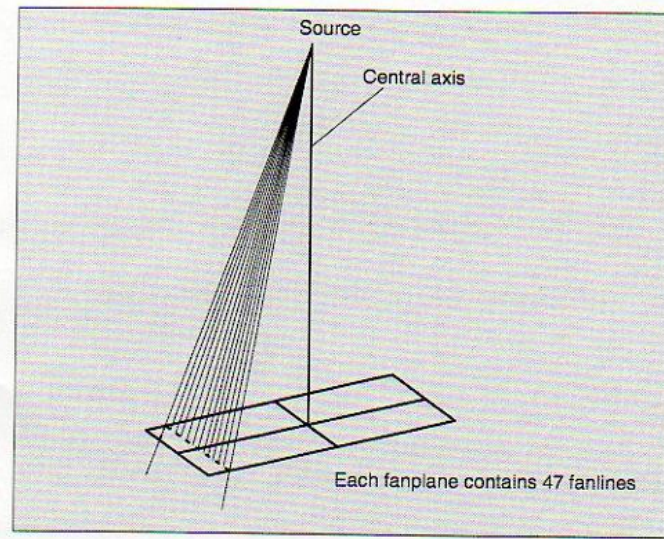
İzodoz çizgi pozisyon hataları, eğer uzamsal 6 mm den daha büyükse 2 mm'yi geçebilmektedir. En uygun *matriks* çözünürlüğü 4 mmdir. Bu hatırlatmaların önemi doz yayımlarının görünümünde yakınlaştırma kutusunun kullanımındır (İmaj piksel ebatları karşılaştırma şartı varsa)

Çizelge 4.5 *Matriks* alanı ve çözünürlük tablosu.

| | Kafa | Vücut |
|--|-----------------------|-----------------------|
| Hasta boyutu | 190 mm x 230 mm | 350 mm x 220 mm |
| Çap ayarı (<i>scan diameter</i>) | 250 mm | 400 mm |
| <i>Target</i> piksel size | 0.78mm | 1.25 mm |
| <i>Matriks Alanı (Matrix size)</i> | | |
| <i>Fine-4096</i> | 58 x 70 <i>points</i> | 80 x 51 <i>points</i> |
| <i>Coarse-512</i> | 21 x 24 <i>points</i> | 28 x 18 <i>points</i> |
| <i>Coarse with x 2 zoom</i> | 21 x 24 <i>points</i> | 28 x 18 <i>points</i> |
| <i>Uzaysal Çözünürlük (Spatial resolution)</i> | | |
| <i>Fine-4096</i> | 3.3 mm | 4.4 mm |
| <i>Coarse-512</i> | 9.6 mm | 12.5 mm |
| <i>Coarse with x 2 zoom</i> | 4.5 mm | 6.3 mm |

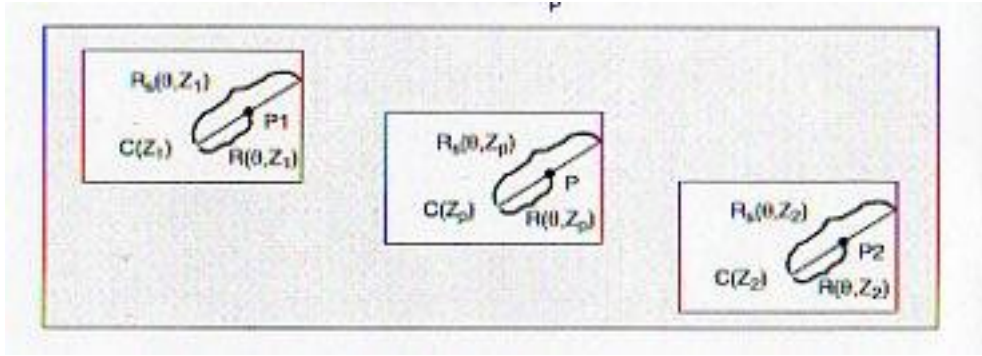
4.3.3.7. Işın koordinatları

Işın yelpaze geometrisinden ışın verileri elde edilir ve saklanır. Bu ışın geometrisinin koordinat sistemi ssd'li ışının; merkezi axta orijini bulunan ve aşağıda diagramı gösterilen *diverjansiyel* koordinat sistemi'dir.

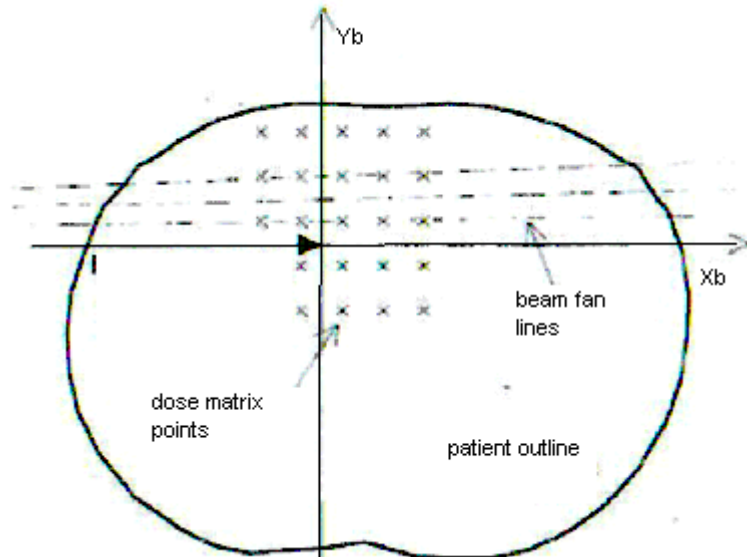
Şekil 4.6 47 *fanline*'nin oluşturduğu yelpaze şeklindeki *fanplane*'nin gösterimi.

Işın verileri fan ışın geometrisinde elde edilir ve saklanır. SSD üzerinde ışın ekseninin ortası, orijine olan çeşitli bir koordinat sistemidir aşağıdaki diyagramda gösterilmiştir:

Özel ışın geometrisi konturu için, doz hesaplama noktaları ışın orijinine çevrilir (SSD'de) ve *gantry* düzlemine dönülür. Bu dönüştürmeler, aşağıdaki diyagramda gösterildiği gibi hasta koordinat sistemi x,y 'den ışın X_b, Y_b koordinat sistemine olur.



Şekil 4.7 Hasta koordinat sistemi x,y 'den ışın X_b, Y_b koordinat sistemine geçişi.



Şekil 4.8 Işın koordinat sisteminde doz *matrks* noktalarının ışın çizgileri üzerinde gösterimi.

Sonra, bir sonraki transformasyon *diverjansı* için hesaplanır ve *ortogonal* koordinat sistemiyle sonuçlanır. Böylece tüm konturlar ve doz hesaplamaları noktaları dönüştürülür.

$$y_b' = Y_b \cdot [SSD_m / (SSD_m + X_b)] \quad (4.1)$$

Bu koordinat sistemine göre derinin altındaki derinlik şu formülden kolayca hesaplanabilir.

$$d(X_b, y_b') = X_p - X_o(y_b') \quad (4.2)$$

Konturun x_o in y_b fonksiyonunu etkilediği yerde derinlik, d , merkez eksen boyunca hesaplanabilir.

$$\text{Tarnsform başvurusu (} applied) y_b' = y_b \cdot [SDD_m / (SDD_m + X_b)] \quad (4.3)$$

Not: Bu başvurular ışının merkez eksenini içeren kesit içindir:

Eğer kesit ışının merkez eksenini içermezse, d derinliği; ışın yolu üzerinde doğruya yakın eşdeğer bir değer olarak alınır. Geometrik dönüşümle kesitin merkezi eksenini içerdiği kabul edilir ve bu durumda 2D yaklaşımı uygulanır.

4.3.3.8. İki transfer düzleminden eğik düzlemin *interpolasyonu*

Doz doğrulamaları için BT kesit numaraları kullanılır. BT numaraları, tüm konturlar için tanımlanan BT kesitlerinin transferinden belirlenir. Bunu yapabilmek için iki metot kullanılır:

İlk olarak kesitten, BT numarasına en yakın nokta alınır. Eğer, vücut ya da heterojenlerin büyüklüğü farklıysa ya da pozisyonları bir kesitten bir sonraki kesite geliyorsa, bu süreç bir basamakla sonuçlanacaktır; iki kesitin arası hesaplanacak ve bir değer üretilecektir. Bazı durumlarda bu yaklaşım, doz hesaplamalarında çok farklı etkiye sahip değildir.

İkinci olarak BT numaraları aşağıdaki gibi, vücut kontur şeklinin *interpolasyonun* kullanılmasını belirler ve bitişik kesitlerden BT numaraları heterojen seçiminde kullanılır.

Yapı merkezinin pozisyonunun $C(z_p)$ ara yüzey kestirimi, bitişik kesitler $C(z_1)$ ve $C(z_2)$ 'den üzerinden hesaplanır.

P noktasının θ açısı ve $R(\theta, z_p)$ yarıçapı yardımıyla merkezi nokta hesaplanır, θ açılı ve $R(\theta, z_1)$ ve $R(\theta, z_2)$ yarıçaplı iki bitişik kesitte bulunan yapıların $R_s(\theta, z_p)$ yüzey yarıçapı hesaplanır.

θ açılı kutupsal yarıçaplı yapıların merkezi, bitişik kesitlerdeki uygun noktalar aşağıdaki formül ile bulunarak hesaplanır.

$$R(\theta, z_1) = [R_p(\theta, z_p) / R_s(\theta, z_p)] \cdot R_s(\theta, z_1) \quad (4.4)$$

$$R(\theta, z_2) = [R_p(\theta, z_p) / R_s(\theta, z_p)] \cdot R_s(\theta, z_2) \quad (4.5)$$

P1 için kartezyen koordinatlar, P2 den belirlenebilir. Bu nokta değerleri, Z_p orta kesiti üzerinde ara değer olarak üretilir.

4.3.3.9. Kesit *interpolasyonu*

Uygun hesaplama zamanını yapabilmek için, ilk olarak BT matrisleri 80x80 piksele indirgenir; bu indirgenmiş kesitler *fanline* veri hesaplaması sürecinde renkli ekranda görülür.

Her bir *fanplane* 47 *fanline* boyunca BT değerlerinden oluşur ve renkli ekranda görülür. Bu gösterilen veriler, ışın koordinat sistemindedir. Bu değerler seçilen doz planı için final doz hesaplamasında kullanılacaktır. 47x47 matrisin her bir *fanline*'ı boyunca ortalama BT değerleri renkli ekranın farklı bir alanında görünür, her bir *fanline* aynı zamanda benzer şekilde oluşur. Geçerli ışın için bu oluşum, düşük çözünürlüklü uygun BT görüntüsünün ışınların gözüyle görünen görüntülerin bütünleşmiş halidir.

Not edilmelidir ki, bütünleşmiş görüntüler her zaman kare matris gibi gösterilir, Ayrıca, dikdörtgensel ışınlar için iki farklı aks olacaktır. Sonra, bütün *fanline*'lar boyunca BT verileri belirlenmiş olur. Doz hesaplama metotları 2D planlamada olduğu gibidir

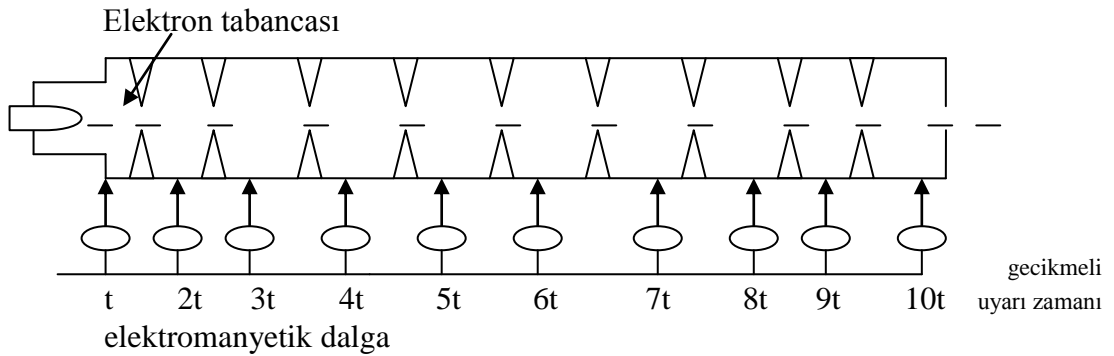
5. GEREÇ, YÖNTEM VE VERİLERİN ALINMASI

5.1.Verilerin Alınmasında Kullanılacak Elemanlar

5.1.1. Tedavi cihazı

Lineer hızlandırma, elektronların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalga (EMD) kullanılarak hızlandırılması işlemidir.

İletken bir metalden oluşan odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalga, odacığın ortasındaki kanala iletilir ve elektron odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak ilerleyerek gittikçe hızlanır. Odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur (Şekil 5.1).



Şekil 5.1 Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü

Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımı belli aralıklarla (saniyenin binde biri aralıklarla) titreşim oluşturur. Bu titreşimler *magnetron* veya *klystron* ve aynı zamanda elektron tabancasına gönderir. *Magnetron*, elektromanyetik dalgalar üreten, *klystron* ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. *Klystron* ile *magnetron*dan daha fazla güç elde edilir. 15 MeV'dan daha büyük elektronlar için *klystron* kullanılır. *Magnetron* ve *klystron*dan

çıkan elektromanyetik dalgalar, dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe gelir. Elektron tabancasından elde edilen elektronlar tüp içine gönderilir. Elektron enerji kazanmak için elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilir. Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olması frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutmak ve böylece daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için ise vakum pompası kullanılır.

Vakum altında hızlandırılan elektronlar, yaklaşık 3 mm kalınlığında bir kalem demet oluştururlar ve maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için bu demet saptırıcı miknatista 90^0 veya 270^0 saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir (Lauger, 1995).

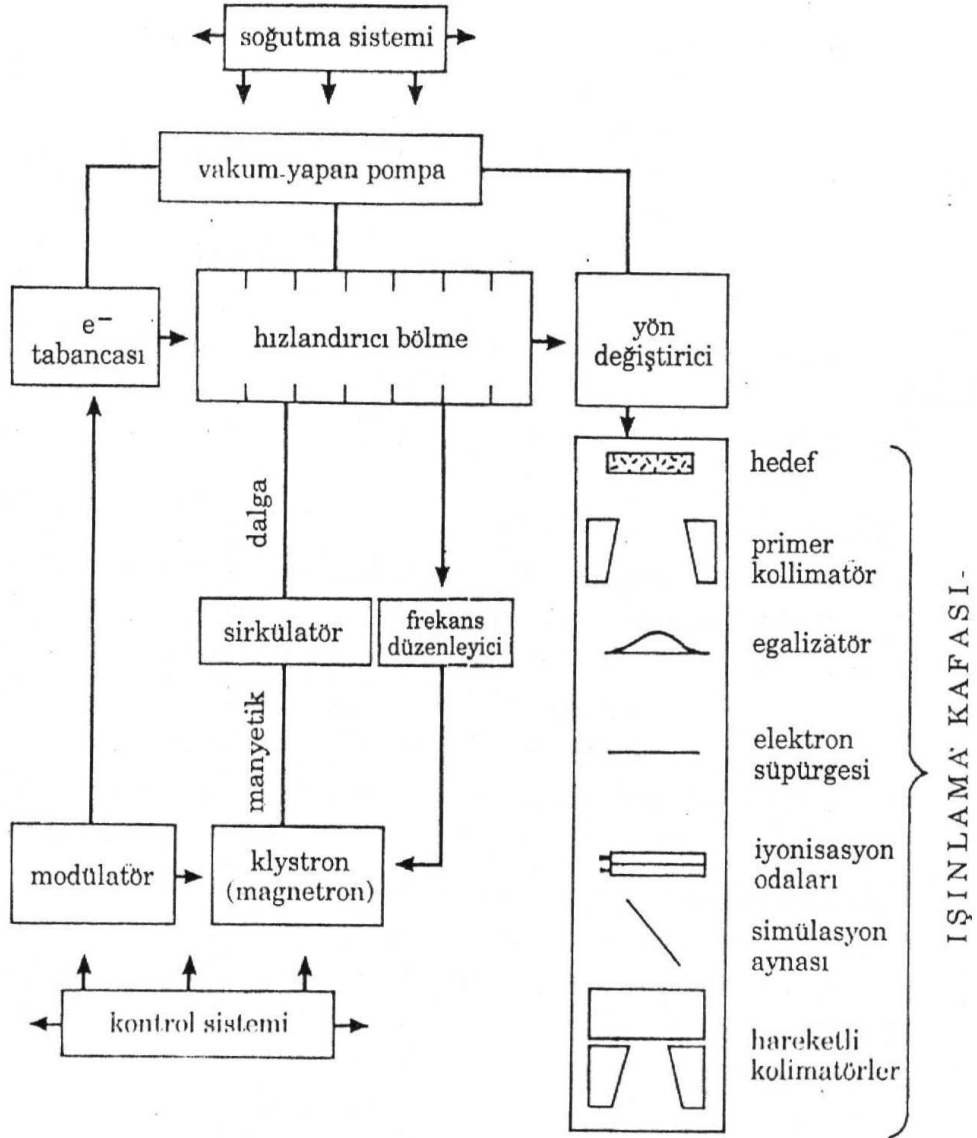
Cihazın kafasına gelen elektron demeti yüksek atom numaralı tungsten hedefe çarpıtılarak yüksek enerjili foton demetleri elde edilir. Işın hastaya verilmeden önce düzeltici filtrelerden geçirilir. Elektron demeti elektron modunda kullanılacaksa elektron saçıcı foillere gönderilerek demet yayılır ve homojen bir elektron demeti elde edilerek doğrudan tedavide kullanılır (Şekil 5.2) Saçıcı foil ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. *Foil* kalınlığı elektronlarda önemlidir. Çünkü metale gelen elektronların bir kısmı *bremssstrahlung* etkisi ile X-ışınları oluşturabilir. Bu yüzden foil kalınlığı yeterince ince olmalıdır (Lauger, 1995).

Düzeltilen filtreler W ve Al'dan yapılmıştır. Cihazın kafası içinde primer *kolimatörler*, monitör iyon odaları, ışık demeti sistemi ve ayna sistemi bulunur. Ayarlı *kolimatörün* alt kısmında *wedge* filtre ve koruyucu blok tepsisini takmaya özel yerler vardır (Johns, 1971).

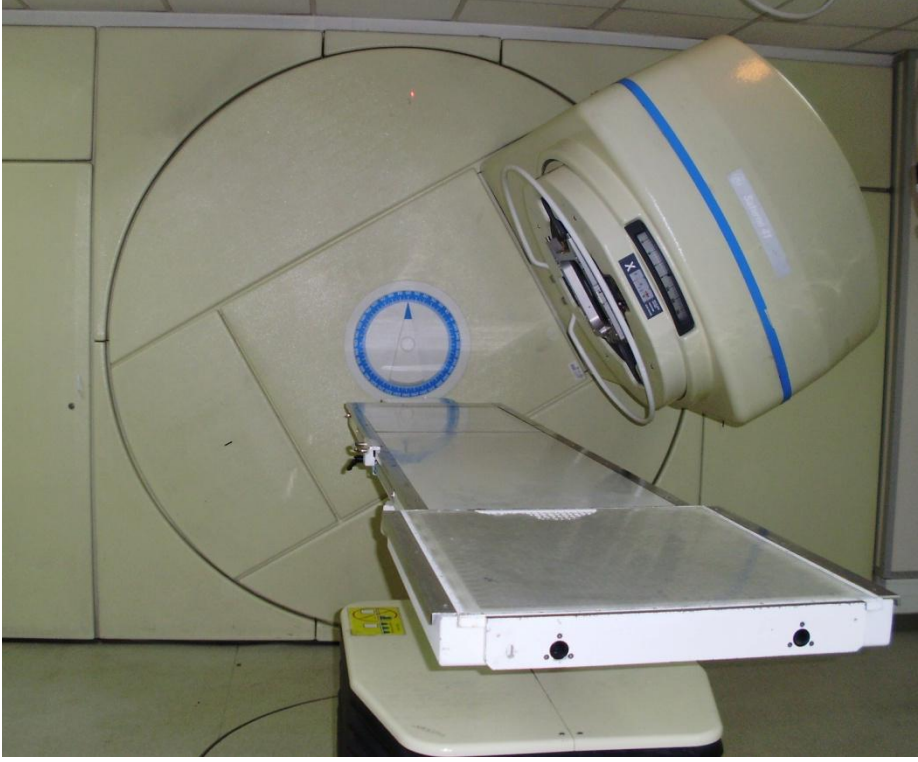
Işın şekillendikten sonra iki ayrı monitör iyon odasına gelerek ışın demetinin şiddeti ve simetrisinin düzgün olup olmadığını kontrol edilir. Sekonder *kolimatörde* bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile tedavi alanı oluşturulur (Rockville, 1981).

Satürne-41 lineer hızlandırıcı cihazında, 6MV, 15 MV foton ışınları ile 6, 9, 12, 15 MeV elektron ışınları mevcuttur. Cihazda SSD=100 cm 'de alan, foton modunda 2×2 cm²'den 40×40 cm²'ye kadar, elektron modunda *trimerler* ile 2×2 cm²'den 30×30 cm²'ye kadar açılmaktadır. Simetrik tedavi alanları, cihazdaki sekonder *kolimatörlerde* bulunan X_1 , X_2 ve Y_1 , Y_2 hareketli çeneleri ile

sağlanmaktadır. Cihazda 60^0 'lik otomatik *wedge* bulunmaktadır. *Wedge*'li alanlar $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'den $20 \times 40 \text{ cm}^2$ 'ye kadar açılmaktadır (Slessinger, 1993).



Şekil 5.2 Lineer hızlandırıcı cihazın yapısı.



Şekil 5.3 Satürn41 cihazının.

5.1.2. Fantom

Welhöfer WP600 3 Boyutlu Su Fantomu

Işına ait Derin Doz, Profili, İzodoz Dağılımı, Doz Verimi gibi dozimetrik ölçümlerin yapılmasını sağlayan ve buradan elde edilen verilerin analizini yapan bilgisayar kontrolü sistemdir.

Su fantomunda alan ve referans detektörü olarak IC10 model iyon odası kullanılmaktadır. İyon odasının hacmi 0.14 cc'dir. Su fantomunun fiziksel hacmi 58(E) x 61(D) x 53(Y) cm³ ebatlarında olup, mekanik limitleri x=48 cm, y=48 cm, z=48 cm'dir. Duvar kalınlığı ise 1.2cm'dir. Software olarak WP600C versiyonu kullanılmaktadır.

Detektörler WP5007 model elektrometreye bağlı olarak kullanılmaktadır. Elektrometre ve bütün su fantomu kontrolleri CU500 model ana kontrol ünitesine, ana kontrol ünitesi ise RS232 tip bilgi iletişimi ile de Intel işlemcili bilgisayara bağlıdır (Coggle, 1977).



Şekil 5.4 WP 600C Su fantomu ve su tankı.

Katı Fantom

Temel doz dağılımları genellikle kas ve yumuşak doku yoğunluğuna çok yakın yoğunlukta olduğu için suda ölçülür. Ölçüm için su ortamının seçilmesinin diğer bir nedeni de tekrarlanabilir ölçüm özelliğinin olmasıdır. Suda ölçüm yapmanın en önemli dezavantajı kullanılacak olan iyon odası veya diyotların su geçirmez olması gerekliliğidir. Her zaman su kullanmak çok pratik olmayacağından katı su fantomları dizayn edilmiştir. İdeal olarak konu edilen materyalin su eşdeğeri olabilmesi için, efektif atom numarası, gram başına elektron sayısı, kütle yoğunluğu suyla eşit olmalıdır. Ancak MV foton ışınlarında en dominant etkileşme şekli *Compton* etkileşmesi olduğundan kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır (Coggle, 1977).

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot (Z/A) \quad (5.1)$$

ρ_m : kütle yoğunluğu ; ρ_e : elektron yoğunluğu ; N_A : *avagadro* sayısı (6.022×10^{23}).



Şekil 5.5 Katı fantom.

5.1.3. Elektrometre

Çok küçük doğru akım şiddetini ve voltajını ölçmeye yarayan alettir. Bir kadranlı elektrometre, yüklü iki nokta veya bölge arasında meydana gelen elektrostatik kuvvetleri ölçmeye yarar. 0,01 volta kadar düşük potansiyel farkını ölçmek mümkündür. Bir vakum tüp elektrometresi, son derece küçük doğru akım şiddeti ve voltajını ölçmede kullanılır. Elektrometrenin ibresiyle ölçülen değeri görmek için çok küçük akım veya voltaj yükseltilir. Çok hassas olan bu elektrometreler, 50 elektron/saniye kadar küçüklükteki akımı ölçebilir.

Titreşimli elektrometrenin, plakalı kondansatörü vardır. Plakalar arasında hareket eden titreşim parçası kondansatörün kapasitesini değiştirir. Bu bir voltaj değişikliği meydana getirir. Neticede kondansatör doğru akımı, kolayca yükseltilebilir alternatif akıma çevirir (Coggle, 1977).



Şekil 5.6 Elektrometre

5.1.4. NE 2571 0.6 cc *Farmer* iyon odası

2571 0.6 cc *Farmer* iyonizasyon odası, 0.15 MV-35 MV foton, 5 MeV- 35 MeV elektron enerji aralıklarının doz ölçümünde kullanılabilir.

Farmer tipi iyonizasyon odası saf alüminyumdan yapılmış merkezi elektrotu, yüksük şeklinde saf grafitten ince bir duvardan oluşan dış elektrotu vardır. 10 metre uzunluğunda düşük gürültülü *triaksiyal* TNC konektörlü kablosu vardır. Dış elektrot iç yarıçapı 6.3 mm, iç elektrotu dış çapı 1.0 mm iç elektrot uzunluğu 20.6 mm'dir (Platzman, 1958).



Şekil 5.7 NE 2571 0.6 cc *Farmer* iyon odası.

5.1.5. *Farmer* dozimetre

NE *Technology* 2570/1 model dozimetre cihazı iki adet büyük pille çalışmaktadır. Cihazda batarya voltajı, test için 10V değeri ve polarizasyon voltajı görülebilmektedir. Polarizasyon voltajı $250V \pm \%1$ V olmaktadır.

İyon odası olarak 0.03cc, 0.6cc, 0.06cc kullanabilme seçenekleri vardır. Okuma hassasiyeti düşük ve yüksek olarak seçilebilmekte olup, sıfır ayarı yapılabilmektedir. Doz (Gy) ve yük biriminden (nC) olarak ölçüm alınabilmektedir. Basınç, sıcaklık ve düzeltme faktörü girilmekte olup, dozimetrenin arkasındaki voltaj bölücü(V, V/2, V/4, V/8) anahtarı bulunmaktadır (Platzman, 1958).

5.2. Target2 Tedavi Planlama Sisteminde İstenilen Veriler Profil

Target2 tarafından her alan için 5 adet profil istenilmektedir. İstenilen profil derinlikleri Çizelge 5.1’de verilmiştir.



Şekil 5.8 Dozimetri.

Çizelge 5.1 Profillerin alınacağı derinlik değerleri

| Profil | Derinlik |
|--------|---|
| CAX 1 | d_{\max} |
| CAX 5 | $d_{\max} + (4x \text{ CAX separation})$ |
| CAX 9 | $d_{\max} + (8x \text{ CAX separation})$ |
| CAX 13 | $d_{\max} + (12x \text{ CAX separation})$ |
| CAX 17 | $d_{\max} + (16x \text{ CAX separation})$ |

5.2.1. Derin doz eğrisi

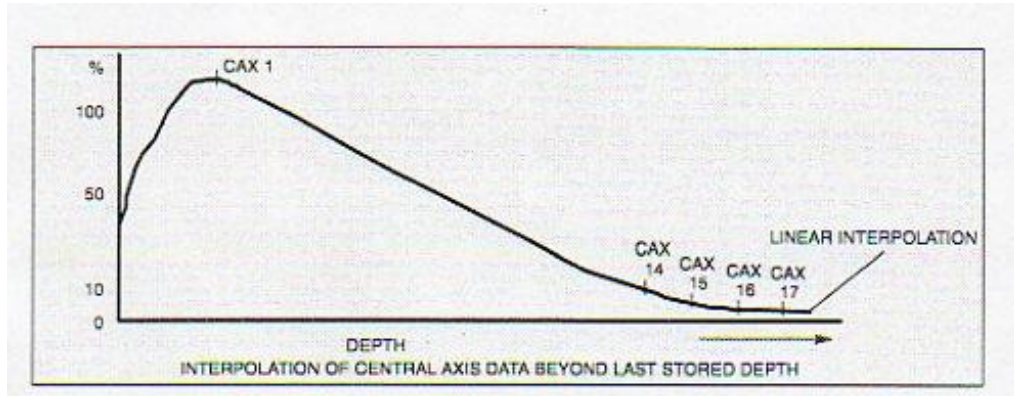
Her bir alan için 1 derin doz eğrisi istenilmektedir. Derin doz eğrisi, su yüzeyinden lineer *interpolation* sağlandığı derinliğe kadar istenilmektedir. Bu derinlik de yaklaşık olarak profil sayısı, profiller arası uzaklık, elektronik dengenin sağlandığı d_{\max} derinliğine bağlı olarak,

$$\text{Ölçüme Başlama Derinliği} = d_{\max} + (\text{Profil sayısı} - 1) \times \text{CAX} \quad (5.2)$$

eşitliği ile bulunabilir.

15 MV için Ölçüme Başlama Derinliği = 2,40cm+(5-1)X8cm=34,4cm.

15 MV enerjili fotonların derin doz eğrilerinin 34,4cm derinlikten itibaren alınması gerekir.



Şekil 5.9 Derin doz eğrisi

5.2.2. Alan

4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 40x40 cm²

alanlarında Target2 tarafından;

- profil,
- derin doz eğrisi,
- yüzey dozu,
- geri saçılma faktörü (*Back Scatter Factor=BSF*),

istenilmektedir.

5.2.3. Alan açıklık faktörleri

Aynı şartlarda 4 x 4 cm² alandan 40 x 40 cm² alana kadar *output* okuması yapılır. 10cmx10cm alana normalize edilir. Normalize değerler *output* faktörü olarak adlandırılır. Target2 TPS'ye aktarılır.

5.2.4. Alana bağlı yüzey dozları

Çizelge 5.2 Alana bağlı yüzey dozları.

| Alan | Yüzey dozu |
|------|------------|
| 40 | 42,7 |
| 50 | 44,7 |
| 60 | 45,2 |
| 70 | 45,9 |
| 80 | 47,1 |
| 90 | 47,8 |
| 100 | 48,5 |
| 120 | 50,5 |
| 140 | 51,9 |
| 160 | 53,6 |
| 180 | 56,0 |
| 200 | 56,9 |
| 240 | 59,9 |
| 300 | 64,8 |
| 350 | 75,3 |
| 400 | 78,0 |

5.3. İstenilen Verilerin WP600C ile Alınması

5.3.1. WP600C menüleri

WP600C, Almanya patentli “*Wellhffer*” firması tarafından, tıbbi fizik alanında dozimetrik ölüm almak ve işlem yapabilmek maksadıyla üretilmiş, DOS işletim sistemi üzerinde çalışan bir paket programdır.

Bu program, 2000 sendromuna yakalanan programdır. 2000 sendromuna yakalanmasından dolayı 2000'den sonraki tarihleri göstermemektedir. Programa girmek için WP600C yazılır ve programa girme menüsü ekrana gelir. Belirlenen bir şifre ile programa girilir. Ekranda tarih ve saat onayı istenir. Böylece ana menü belirlenmiş olmaktadır.

WP600C SİSTEM MENÜSÜ

| | |
|---------------------------------|-------------------------------|
| F1→ <i>Scaning</i> | F2→ <i>ABS. Dosimetry</i> |
| F3→ <i>Data Handling</i> | F4→ <i>Genaral Parameters</i> |
| F5→ <i>Conversion</i> | F6→ <i>RTPS transfer</i> |
| F7→ <i>copy c:/copy/*.* A:</i> | F8→ <i>DEL c:/copy/*.*</i> |
| F9→ <i>Automatic Print/Plot</i> | F10→ <i>Return to DOS</i> |

F4 GENERAL PARAMETERS (GENEL PARAMETRELER)

| | |
|---------------------------------|-----------------------------------|
| F1→ <i>Output Devices</i> | F2→ <i>Data Device</i> |
| F3→ <i>Smoothing parameters</i> | F4→ <i>Scanlength</i> |
| F5→ <i>Depthdose analysis</i> | F6→ <i>Calibration Conditions</i> |
| F7→ <i>Plotter calibration</i> | F8→ (Boş) |
| F9→ <i>Color test</i> | F10→ <i>Return to Main menü</i> |

F4→ GENERAL PARAMETRE MENÜLERİ

F1→ Sistemde kullanılacak printer veya *plotter* yazıcılarının marka ve modeli seçilmektedir. Ayrıca yine burada tarama alanının yazılacak kağıtla uyumluluğu sağlanmaktadır.

F2→ Sürücü seçimi yapılır. WP600C' de "*drive A*" kullanılmıştır.

F3→ Otomatik olarak yapılacak X ve elektron ışını profilleriyle derin doz eğrilerinin düzgünleştirilmesini (*smoothing*) sağlayacak algoritma ve oran seçilir. Bütün profiller için “*median*” algoritması ve oran çarpanı olarak da (*Range indicator*) 16 kullanılmıştır. Elektronların derin doz eğrisinde “*average*” algoritması, 17 oran çarpanı, fotonların derin doz eğrisinde “*least squares*” algoritması ve 15 oran çarpanı kullanılmıştır. Bu oranlar, parametreler ölçüm yapan tıbbi fizik uzmanı tarafından seçilmektedir.

F4→ *Scanlength* parametreleri

Scanlength=*factor* * *geometric fieldsize* +*additive value*

Factor :1,00

additive value :8,00 (cm)

Ölçüme nereden başlanmasının istenildiği tanımlanmaktadır.

F5→ Elektronlar için; analiz yapıldığında ekranda yada eğrinin çizdirildiği kağıtta görülmesi istenilen parametreler seçilmektedir.(Örneğin Rp,E0,R85,R50)

F6→ *Absolute Dosimetry* için basınç-sıcaklık düzeltme standardı seçilmektedir. Burada

Avrupa standardı→P=1013, t=293,13

Amerika standardı→P=1013, t=295,13

yapılan uygulamada Avrupa standardı seçilmiştir.

F7→ Çizicinin (*plotter*) x,y skalaları ile orjin kaydırmaları belirlenmektedir.

F8→ (Boş)

F9→ Burada renk testi yapılmaktadır. Renklerin isimleriyle uyumlu olup olmadığı karşılaştırılmıştır.

F10→ Ana menüye dönülmektedir.

5.3.3.1. Ana menünün açıklanması

F2→*Abs. Dosimetry* (mutlak doz ölçümü yapılmaktadır.)

F3→ Diskete kaydedilmiş verilerin alınması sağlanmaktadır.

F5→ Film yoğunluğundan eğri, el ile girilen değerlerden eğri,

Yoğunluktan-doz

Optik yoğunluktan – doz

Işınlama yoğunluğundan - Optik yoğunluğa

İyonizasyondan –soğutulan doza

Dönüşümleri yapılabilmektedir.

Aynı zamanda fonksiyon düzeltmeleri yapılabilmektedir.

F6→ TPS' ne ölçülen verilerin tanımlandığı ve aktarıldığı menüdür.

F7→*Hardiskten* yedekleme menüsüdür (diskette)

F8→ *Hardiskten* silme menüsüdür.

F9→ Otomatik yazdırma ve çizdirme menüsüdür. Yazıcı ve çizdirici seçilmektedir.

F10→MS DOS çıkış

F1→ Burada; -Tank ebadı (480x480x480) mm seçilmektedir.Bağlı olup olmadığı (su fantomu) sistem tarafından kontrol edilmektedir. Bağlı değil ise uyarı vermekte devamında kullanıcıyı uyaran bir mesaj ekrana gelmektedir.Sistem disket ister ve disketin yerleştirilmesiyle ölçüm ana menüsüne geçilmektedir.

Parameter -*Administrative parameter*

Burada disket numarası , kurum adı,bölüm ve ünite adları girilmektedir.

-*energies, Ref. Depths and Correction Values*

Bu menüde elektronlar ve fotonlar için; enerji sayısı, enerji düzeyleri, referans derinlik ve düzeltme faktörü tanımlanılmaktadır.

-Set-up parameter

Burada; tank koordinatları, *gantr ve kolimatör* pozisyonları, kaynak yüzey mesafesi, sinyal bilgileri, dozimetre, dedektör, blok bilgileri ile ölçümü yapan tıbbi fizik uzmanı tanımı yapılmaktadır.

-Field parameter

Burada, enerji tipi, enerji düzeyi, ssd, aksesuar tipi, alan tipi ve büyüklüğü tanımlanılmaktadır.

-Normalization mode

Burada, derin doz eğrisi ile profillerin hangi noktaya normalize edileceği tanımlanılmaktadır.

-Limits and pozitions

Burada ölçümde kullanılacak dedektörün su fantomundaki limit ve pozisyonları belirlenmektedir.

-Step by step hardware parameters

Burada ışın, monitör ve sinyal için temel parametreler belirlenmektedir. Bu parametreler çok önemli olup, kesin bilgiye dayalı olarak girilmeli ve değiştirilmemelidir.

1 D Scanning *-continuous scans*

Ölçümlerin yapıldığı menüdür.

Program Scanning *-Automatic scanning sequence*

Verilen bilgilere dayalı olarak otomatik ölçüm yapılan menüdür.

2 D Scanning *-Net*

2 boyutlu ölçümlerin yapıldığı menüdür.

5.3.1.2. Su fantomunun kurulması

Her şeyden önce *gantry ve kolimatör* terazileri sağlanır. Su fantomunda kartezyen koordinatlar tanımlanmıştır. Su fantomu; ölçümü yapacak kişinin en kolay ölçüm alacağı şekilde kurulmalıdır. Bu konum, kontrol programına tanımlanmalıdır.

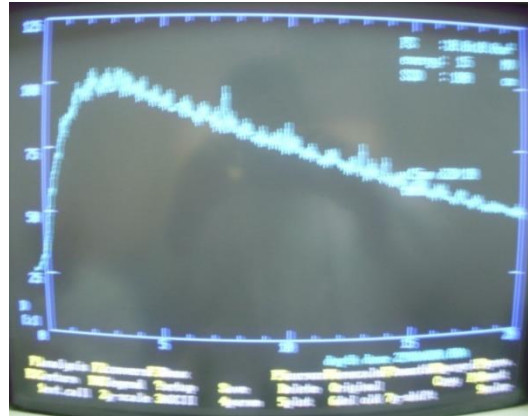
Su fantomu zemininde enine ve boyuna eksenleri gösteren ve kesişen çizgiler bulunmaktadır. Bu çizgiler ve kesişen nokta *kolimatörde* bulunan eksenler ve kesişme noktasının gölgesine konumlandırılır. Su fantomu sabitlenir. Su fantomuna su konulduğunda oluşacak basınç sebebiyle, amortisör kaymasını da engellemek için amortisör takoz mekanizmasıyla sabitlenir. Su doldurulur. Su fantomunun yataylığı; alan terazisi ve çizgisel su veya dijital terazi yardımı ile fantomun altında bulunan yükseklik ayarlama mekanizması ile sağlanmaktadır. Çizgiler ve kesişme noktasının örtüşme kontrolü tekrar yapılır. Boyuna (*inlane*) ve enine (*croslane*) merkezi ekseninde su fantomunun üzerine ip yerleştirilir. Su fantomu yüzeyine düşen, 0 derece açılı *kolimatör* eksen çizgilerinin gölgesi ile iplerin gölgesinin örtüşmesi; fantomun altında bulunan eksen ayarlama mekanizmasıyla sağlanmaktadır.

WP600C programında “*limit and position*” menüsüne gelinir. Su fantomunda dedektörün hareket edeceği limitler belirlenir. “*limit and position*” menüsünde belirlenen limitler onaylanır. Böylece “*continuous scan*” menüsünde ölçüm yapma aşamasına geçilmiş olunur.

5.3.1.3. Ölçümlerin alınması, derin doz değerlerinin alınması ve çizdirilmesi

Derin doz eğrisi; derinliğe bağlı doz değerlerinin yatay eksenin derinlik, düşey eksenin doz değeri kabul edilmek suretiyle çizilen eğri olarak tanımlanır. Dozun maksimum değerinin 100 değerine normalize edilmesi ile çizilen eğri ise, “% derin doz eğrisi (%DD)” olarak tanımlanmaktadır.

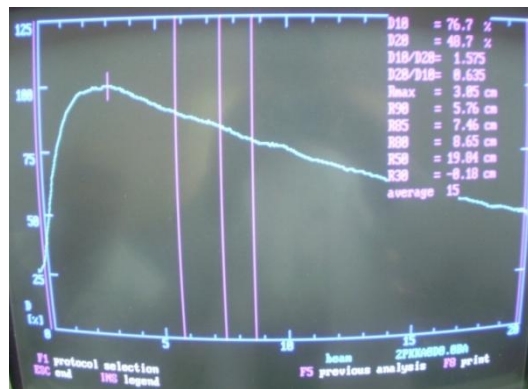
Gantry, kolimatör, su fantomu set-up ayarları yapılır. WP600C “F1→ *Scanning*” menüsünde “*limits and pozitions*” *set-up* değerleri sağlanır. Hangi derinlikler arasında ölçüm yapılacağı girilir. Cihazla ışınlama yapılır, cihazın “*dose rate*” değerinin 200 MU geldiği anda dedektörle okuma yapılması sağlanır. Yapılan okuma; Wp600c tarafından bilgisayar ekranına derin doz eğrisi olarak çizilir. Bu eğriden *ascu* kod seçeneği ile eğrinin sayısal ifadesi de yazıcıdan veya ekranda monitör üzerinde görülebilir. Eğri üzerinden analizler yapılabilir. Gürültü olması durumunda (Şekil 5.10) *smooth* seçeneği kullanılarak eğri düzgünleştirilebilir (Şekil 5.11.a, Şekil 5.11.b).



Şekil 5.10 Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültülü).



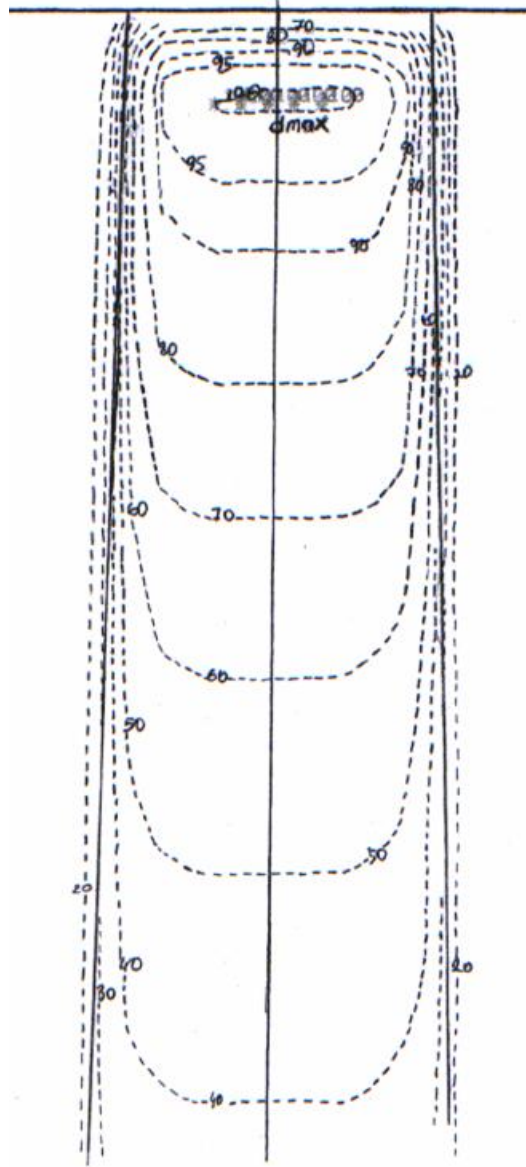
Şekil 5.11.a Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültüsüz).



Şekil 5.11.b Derin doz eğrisinin çizdirilmesi(gürültüsüz).

Bu eğriden D10, D20/10, R_{max} , R85, R50 gibi ışının ve ışınlama alanının bazı karakteristik değerleri alınır.

Alınan alana bağlı %DD eğrileri toplu olarak Şekil 5.12'de görülmektedir.



Şekil 5.12.a Alınan alana bağlı %DD eğrileri(5X5 6MV).

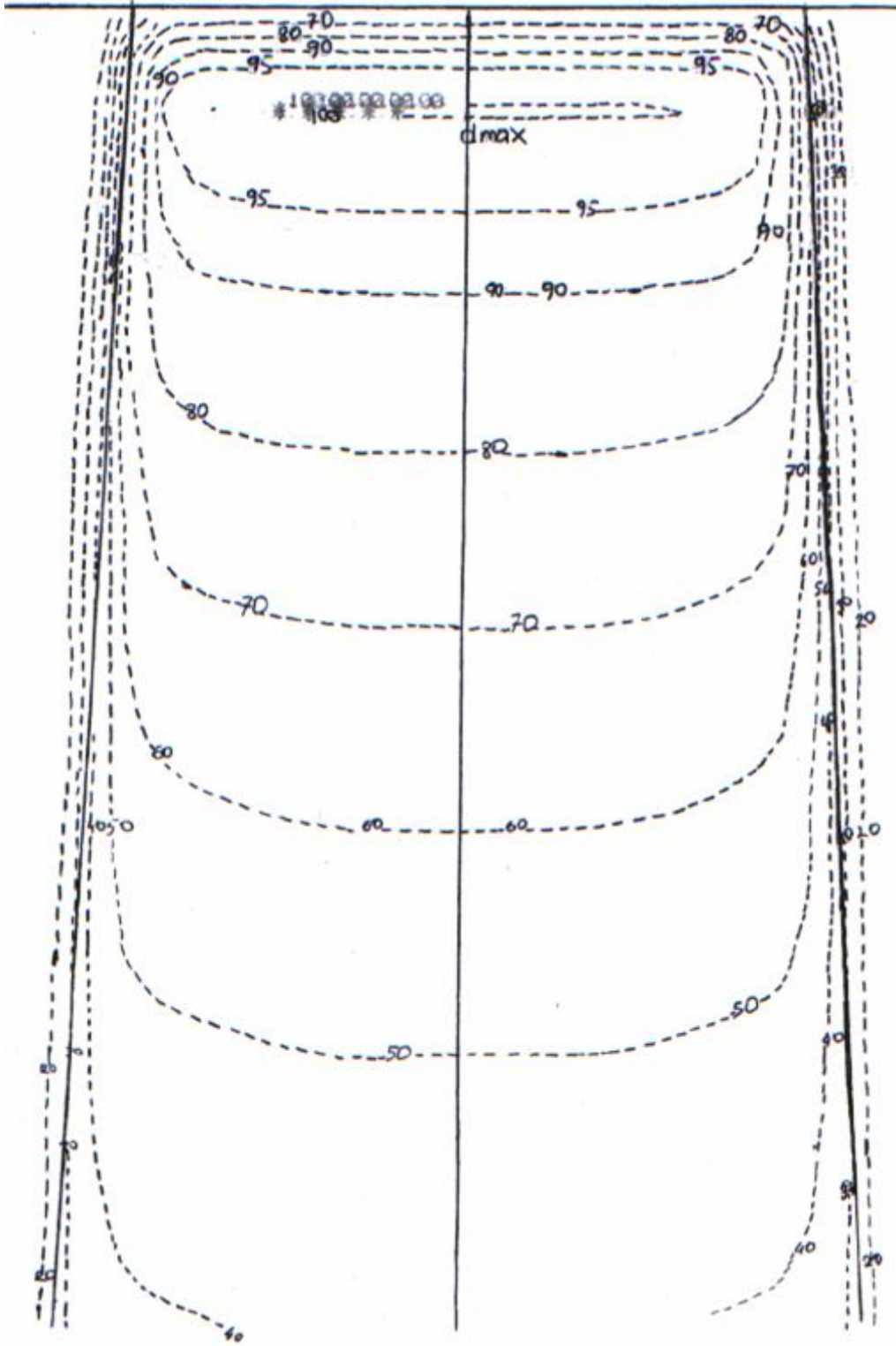
Çizelge 5.3.a İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(5x5, 6MV).

| | |
|-------------------------------|---|
| <i>Patient name</i> :16.09.08 | <i>Hospital</i> :16.09.08 |
| <i>Patient code</i> :FANTOM | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Unsaved plan!</i> | <i>Plan comment</i> :50mmX50mm 6MV |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Target site</i> :FANTOM YENI |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>0/set comment</i> :16/09/08 |
| <i>Outline date</i> :16/09/08 | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Planunits</i> :percent |

| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
|---|---------------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> | <i>Heterogeneity Name</i> | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Hot spot dose</i> : 100% | | |
| <i>Minimum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Maximum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0% | | |

| | <i>Label</i> | <i>x (mm)</i> | <i>y (mm)</i> | <i>z (mm)</i> | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|-------------|------------------------|---------------|---------------|---------------|------------|--------------|
| <i>b.1.</i> | <i>d_{max}</i> | 0 | 84 | 0 | 100 | 100 |

| <i>Photon Therapy Machines:A: 2S41X6.bm</i> | | | | | | | | | | | | | |
|---|---------------------------------|-----------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|
| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B. (mm) (mm)</i> | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle (degs)</i> | <i>Table Angle (degs)</i> | <i>Coll Angle (degs)</i> | <i>Weight (%)</i> | <i>SSD (mm)</i> | <i>Beam type</i> | <i>SAD (mm)</i> | <i>Axis Z (mm)</i> | <i>Isocent dose (%)</i> | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
| 1A | 50X50 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 100 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.b Alınan alana bağlı %DD eğrileri(10X10 6MV).

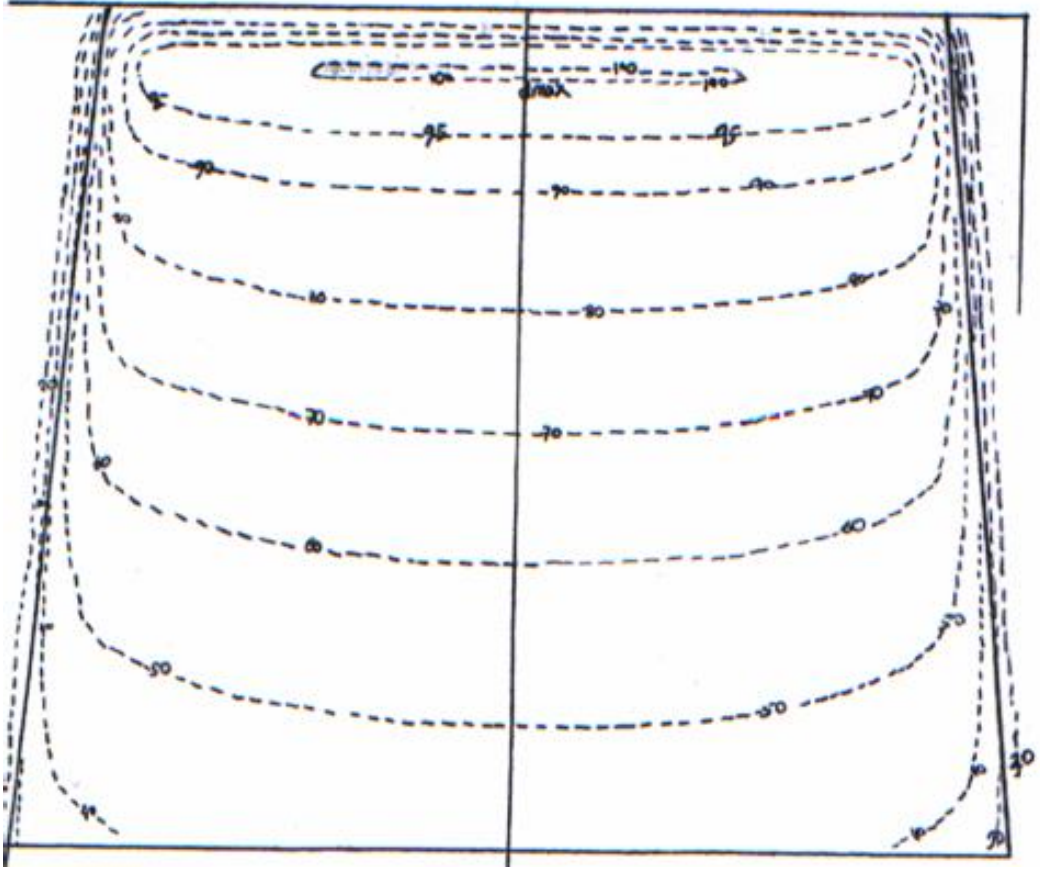
Çizelge 5.3.b İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı (10x10, 6MV)

| | |
|-------------------------------|---|
| <i>Patient name</i> :16.09.08 | <i>Hospital</i> :16.09.08 |
| <i>Patient code</i> :FANTOM | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Unsaved plan!</i> | <i>Plan comment</i> :100mmX100mm 6MV |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Target site</i> :FANTOM YENI |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>0/set comment</i> :16/09/08 |
| <i>Outline date</i> :16/09/08 | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Planunits</i> :percent |

| | | |
|---|----------------------|---------------------|
| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
| <i>Hot spot dose</i> : 100% | <i>Heterogeneity</i> | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Minimum target dose</i> : 0% | <i>Name</i> : | |
| <i>Maximum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0% | | |

| | <i>Label</i> | <i>X</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|------|--------------|------------------|------------------|------------------|------------|--------------|
| b.1. | d_{max} | 0 | 84 | 0 | 100 | 100 |

| <i>Photon Therapy Machines:A: 2S41X6.bm</i> | | | | | | | | | | | | | |
|---|---------------------------------------|-----------------------|-------------------------------|------------------------------|-----------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|
| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle</i> (degs) | <i>Table Angle</i> (degs) | <i>Coll Angle</i> (degs) | <i>Weight (%)</i> | <i>SSD (mm)</i> | <i>Beam type</i> | <i>SAD (mm)</i> | <i>Axis Z (mm)</i> | <i>Isocent dose (%)</i> | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
| 1A | 100x100 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.c Alınan alana bağlı %dd eğrileri (20X20 6MV).

Çizelge 5.3.c İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(20x20,6MV)

Patient name :16.09.08
Patient code :FANTOM
Plan number :WARNING:
Unsaved plan!
Plan date :28/11/08
Outline set :1
Outline date :16/09/08
Normalized to :100%

Hospital :16.09.08
Consultant :gb
Plan type :External beam
Plan comment :200mmX200mm 6MV (%50
 küçültüldü)
Target site :FANTOM YENI
O/set comment :16/09/08
Slice :1 a of-axis distance 0 mm
Planunits :percent

Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.

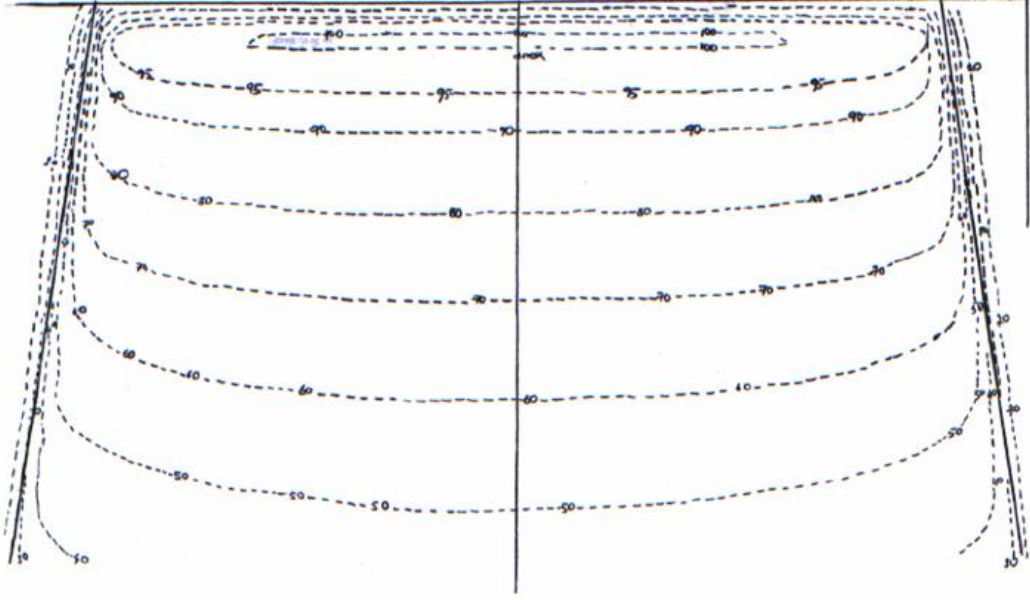
Hot spot dose : 100%
Minimum target dose : 0%
Maximum target dose : 0%
Average target dose : 0%
Var. in target dose : 0%

Heterogeneity
Name : *Rel. Density*

| | <i>Label</i> | x (mm) | y (mm) | z (mm) | b.1 | <i>Total</i> |
|------|--------------|-----------|-----------|-----------|-----|--------------|
| b.1. | d_{max} | 0 | 84 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X6.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle</i> (degs) | <i>Table Angle</i> (degs) | <i>Coll Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis Z</i> (mm) | <i>Isocent dose</i> (%) | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
|-----------------|---------------------------------------|-----------------------|-------------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------|--------------------|------------------|--------------------|-----------------------|----------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1A | 200X200 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.d Alınan alana bağlı %dd eğrileri (30X30 6MV %50 küçültüldü).

Çizelge 5.3.d İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(30x30,6 MV)

Patient name :16.09.08
Patient code :FANTOM
Plan number :WARNING:
Unsaved plan!
Plan date :28/11/08
Outline set :1
Outline date :16/09/08
Normalized to :100%

Hospital :16.09.08
Consultant :gb
Plan type :External beam
Plan comment :300mmX300mm 6MV (%50 küçültüldü)
Target site :FANTOM YENI
0/set comment :16/09/08
Slice :1 a of-axis distance 0 mm
Planunits :percent

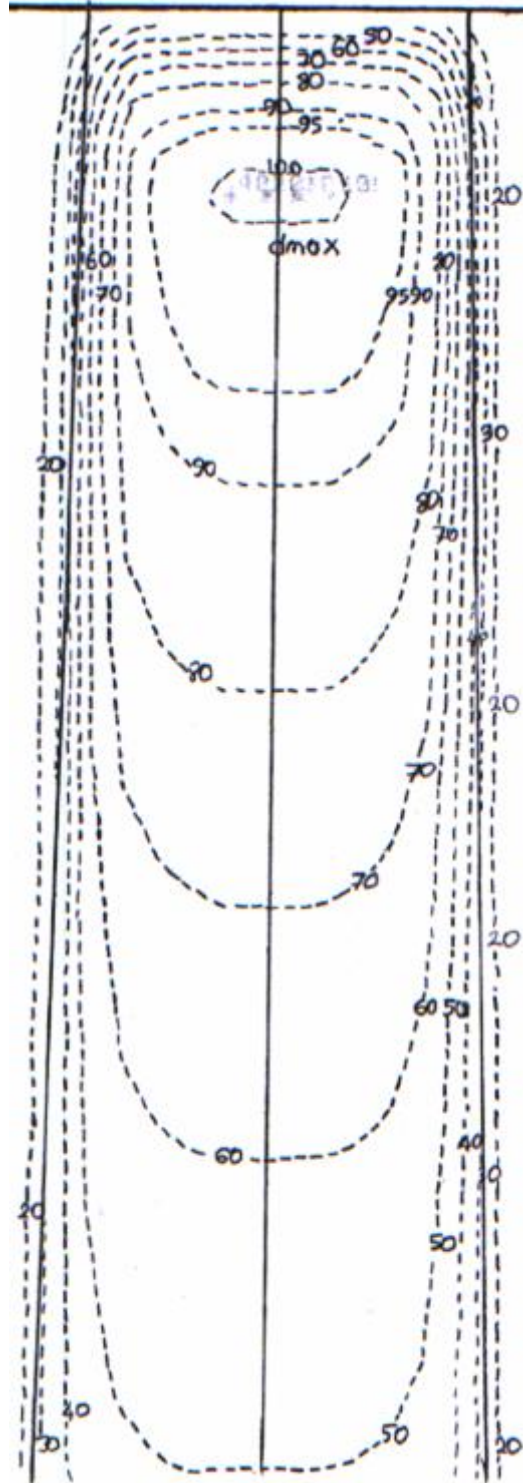
Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.

| | | |
|---|-----------------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> : 100% <i>Minimum target dose</i> : 0% <i>Maximum target dose</i> : 0% <i>Average target dose</i> : 0% <i>Var. in target dose</i> : 0% | <i>Heterogeneity Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| | | |
| | | |

| | Label | x (mm) | y (mm) | z (mm) | b.1 | Total |
|------|------------------|--------|--------|--------|-----|-------|
| b.1. | d _{max} | 0 | 84 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X6.bm

| Beam No. | coll A Coll B. (mm) | Wedge No/Angle (mm) | Gantry Angle (degs) | Table Angle (degs) | Coll Angle (degs) | Weight (%) | SSD (mm) | Beam type | SAD (mm) | Axis Z (mm) | Isocent dose (%) | TMR at Isocent | TAR at Isocent |
|----------|---------------------|---------------------|---------------------|--------------------|-------------------|------------|----------|-----------|----------|-------------|------------------|----------------|----------------|
| 1A | 300X300 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.e Alınan alana bağlı %dd eğrileri (5X5 15MV).

Çizelge 5.3.e İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(5x5,15MV)

Patient name :16.09.08
Patient code :FANTOM
Plan number :WARNING:
Unsaved plan!
Plan date :28/11/08
Outline set :1
Outline date :16/09/08
Normalized to :100%

Hospital :16.09.08
Consultant :gb
Plan type :External beam
Plan comment :50mmX50mm 15 MV
Target site :FANTOM YENI
0/set comment :16/09/08
Slice :1 a of-axis distance 0 mm
Planunits :percent

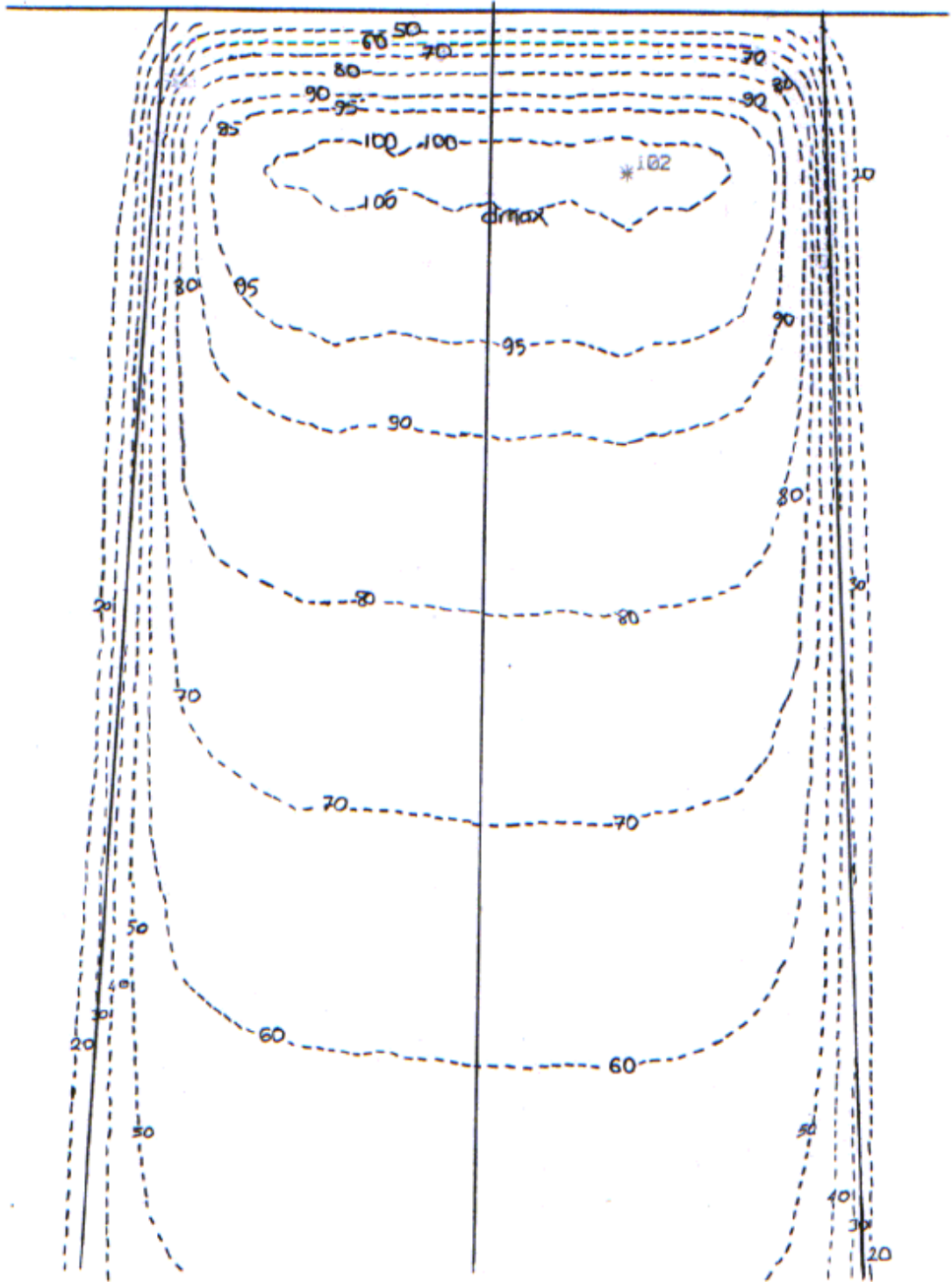
Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.

| <i>Hot spot dose</i> : 101% | <i>Heterogeneity</i> | <i>Rel. Density</i> |
|---------------------------------|----------------------|---------------------|
| <i>Minimum target dose</i> : 0% | <i>Name</i> : | |
| <i>Maximum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0% | | |

| | <i>Label</i> | <i>x</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|------|--------------|------------------|------------------|------------------|------------|--------------|
| b.1. | d_{\max} | 0 | 72 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X15.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle</i> (degs) | <i>Table Angle</i> (degs) | <i>Coll Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis Z</i> (mm) | <i>Isocent dose</i> (%) | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
|-----------------|---------------------------------------|-----------------------|-------------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------|--------------------|------------------|--------------------|-----------------------|----------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1A | 50X50 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.f Alınan alana bağlı %dd eğrileri (10X10 15MV).

Çizelge 5.3.f İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı (10x10,15MV)

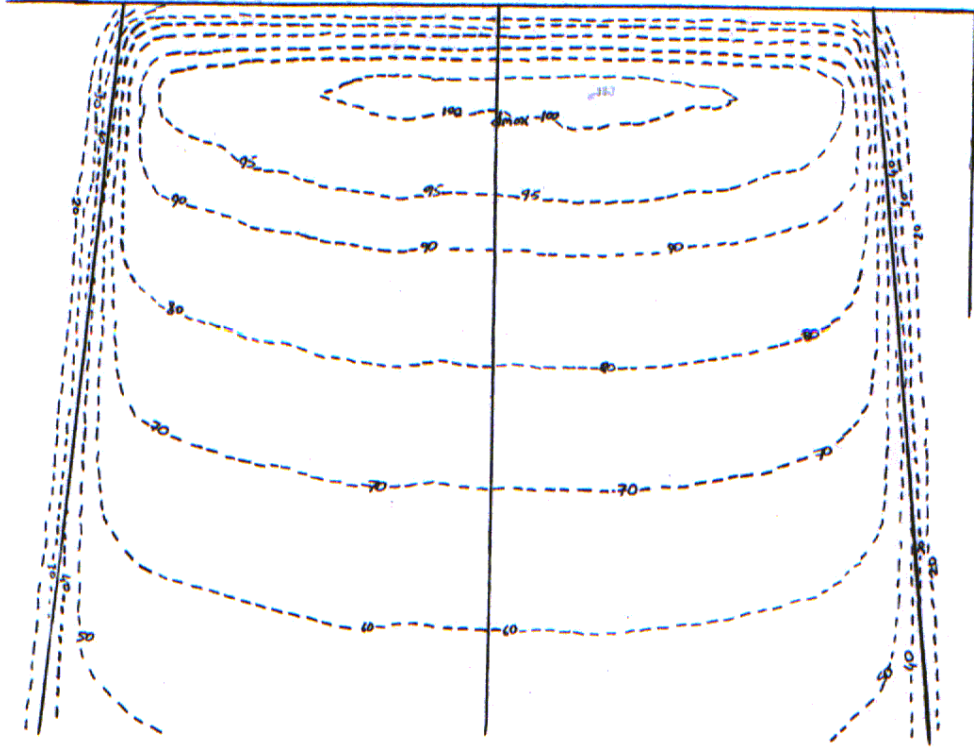
| | |
|--|---|
| <i>Patient name</i> :16.09.08 | <i>Hospital</i> :16.09.08 |
| <i>Patient code</i> :FANTOM | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: Unsaved plan! | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Plan comment</i> :100mmX100mm 15MV |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>Target site</i> :FANTOM YENI |
| <i>Outline date</i> :16/09/08 | <i>0/set comment</i> :16/09/08 |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| | <i>Planunits</i> :percent |

| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
|---|-----------------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> : 102% | <i>Heterogeneity Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Mininum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Maximum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0% | | |

| | <i>Label</i> | <i>x</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|-------------|------------------------|------------------|------------------|------------------|------------|--------------|
| <i>b.1.</i> | <i>d_{max}</i> | 0 | 72 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X15.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle</i> (degs) | <i>Table Angle</i> (degs) | <i>Coll Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis Z</i> (mm) | <i>Isocent dose</i> (%) | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
|-----------------|---------------------------------------|-----------------------|-------------------------------|------------------------------|-----------------------------|----------------------|--------------------|------------------|--------------------|-----------------------|----------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1A | 100X100 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.g Alınan alana bağlı %DD eğrileri (20X20 15MV %50 küçültüldü).

Çizelge 5.3.g İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(20x20,15MV)

Patient name :16.09.08
Patient code :FANTOM
Plan number :WARNING:
Unsaved plan!
Plan date :28/11/08
Outline set :1
Outline date :16/09/08
Normalized to :100%

Hospital :16.09.08
Consultant :gb
Plan type :External beam
Plan comment :100mmX100mm 15MV (%50
 küçültüldü)
Target site :FANTOM YENI
O/set comment :16/09/08
Slice :1 a of-axis distance 0 mm
Planunits :percent

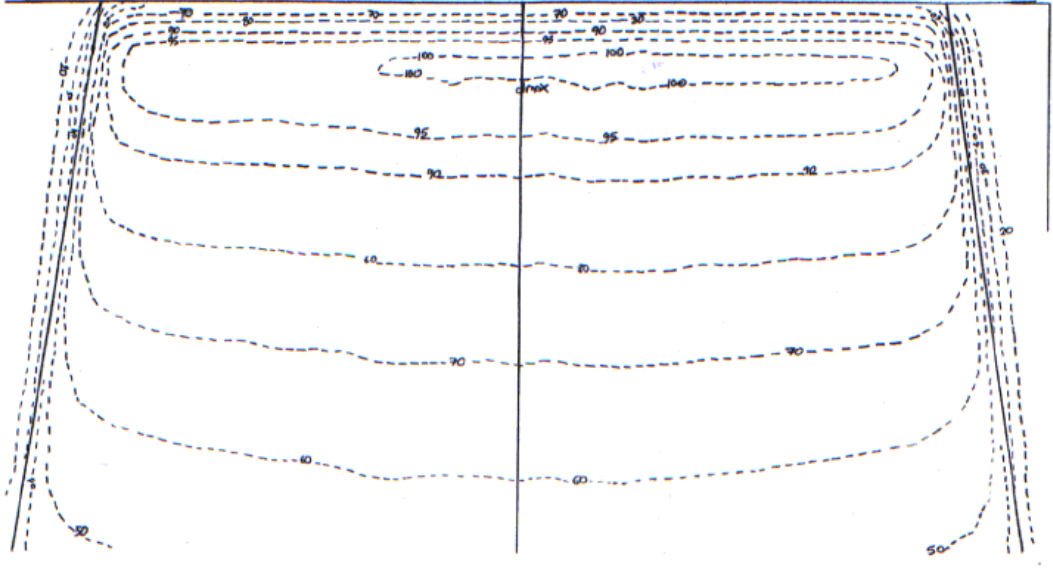
Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.

| | | |
|---|---------------------------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> : 102% <i>Minumum target dose</i> : 0% <i>Maximum target dose</i> : 0% <i>Average target dose</i> : 0% <i>Var. in target dose</i> : 0% | <i>Heterogeneity</i> <i>Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| | | |
| | | |

| | <i>Label</i> | <i>x</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|------|--------------|------------------|------------------|------------------|------------|--------------|
| b.1. | d_{max} | 0 | 72 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X15bm

| <i>Beam</i> <i>No.</i> | <i>coll A</i> <i>B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge</i> <i>No/Angle</i> | <i>Gantry</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Table</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Coll</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam</i> <i>type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis</i> <i>Z</i> (mm) | <i>Isocent</i> <i>dose</i> (%) | <i>TMR</i> <i>at</i> <i>Isocent</i> | <i>TAR at</i> <i>Isocent</i> |
|---------------------------|--|---------------------------------|---|--|---------------------------------------|----------------------|--------------------|----------------------------|--------------------|---------------------------------|--------------------------------------|---|---------------------------------|
| 1A | 200X200 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |



Şekil 5.12.h Alınan alana bağlı %DD eğrileri (30X30 15MV %50 küçültüldü).

Çizelge 5.3.h İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı(30x30,15 MV)

| | |
|--|--|
| <i>Patient name</i> :16.09.08 <i>Patient code</i> :FANTOM <i>Plan number</i> :WARNING: <i>Unsaved plan!</i> <i>Plan date</i> :28/11/08 <i>Outline set</i> :1 <i>Outline date</i> :16/09/08 <i>Normalized to</i> :100% | <i>Hospital</i> :16.09.09 <i>Consultant</i> :gb <i>Plan type</i> :External beam <i>Plan comment</i> :100mmX100mm 15MV (%50 küçültüldü) <i>Target site</i> :FANTOM YENI <i>O/set comment</i> :16/09/08 <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm <i>Planunits</i> :percent |
|--|--|

| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
|---|-----------------------------|---------------------|
| | <i>Heterogeneity Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Hot spot dose</i> : 102% | | |
| <i>Mininum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Maximum target dose</i> : 0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0% | | |

| | <i>Label</i> | <i>x (mm)</i> | <i>y (mm)</i> | <i>z (mm)</i> | <i>b.1</i> | <i>Total</i> |
|-------------|------------------------|---------------|---------------|---------------|------------|--------------|
| <i>b.1.</i> | <i>d_{max}</i> | 0 | 72 | 0 | 100 | 100 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X15.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B. (mm) (mm)</i> | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle (degs)</i> | <i>Table Angle (degs)</i> | <i>Coll Angle (degs)</i> | <i>Weight (%)</i> | <i>SSD (mm)</i> | <i>Beam type</i> | <i>SAD (mm)</i> | <i>Axis Z (mm)</i> | <i>Isocent dose (%)</i> | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
|-----------------|---------------------------------|-----------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1A | 300X300 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 100 | 1000 | SSD | 1000 | 0 | N/A | N/A | N/A |

5.3.1.4. Profil eğrisinin çizdirilmesi

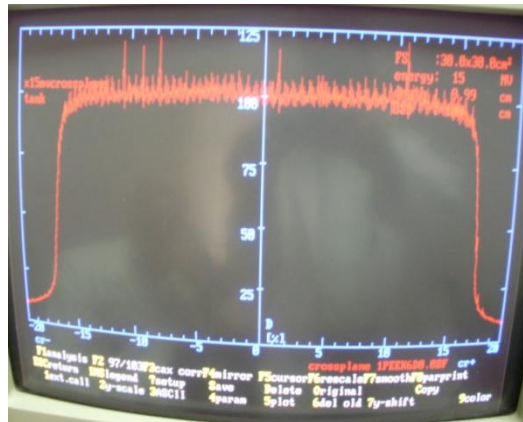
Profil; aynı derinlikte ışınlama alanının bir kenarından diğer kenarına özel yapılmış dedektör ile ölçülen doz değerlerinin, ışınlama alanının merkezi eksenine uzaklığa bağlı olarak, düşey eksenin doz, yatay eksenin uzaklık kabul edilmesi suretiyle çizilen eğri olarak tanımlanır. Gürültü olması durumunda, uluslar arası bir protokol formülasyonu ile *smooth* seçeneği kullanılarak eğri düzgünleştirilebilir.

İnplane düzleminde

Inline eksenini, hasta masasının boyuna eksenini olarak tanımlanır. Bu eksenini merkezi eksen kabul eden düzlemde yapılan ölçüm neticesinde çizdirilen profil eğrisi, “inline profil eğrisi” olarak tanımlanmaktadır.

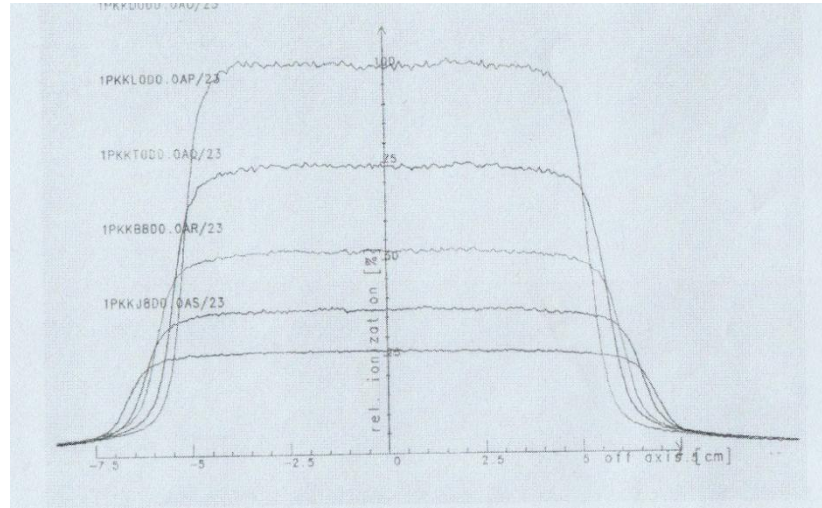
Crossplane düzleminde

Crossline eksenini, hasta masasının enine eksenini olarak tanımlanır. Bu eksenini merkezi eksen kabul eden düzlemde yapılan ölçüm neticesinde çizdirilen profil eğrisi, “*Crossline* profil eğrisi” olarak tanımlanmaktadır. Gürültü içeren bir profil görüntüsü Şekil 5.13’de görülmektedir.

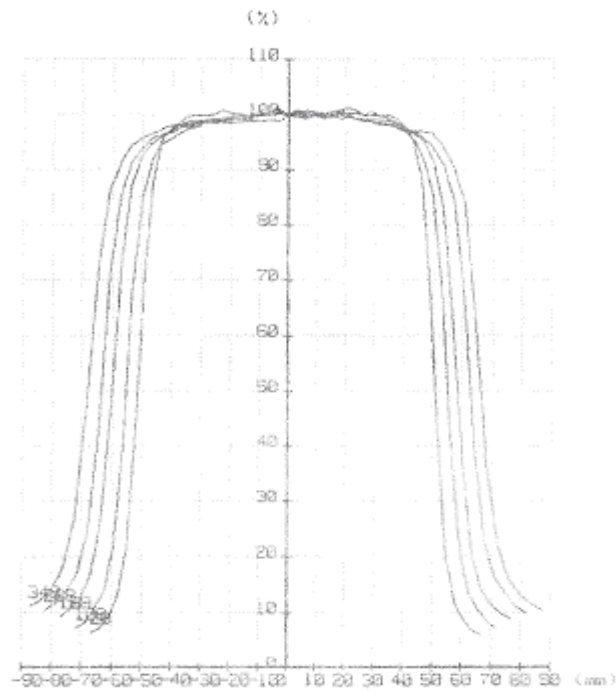


Şekil 5.13 *Crossline* profil eğrisi.

Alana bağılı alınan profillerin normalize edilmemiş gösterimi Şekil 5.14 da görülmektedir. Normalize edilmiş hali de Şekil 5.15 da görülmektedir.



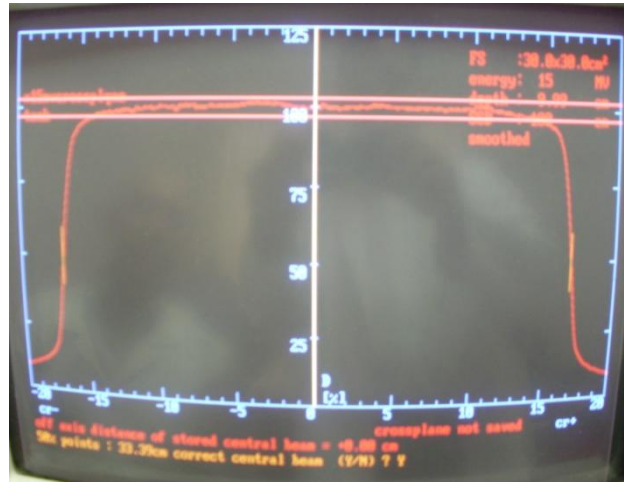
Şekil 5.14 Alana bağılı profillerin normalize edilmemiş gösterimi(15 MV, 10x10).



Şekil 5.15 Alana bağılı profillerin normalize edilmiş hali(15 MV 5X5 alan).

5.3.1.5. Profillerde merkezi eksen düzeltmesi

Işınlama alanına göre çizim alanının merkezi eksen kayması analiz sonuçlarını etkilemektedir. Bu yüzden, eksen kaymasının düzeltilmesinin (cax düzeltmesi) yapılması gerekir. Eksen kaymasını düzeltme işlemi Şekil 5.16 da görülmektedir. Bu işlem programla yapılmaktadır.

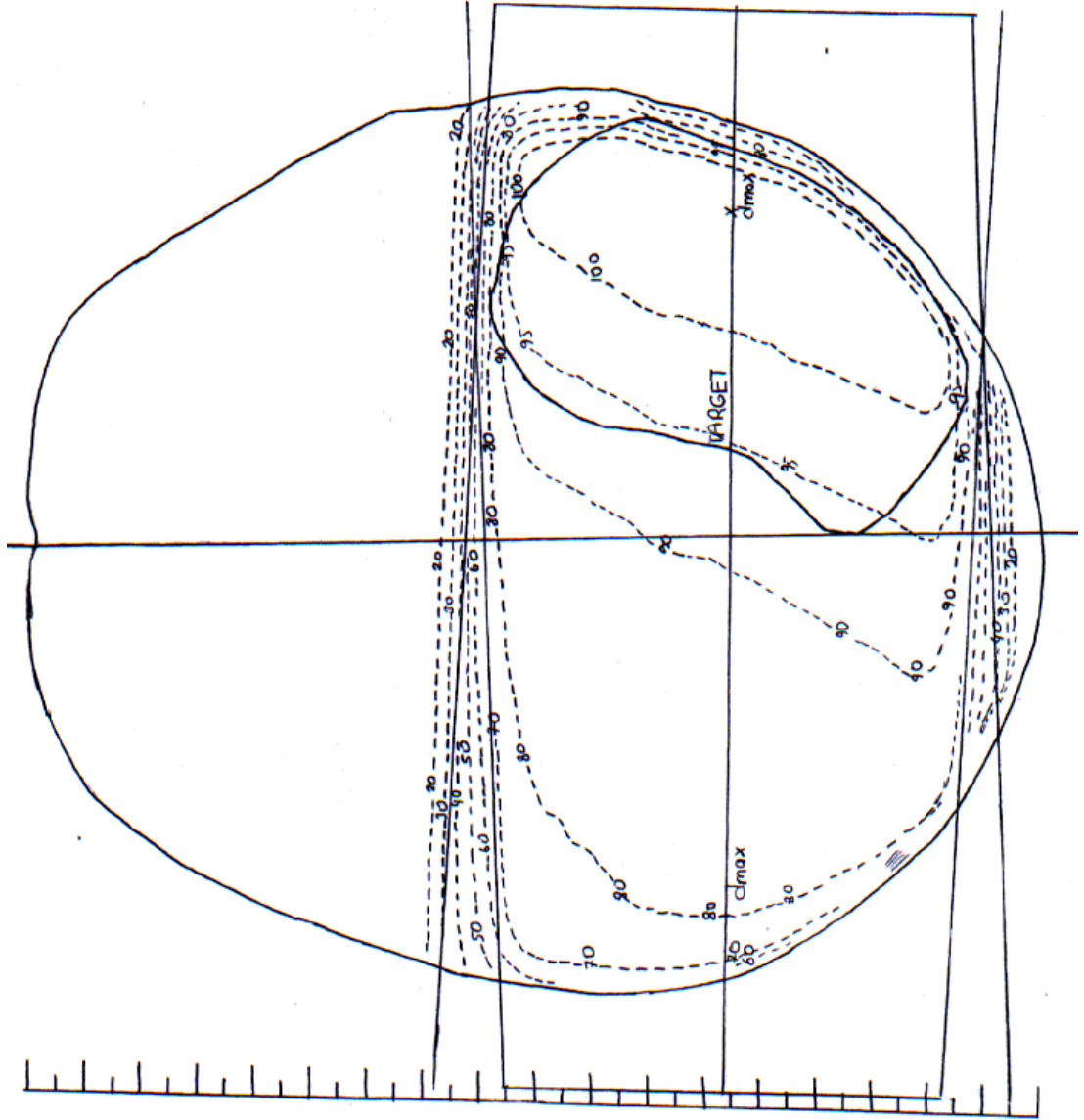


Şekil 5.16 Alana bağlı profillerin merkezi eksen düzeltmesi.

6. ÖRNEK HASTALIKLARDA İZODOZ ÇİZİMİ

Bu bölümdeki çalışmada *Satürn 41* cihazı ile radyoterapiye alınan hastaların 6MV ve 15MV fotonlar kullanılarak hastaların izodoz çizimi yapıldı.

Beyin tümörü sebebiyle radyoterapi uygulanan hastaya 6 MV'lik foton ışın tedavisi yapıldı. Tedavide *wedge* veya diğer düzleştirici aksesuar kullanılmadı ve iki alan tekniği kullanıldı.



Şekil 6.1 Beyin tümörü teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi.

Çizelge 6.1 Örnek hasta#1 İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı

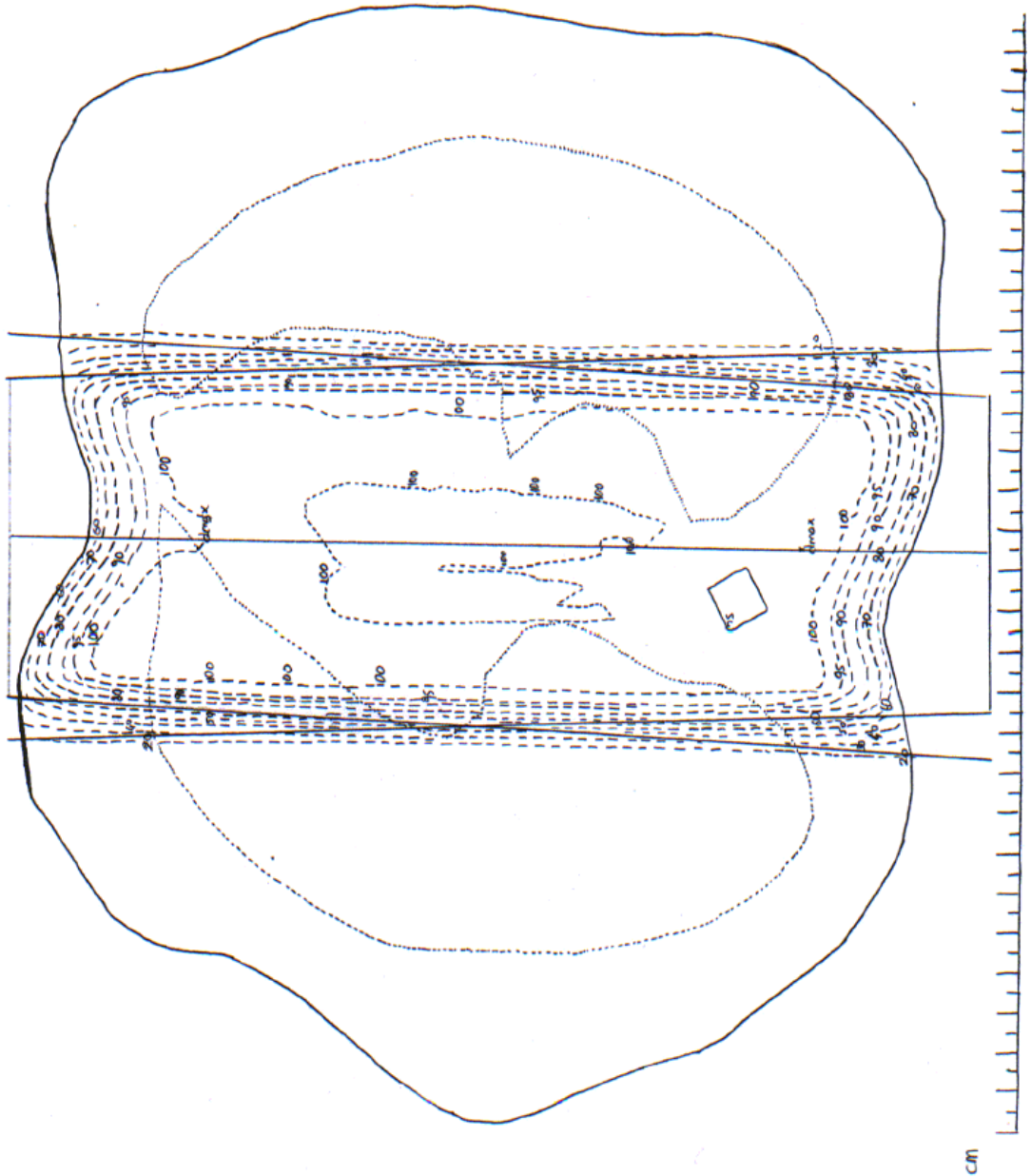
| | |
|-------------------------------|---|
| <i>Patient name</i> :xxxxxx | <i>Hospital</i> :Konturlu hastalar |
| <i>Patient code</i> :162939 | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Unsaved plan!</i> | <i>Plan comment</i> :100mmX100mm |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Target site</i> :BEYİN TM |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>0/set comment</i> :1. FAZ |
| <i>Outline date</i> :27/11/08 | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Planunits</i> :percent |

| | | |
|---|----------------------|---------------------|
| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
| <i>Hot spot dose</i> : 105% | <i>Heterogeneity</i> | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Minumum target dose</i> : 86% | <i>Name</i> : | |
| <i>Maximum target dose</i> :105% | | |
| <i>Average target dose</i> : 99% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 12.38 | | |

| <i>Dose Points - % dose</i> | | | | | | | |
|-----------------------------|--------------|------------------|------------------|------------------|------------|------------|--------------|
| | <i>Label</i> | <i>x</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>b.2</i> | <i>Total</i> |
| b.1. | İso | -1 | -4 | 0 | 20 | 80 | 100 |
| | dmax | -101 | -4 | 0 | 33 | 48 | 81 |
| b.2 | İso | -1 | -4 | 0 | 20 | 80 | 100 |
| | dmax | 20 | -4 | 0 | 18 | 87 | 105 |

| <i>Photon Therapy Machines:A: 2S41X6.bm</i> | | | | | | | | | | | | | |
|---|---|---------------------------------|---|--|---------------------------------------|----------------------|--------------------|----------------------------|--------------------|---------------------------------|--------------------------------------|---|---------------------------------|
| <i>Beam No.</i> | <i>coll A</i> <i>Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge</i> <i>No/Angle</i> | <i>Gantry</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Table</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Coll</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam</i> <i>type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis</i> <i>Z</i> (mm) | <i>Isocent</i> <i>dose</i> (%) | <i>TMR</i> <i>at</i> <i>Isocent</i> | <i>TAR at</i> <i>Isocent</i> |
| 1A | 90x100 | 0 0 | 270 | 0 | 90 | 26 | 884 | İso | 1000 | 0 | 20 I | 0.740 | 0.740 |
| 2A | 90x100 | 0 0 | 90 | 0 | 270 | 81 | 963 | İso | 1000 | 0 | 80 I | 0.960 | 0.960 |

Akciğer kanseri sebebiyle radyoterapi uygulanan hastaya 15MV luk foton ışın tedavisi yapıldı. Tedavide *wedge* veya diğer düzleştirici aksesuar kullanılmadı. İki alan tekniği uygulandı.



Şekil 6.2 Akciğer kanseri teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi. (Bu izodoz çizimi %75 oranında küçültülmüştür)

Çizelge 6.2 Örnek hasta İzodoz#2 eğrisine ilişkin Target2 çıktısı.

| | |
|-------------------------------|---|
| <i>Patient name</i> :xxxxxxx | <i>Hospital</i> :Konturlu hastalar |
| <i>Patient code</i> :167186 | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Unsaved plan!</i> | <i>Plan comment</i> : |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Target site</i> : |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>0/set comment</i> : |
| <i>Outline date</i> :26/11/08 | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Plan units</i> :percent |

Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.

| | | |
|---------------------------------|----------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> : 104% | <i>Heterogeneity</i> | |
| <i>Minimum target dose</i> : 0% | <i>Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Maximum target dose</i> :0% | | |
| <i>Average target dose</i> : 0% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 0 | | |

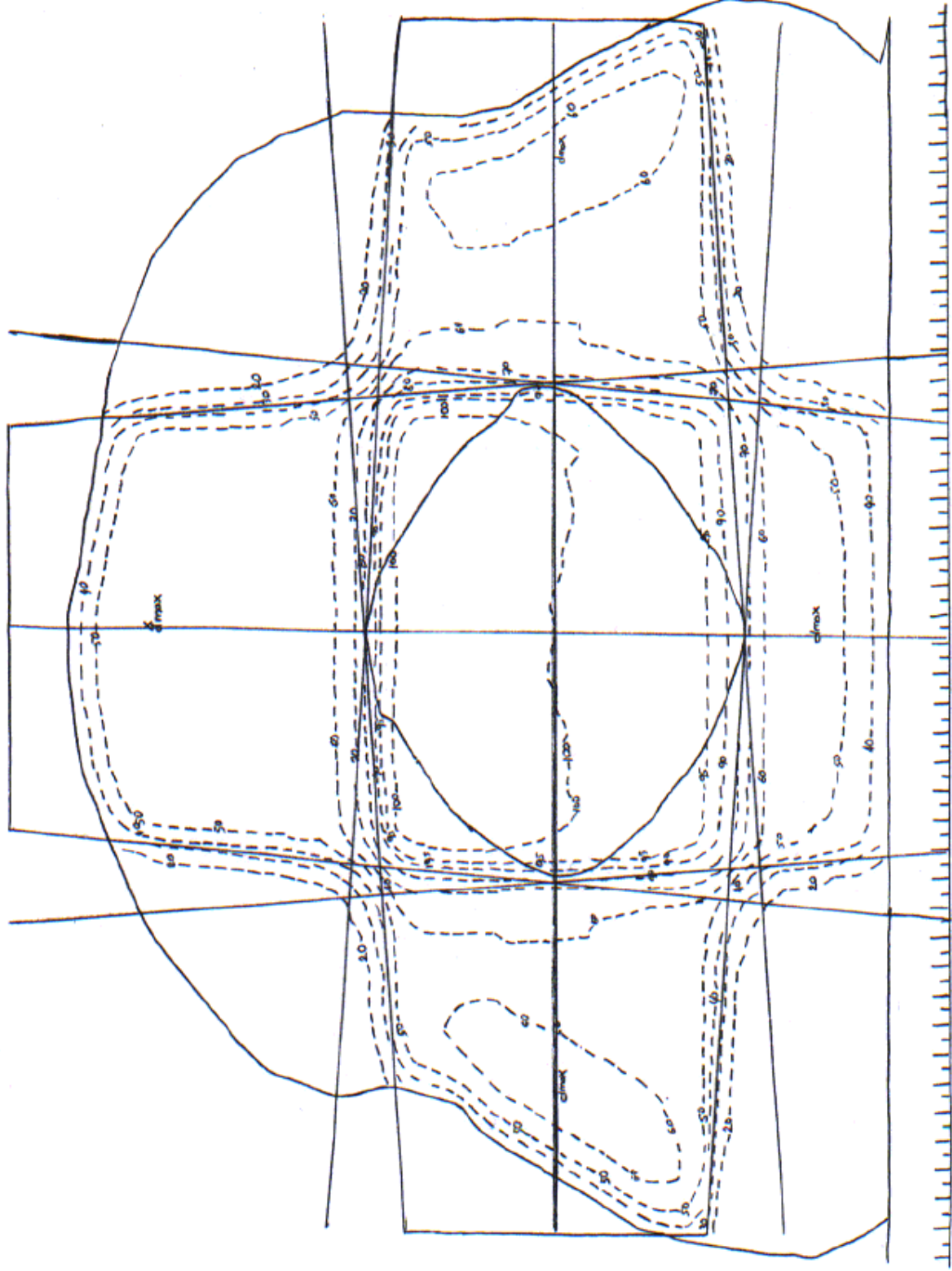
Dose Points - % dose

| | <i>Label</i> | <i>x</i> (mm) | <i>y</i> (mm) | <i>z</i> (mm) | <i>b.1</i> | <i>b.2</i> | <i>Total</i> |
|------|--------------|------------------|------------------|------------------|------------|------------|--------------|
| b.1. | İso | 0 | 0 | 0 | 50 | 50 | 100 |
| | dmax | 0 | 75 | 0 | 65 | 35 | 100 |
| b.2 | İso | 0 | 0 | 0 | 50 | 50 | 100 |
| | dmax | 0 | -81 | 0 | 34 | 68 | 102 |

Photon Therapy Machines:A: 2S41X15.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A</i> <i>Coll B.</i> (mm) (mm) | <i>Wedge</i> <i>No/Angle</i> | <i>Gantry</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Table</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Coll</i> <i>Angle</i> (degs) | <i>Weight</i> (%) | <i>SSD</i> (mm) | <i>Beam</i> <i>type</i> | <i>SAD</i> (mm) | <i>Axis</i> <i>Z</i> (mm) | <i>Isocent</i> <i>dose</i> (%) | <i>TMR</i> <i>at</i> <i>Isocent</i> | <i>TAR at</i> <i>Isocent</i> |
|-----------------|---|---------------------------------|---|--|---------------------------------------|----------------------|--------------------|----------------------------|--------------------|---------------------------------|--------------------------------------|---|---------------------------------|
| 1A | 90x200 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 53 | 897 | İso | 1000 | 0 | 50 I | 0.895 | 0.895 |
| 2A | 90x200 | 0 0 | 180 | 0 | 90 | 54 | 890 | İso | 1000 | 0 | 50 I | 0.869 | 0.869 |

Pelvis tümörü sebebiyle radyoterapi uygulanan hastaya 15MV luk foton ışın tedavisi yapıldı. Tedavide *wedge* veya diğer düzleştirici aksesuar kullanılmadı ve dört alan tekniği uygulandı.



Şekil 6.3 Pelvis tümörü teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi.

Çizelge 6.3 Örnek hasta #3 İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı.

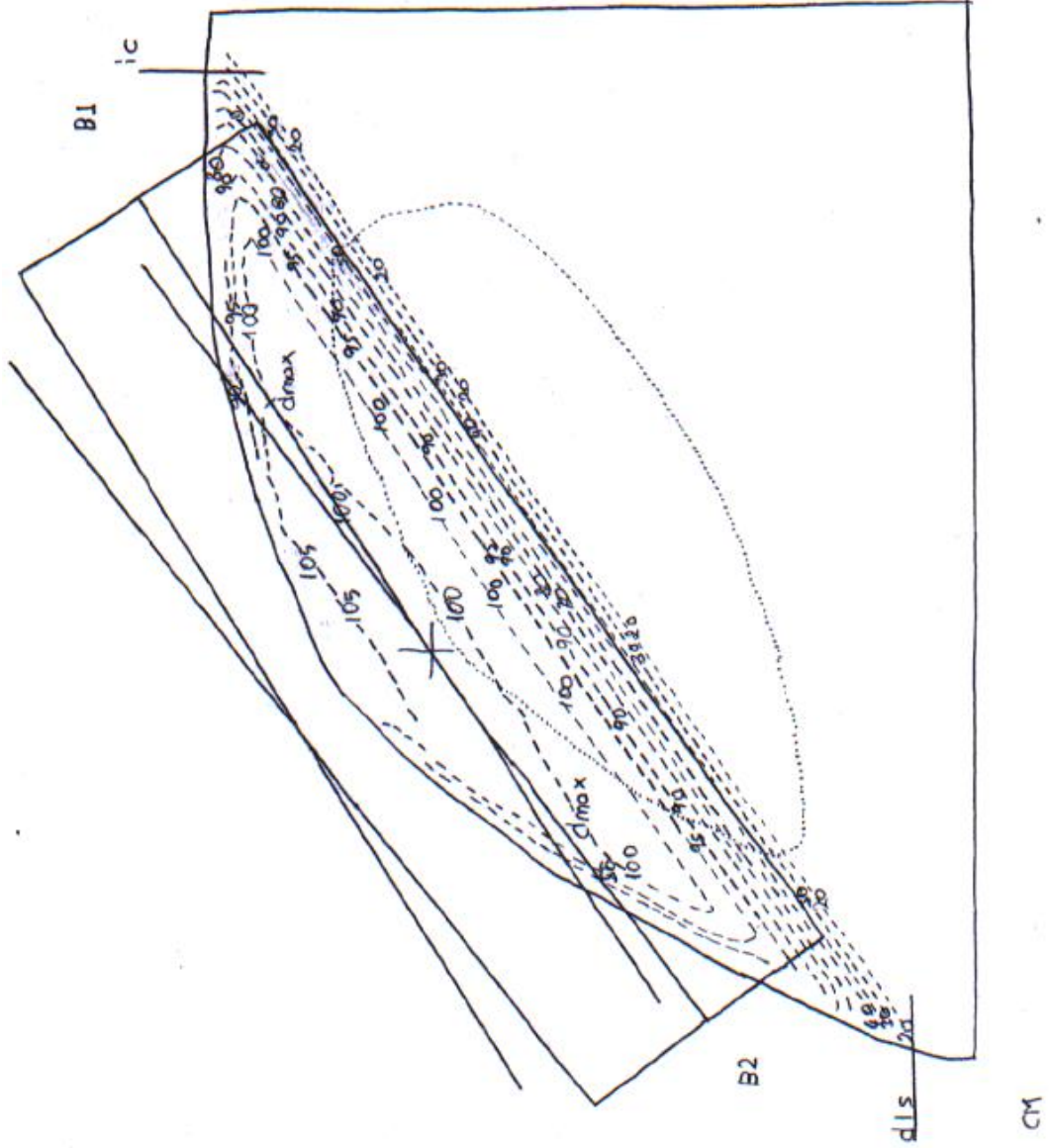
| | |
|--|---|
| <i>Patient name</i> :xxxxxx | <i>Hospital</i> :Konturlu hastalar |
| <i>Patient code</i> :165557 | <i>Consultant</i> :gb |
| <i>Plan number</i> :WARNING: Unsaved plan! | <i>Plan type</i> :External beam |
| <i>Plan date</i> :28/11/08 | <i>Plan comment</i> : |
| <i>Outline set</i> :1 | <i>Target site</i> : |
| <i>Outline date</i> :07/10/08 | <i>0/set comment</i> : |
| <i>Normalized to</i> :100% | <i>Slice</i> :1 a of-axis distance 0 mm |
| | <i>Plan units</i> :percent |

| | | |
|---|-----------------------------|---------------------|
| <i>Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities.</i> | | |
| <i>Hot spot dose</i> : 103% | <i>Heterogeneity Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| <i>Minumum target dose</i> : 86% | | |
| <i>Maximum target dose</i> :103% | | |
| <i>Average target dose</i> : 100% | | |
| <i>Var. in target dose</i> : 6.75 | | |

| | | | | | | | | | |
|-----------------------------|--------------|---------------|---------------|---------------|------------|------------|------------|------------|--------------|
| <i>Dose Points - % dose</i> | | | | | | | | | |
| | <i>Label</i> | <i>x (mm)</i> | <i>y (mm)</i> | <i>z (mm)</i> | <i>b.1</i> | <i>b.2</i> | <i>b.3</i> | <i>b.4</i> | <i>Total</i> |
| b.1. | İso | 1 | 0 | 0 | 25 | 25 | 25 | 25 | 100 |
| | dmax | 1 | 139 | 0 | 45 | 14 | 0 | 0 | 59 |
| b.2 | İso | 1 | 0 | 0 | 25 | 25 | 25 | 25 | 100 |
| | dmax | 1 | -87 | 0 | 17 | 35 | 0 | 0 | 52 |
| b.3 | İso | 1 | 0 | 0 | 25 | 25 | 25 | 25 | 100 |
| | dmax | -158 | 0 | 0 | 0 | 0 | 50 | 12 | 62 |
| b.4 | İso | 1 | 0 | 0 | 25 | 25 | 25 | 25 | 100 |
| | dmax | 161 | 0 | 0 | 0 | 0 | 12 | 50 | 62 |

| | | | | | | | | | | | | | |
|--|---------------------------------|-----------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|
| <i>Photon Therapy Machines:A: 2S41X15.bm</i> | | | | | | | | | | | | | |
| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B. (mm) (mm)</i> | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle (degs)</i> | <i>Table Angle (degs)</i> | <i>Coll Angle (degs)</i> | <i>Weight (%)</i> | <i>SSD (mm)</i> | <i>Beam type</i> | <i>SAD (mm)</i> | <i>Axis Z (mm)</i> | <i>Isocent dose (%)</i> | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
| 1A | 170x210 | 0 0 | 0 | 0 | 270 | 32 | 833 | İso | 1000 | 0 | 25 I | 0.749 | 0.749 |
| 2A | 170x210 | 0 0 | 180 | 0 | 270 | 28 | 884 | İso | 1000 | 0 | 25 I | 0.852 | 0.852 |
| 3A | 130x210 | 0 0 | 270 | 0 | 270 | 33 | 813 | Iso | 1000 | 0 | 25 I | 0.715 | 0.715 |
| 4A | 130X210 | 0 0 | 90 | 0 | 270 | 33 | 811 | Iso | 1000 | 0 | 25 I | 0.712 | 0.712 |

Meme kanseri sebebiyle radyoterapi uygulanan hastaya 6MV luk foton ışın tedavisi yapıldı. Tedavide *wedge* veya diğer düzleştirici aksesuar kullanılmadı ve iki alan tekniği uygulandı.



Şekil 6.4 Meme kanseri teşhisi konulmuş hastanın izodoz çizimi.

Çizelge 6.4Örnek hasta#4 İzodoz eğrisine ilişkin Target2 çıktısı.

Patient name :xxxxxxx
Patient code :167043
Plan number :WARNING:
Unsaved plan!
Plan date :28/11/08
Outline set :1
Outline date :31/10/08
Normalized to :100%

Hospital :konturlu hastalar
Consultant :gb
Plan type :External beam
Plan comment :50mmX50mm 6MV
Target site :sag meme ca.
0/set comment :1. faz gogus duvarı
Slice :1 at of-axis distance 0 mm
Planunits :percent

Photon calculations corrected for bulk outlined heterogeneities

| | | |
|---|---------------------------------------|---------------------|
| <i>Hot spot dose</i> : 108% <i>Minimum target dose</i> : 0% <i>Maximum target dose</i> : 0% <i>Average target dose</i> : 0% <i>Var. in target dose</i> : 0.00 | <i>Heterogeneity</i> <i>Name</i> : | <i>Rel. Density</i> |
| | akc | 0.30 |

Dose Points - % dose

| | <i>Label</i> | <i>x (mm)</i> | <i>y (mm)</i> | <i>z (mm)</i> | <i>b.1</i> | <i>b.2</i> | <i>Total</i> |
|------|--------------|---------------|---------------|---------------|------------|------------|--------------|
| b.1. | İso | 0 | 0 | 0 | 50 | 50 | 100 |
| | dmax | 37 | 24 | 0 | 61 | 39 | 100 |
| b.2 | İso | 0 | 0 | 0 | 50 | 50 | 100 |
| | dmax | -26 | -20 | 0 | 42 | 58 | 99 |

Photon Therapy Machines:A: 2S4IX6.bm

| <i>Beam No.</i> | <i>coll A Coll B. (mm) (mm)</i> | <i>Wedge No/Angle</i> | <i>Gantry Angle (degs)</i> | <i>Table Angle (degs)</i> | <i>Coll Angle (degs)</i> | <i>Weight (%)</i> | <i>SSD (mm)</i> | <i>Beam type</i> | <i>SAD (mm)</i> | <i>Axis Z (mm)</i> | <i>Isocent dose (%)</i> | <i>TMR at Isocent</i> | <i>TAR at Isocent</i> |
|-----------------|---------------------------------|-----------------------|----------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------|
| 1A | 46X200 | 0 0 | 57 | 0 | 270 | 54 | 940 | Iso | 1000 | 0 | 50 I | 0.891 | 0.891 |
| 2A | 46X200 | 0 0 | 233 | 0 | 90 | 52 | 951 | Iso | 1000 | 0 | 50 I | 0.926 | 0.926 |

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan araştırmalarda; tıbbi fizikçilerin ışın tedavisi alacak hastaların tedavi süre hesaplarını ve planlamalarını başlangıçta el hesabıyla, sonraları hazır algoritmalarla, bilgisayarın hayatımıza girmesiyle basit bilgisayar programlarıyla, bilgisayar ve teknolojinin gelişmesiyle de günümüzde kullanılan önce iki boyutlu sonra üç boyutlu modern tedavi planlama sistemlerinin geliştirildiği tespit edildi.

Hastaya yapılan ışınlama doz düzeyinin kesinliği çok büyük önem arz etmektedir. Bu yüzden algoritmaların sağlam, kontrol edilebilir, doğrulanabilir, izlenebilir, tekrarlanabilir olması gerekmektedir. Bununla beraber planlama sonucuyla teorik hesaplamanın yapılacak ölçüm sonucuyla uyumlu olduğunun görülmesinden sonra hasta tedavisine izin verilmelidir. Belirli periyotlarla tıbbi fizikçilerin bu doğrulamaları yapmaları gerekmektedir.

İki boyutlu tedavi planlama sistemleri ile ışın demeti yolunda oluşan izodoz eğrileri çizdirilebilmekte, ışınlama zamanı hesabı yapılabilmekte, komşu dokuların maruz kaldığı doz yaklaşık olarak tespit edebilmekte ve modern olmasa da üç boyutlu izodoz görüntüsü elde edilebilmektedir. Bu manada *Target2* tedavi planlama sisteminin en iyilerden biri olduğu görüldü.

Başlangıçtaki planlama yaklaşımı ile günümüzdeki planlama yaklaşımı çok farklı olmasa da üç boyutlu tedavi planlama sisteminin ortaya çıkması planlamadaki en büyük aşama olarak değerlendirilmektedir. Üç boyutlu planlama uygulaması ile komşu dokuların, kritik organların ne kadar doz aldıklarının kesin olarak tespiti artık mümkün olmaktadır.

Bu çalışmada *Target2* tedavi planlama sisteminin istediği veriler alındı, bu veriler tedavi planlama sistemine uygun hale getirilerek sisteme veriler aktarıldı.

Aktarılan verilerden, 5x5, 10x10, 20x20, 30x30 cm² alanlarda izodoz eğrileri elde edildi. Elde edilen sonuçlarla literatür ile karşılaştırıldığında uyumlu olduğu görüldü.

İzodoz eğrilerinin; fotonların taşıdıkları enerjiye ve ışınlama alanına bağlı olarak değiştiği, ışınlama yüzey dozunun alan büyüklüğü ile orantılı olduğu tespit edildi.

Çıkış dozunun önemli olmadığı durumlarda, kilolu hastaların yüksek enerjili fotonlarla, zayıf hastaların ise düşük enerjili fotonlarla tedavi edilmesi gerektiği sonucuna ulaşıldı.

Target2 planlama modellerinin tedaviye esas olacak verileri, belirli şartlarda istediği bilinmektedir. İstenilen derinliklerde ve istenilen alanlarda profil ve derin doz eğrileri alındı. Modellemelerden uygun sonuç türetebilmesi için verilerin ideale yakın hali ile aktarılması gerekmektedir. Bunun için gürültüsü bulunan profil ve derin doz eğrileri, “düzgünleştirme” yaklaşımları ile düzeltilmek suretiyle *Target2*’ye aktarıldı.

Su fantomu menülerinin kullanılması sırasında yapılabilecek hatanın, çizdirilen eğrilerde gözükme de planlama sistemine aktarılması durumunda, hatalı planlamalara sebep olacağından normalizasyon, ölçüm derinliği ve benzeri parametrelerin tanımlanmasında dikkatli olunması gerekmektedir.

Yapılan ölçümlerde ölçüm parametrelerinin yanında su fantomunun kurulumu ile *gantry*, su fantomu, *kolimatör* vb. elemanların aynı eksenlerde bulunmasının önemi görüldü.

Profil eğrilerinin, *inline* ve *crossline* eksenleri boyunca aynı olması beklenildiği halde farklı olduğu, ancak bu farklılığın tedaviyi etkileyecek düzeyde olmadığı tespit edildi.

Profil eğrilerinin merkezinin, bazı durumlarda ışınlama alan merkezi ile çakışmadığı, bu durumda profil eğrilerinin düzgünleştirme işlemi yanında merkezi eksen düzeltmesinin de yapılması gerektiği sonucuna ulaşıldı.

Planlama sistemlerine aktarılacak verilerin doğruluğunun teyit edilmesi, bu verilerin ikinci bir tıbbi fizik uzmanı tarafından gözden geçirilmesi, belirtilen düzgünleştirme ve gerekiyorsa merkezi eksen düzeltmesinin yapılması, verilerin planlama sistemine aktarılmasından sonra kalite kontrolünün yapılması, ayrıca dozimetrisinin yapılması, bütün bunlardan sonra da çizdirilen izodoz eğrilerinin literatür ile karşılaştırılması ve sonuçların uyumlu olduğunun görülmesi durumunda hasta tedavisine başlanılmasının gerekliliği belirlendi.

8. KAYNAKLAR

- Abbatucci J.S., Quint R., Bloquel J., Roussel A., Delozier T., 1981. "Techniques de radiothérapie". Expansion Scientifique Française, Paris
- Coggle, J.E., 1977. Biological Effects of Radiation, Ed. Mott, N. Noakes, G.R.
- Faiz M. Khan, 1994. Ph.D The physics of Radiation Therapy, Williams S Wilkins - Siamak Shahabi, Ph.D Blackburn's Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics, Medical Physics Publishing Corporation.
- GE Medical Systems Headquarters, 1997. Target2, Physics Manual, Revision1, Milwaukee.
- James A. Purdy, Ph.D, 1994. Treatment planning and dose distributions lecture, Radiation Oncology Physics course.
- Johns, H.E., 1971. The Physics of Radiology, USA.
- ICRU Report 29 Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons, 1978.
- ICRU Report 50 Prescribing, recording and reporting photon beam therapy.
- Lauger, A., 1995. Radiation Technics at Cancer, Dr. Uzal, C., Ankara.
- Perez C.A., Brady L.W., 1991. "Principles and practice of radiation oncology". J.B. Lippincott Ed. 2. baskı, Londra.
- Platzman, R.L., 1958. Radiation Biology and Medicine, Ed. Claus, W.D, Berlin London.
- Rockville, M.D., 1981. Department of Health and Human Services, USA.
- Rubin P., 1983. "Clinical Oncology". American Cancer society, 6. baskı, New York.
- Saturne 41/42/43 Physicst Manual Revision.
- Slessinger, E.D., Gerber, R.L., Harms, W.B., Klein, E.E, Purdy, J.A, 1993., Independent Collimator Dosimetry for a Lineer Accelerator, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Physics.
- Solomon E. P., 1992. "Introduction to Human Anatomy and Physiology". Ist. edition, W.B.Saunders Company, Philadelphia.
- UROC. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kursu, Kuşadası. Türkiye. 2002.