

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE HASTAYA ÖZGÜ KALİTE KONTROLÜ

Duygu BAYCAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2011**


Her hakkı saklıdır


TEZ ONAYI

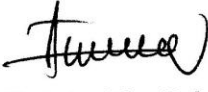
Duygu BAYCAN tarafından hazırlanan “Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Hastaya Özgü Kalite Kontrolü” adlı tez çalışması 14/04/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Jüri Üyeleri :

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

Üye: Doç. Dr. Ayşe HIÇSÖNMEZ 
Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye: Yrd. Doç. Dr. Turan OLĞAR 
Ankara Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE HASTAYA ÖZGÜ KALİTE KONTROLÜ

Duygu BAYCAN

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Bu tez çalışmasında YART ile tedavi edilen hastalar için çok önemli olan hasta tedavi dozlarının doğrulamaları 8 prostat, 13 baş-boyun, 4 mide pankreas olmak üzere toplam 25 hasta için iki farklı dozimetrik sistem ile ölçülerek ve tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılarak yapılmıştır.

Bu sistemlerden Universal fantom ve PTW Marka 0.125 cm³ hacimli Semiflex iyon odası ile nokta doz değerlerini ölçebilirken Seven 29/2D array sistemi çok sayıda iyon odası ile aynı anda ölçüm yeteneğinden dolayı doz dağılımlarını da vererek daha fazla bilgi sağlamaktadır. Sonuç olarak; her iki sistemle ölçülen nokta doz değerleri birbirine yakın sonuçlar vermiştir.

Uluslararası protokollere ve referans çalışmalara göre tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri ile bu sistemlerle ölçülen doz değerleri arasındaki farkın kabul sınırları içerisinde ve tedaviye alınan 25 hastada bu farkın % 3 içerisinde olduğu belirlenmiştir.

2011, 65 sayfa

Anahtar Kelimeler: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, Hastaya Özgü Kalite Kontrol

ABSTRACT

Master Thesis

PATIENT SPECIFIC QUALITY CONTROL IN INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY

Duygu BAYCAN

Ankara University

Graduate School of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

In this thesis, which is very important for YART patients treated with doses of treatment of verifications 8 prostate, 13 head and neck, 4 pancreas - stomach, including for total of 25 patients with two different dosimetric system were measured and compared with dose values were obtained from the treatment planning system .

Volume of 0,125 cm³ PTW Brand Of these systems, Universal phantom and ion chamber point dose values Semiflex while measurable Seven 29/2D ion chamber array system with a large number of measurement because of its ability at the same time giving the dose distribution provides more information.

As a result, each measured point dose values of the two systems gave similar results. According to studies of international protocols and reference dose values obtained from the treatment planning system with measured dose values of the difference between these systems within the boundaries of accepted and received treatment in 25 patients determined to be 3% of this difference.

2011, 65 pages

Keywords:Intensity Modulated Radiation Therapy, Patient Specific Quality Assurance

TEŞEKKÜR

Gelişen teknoloji ile radyoterapi uygulamalarında, hastaya özgü kalite kontrolün yapılmasının önemini, gerekliliğini amaçlayan bu çalışmayı yapmama olanak sağlayan ve çalışmamın her safhasında yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerileri ile beni her zaman destekleyen danışmanım, sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN'a (Gülhane Askeri Tıp Akademisi),

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisans yapma, bu alana yönelik kapsamlı dersleri alma ve bu alanda kendimi geliştirme imkanı sağladığı için sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a (Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü),

İşe başladığım günden itibaren bilgilerini sevgiyle bana aktaran, hep yanımda olan, yol gösteren, her zaman destek veren ağabeylerim sayın Fiz. Yük Müh. Haluk ORHUN (Medicana International Ankara Hastanesi) ve Fiz. Yük. Müh. Ali Doğan'a (Hacettepe Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi AD.)

Çalışmam sırasında yanımda olan, desteklerini her zaman hissettiğim Medicana International Ankara Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü doktorları sayın Uzm. Dr. Ayşen Sevgi ÖZTÜK ve Uzm. Dr. Bekir Eren ÇETİN'e,

Ölçümleri aldığım sürece yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen sevgili arkadaşlarım, Hanzade GİDER, Recep ÇAKMAK, Cemgil ERDOĞAN ile Medicana International Ankara Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü teknikerlerine,

Her sorduğum soruya sabırla cevap veren, yardımlarını esirgemeyen VARINAK A.Ş. Servis Mühendisleri Harun TAŞDEMİR, Levent KOÇ ve Ercan YİĞİT'e,

Bu çalışmam sırasında her zaman manevi desteklerini hissettiğim, her zaman yanımda olan dostlarım, Tuğba ÖZTÜRK, Yeliz ERSÖZ, Zehra KOÇ AKKAYA, Burcu KARA, Ebru ZERAY, Eyüp ZERAY, Yeşim SAYIN, Pınar ÜNAL ve Ebru DURSUN'a,

Beni hiç yalnız bırakmayan ve destekleyen dönem arkadaşlarım Ayça KORUCU, Kerime AKDUR, İbrahim ÇOBANBAŞ ve İsmail FİNDİKLİ'ya,

Bu çalışma sırasında sıkça ihmal ettiğim, tüm yaşamım boyunca hep yanımda ve attığım her adımda arkamda olan, maddi ve manevi destekleriyle hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili annem Filiz BAYCAN, babam Abdullah BAYCAN ve ağabeyim Hamza BAYCAN'a, En içten duygularıyla, sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Duygu BAYCAN

Ankara, 2011

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1 Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)	2
2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	4
2.3 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Süreci	5
2.4 Bilgisayarlı Tomografi.....	6
2.5 Görüntü Çakıştırma (Füzyon Olayı)	7
2.6 Hedef Hacim Tanımlamaları	9
2.7 Sabitleme Sistemleri.....	14
2.8 Tedavi Planlama Sistemi.....	15
2.9 Doz – Hacim Histogramı (DVH)	17
3. MATERYAL VE YÖNTEM	18
3.1 Materyaller	18
3.1.1 Philips Marka Bilgisayarlı Tomografi	18
3.1.2 Eclipse Marka Tedavi Planlama Sistemi.....	19
3.1.3 Varian Marka Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	20
3.1.4 Universal Fantom	21
3.1.5 Seven 29 / 2D ARRAY (2 Boyutlu İyon Odası)	22
3.1.6 Verisoft Yazılım Programı	23
3.1.7 İyon Odası	24
3.1.8 Elektrometre	25
3.1.9 RW3 Katı Su Fantomu.....	26
3.2 Yöntem	27
3.2.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT) Sisteminde Yapılan İşlemler	27
3.2.2 Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler.....	27

3.2.3 Verifikasyon Planının Hazırlanması.....	28
3.2.4 Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler.....	30
4. BULGULAR	31
4.1 Universal Fantom Ölçüm Sonuçları	32
4.2 Seven 29 / 2D ARRAY Ölçüm Sonuçları	37
4.3 Seven 29 / 2D ARRAY İle Elde Edilen Doz Haritası Analiz Sonuçları.....	40
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	46
KAYNAKLAR	51
ÖZGEÇMİŞ.....	53

SİMGELER DİZİNİ

ARC	Yay Hareketi - Kavis
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Clinic Target Volume (Klinik Hedef Hacmi)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DC	Direct Current (Doğru Akım)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine Image File Format
DVH	Dose – Volume Histogram (Doz – Hacim Histogramı)
DD	Dose Difference
%DD	Yüzde Derin Doz
DTA	Distance to Agreement
EPID	Elektronik Portal Görüntüleme
GTV	Gross Tumor Volume (Görüntülenebilir Tümör Hacmi)
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	Image – Guided Radiation Therapy (Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi)
IM	Internal Margin (İç Pay)
IV	Irradiated Volume (Işınlanan Hacim)
MV	Milyon Volt
MeV	Milyon Elektron Volt
μ	Lineer Soğurma Katsayısı
MR	Manyetik Rezonans
OR	Organ at Risk (Riskli Organ)
PET	Pozitron Emisyon Tomografi
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacmi)
PRV	Planning Risk Volume (Planlanan Risk Hacmi)
RT	Radyoterapi

SAR	Scatter – Air Ratio (Saçılan Hava Oranı)
SM	Set- up Margin
Sp	Fantom Saçılma Faktörü
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü
SSD	Source Skin Distance
SSDL	Secondary Standards Dosimetry Laboratories
TAR	Tissue – Air Ratio (Doku Hava Oranı)
TMR	Tissue – Maximum Ratio (Doku – Maksimum Oranı)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Treated Volume (Tedavi Hacmi)
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1	Linear Hızlandırıcı Şeması	2
Şekil 2.2	Linear hızlandırıcı kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler.....	3
Şekil 2.3	PET/BT Görüntü çakıştırma görüntüsü	9
Şekil 2.4	MR/BT Görüntü çakıştırma görüntüsü	9
Şekil 2.5	ICRU – 62 Hedef Tanımlamaları.....	11
Şekil 2.6	ICRU 62 Hedef Hacim ile Riskli Organ Tanımlamaları.....	12
Şekil 2.7	ICRU 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi	13
Şekil 2.8	Radyoterapi de Kullanılan Farklı Sabitleme Sistemleri	15
Şekil 2.9	Doz – Hacim Histogramı	17
Şekil 3.1	Philips marka Brilliance model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	18
Şekil 3.2	Eclipse Tedavi Planlama Sisteminden elde edilen tedavi planlama görüntüleri	19
Şekil 3.3	Varian DHX – 2300 Linear Hızlandırıcı Cihazı	20
Şekil 3.4	Universal Fantom.....	21
Şekil 3.5	Universal Fantom Ölçüm Kurulum Gösterimi	22
Şekil 3.6	Seven 29 / 2D Array ve Sandviç Set – up Gösterimi	23
Şekil 3.7	PTW - Freiburg, 31010 Semiflex iyon odası	25
Şekil 3.8	PTW Unidos / Weblin 235 Elektrometre	25
Şekil 3.9	RW3 Katı Su Fantomu.....	26
Şekil 3.10	Tedavi Planının Universal Fantoma Aktarılması.....	29
Şekil 3.11	Tedavi Planının Seven 29 / 2D Array 2 Boyutlu İyon Odasına Aktarılması	29
Şekil 4.1	Gama Değerinin Harita Gösterimi.....	41
Şekil 4.2	Prostat hastalarından biri için, planlanan ve ölçülen doz değerlerinin gamma değerleri metodu ile analizi.....	42
Şekil 5.1	Yüksek Doz Gradyentine Örnek Bir Doz Dağılım Görüntüsü.....	48

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1	PTW – Freiburg, 31010 Semiflex iyon odasına ait teknik bilgiler.....	24
Çizelge 4.1	Çalışmaya alınan hasta dağılımı	31
Çizelge 4.2	Prostat hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri	32
Çizelge 4.3	Prostat hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	33
Çizelge 4.4	Mide - Pankreas hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri	34
Çizelge 4.5	Mide - Pankreas hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	34
Çizelge 4.6	Baş - Boyun hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri	35
Çizelge 4.7	Baş – Boyun hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	36
Çizelge 4.8	Prostat Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	37
Çizelge 4.9	Mide – Pankreas Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	38
Çizelge 4.10	Baş – Boyun Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri.....	39
Çizelge 4.11	Prostat hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları	43
Çizelge 4.12	Mide - Pankreas hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları.....	44

Çizelge 4.13	Baş - Boyun hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları	45
--------------	--	----

1. GİRİŞ

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART); 3 boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş, özel bir formu olarak karşımıza çıkmaktadır. Primer amacı kritik organ dozlarını en düşük seviyede tutarken hedef hacmin radyasyon onkoloğu tarafından belirlenen toplam dozu almasını sağlamaktır.

Radyoterapi uygulamalarının başarısı hedef hacime ve normal dokulara verilen dozların planlanan tedavi dozları ile aynı olmasına bağlıdır. Hedeflenen tedavi planlama dozunun aynı doğrulukta hastaya verilmemesi tümör kontrol oranının azalmasına, yeni rekürenslerin ortaya çıkma olasılığının artmasına veya normal dokularda komplikasyon gelişmesine neden olmaktadır. Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin hassas bir şekilde ölçülmesine ek olarak ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle birlikte kalite kontrol testlerinin yapılması gerekmektedir.

YART tedavi planlamasının 3 boyutlu konformal radyoterapiye göre;

- Yüksek dozlara çıkabilme (tümörde),
- Etkin dozu arttırmak ve/veya normal dokuların erken ve geç yan etki dozlarını düşürmek,
- Eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelerine, farklı dozlar verebilmek,
- Normal doku korunması (hacimsel etki),
- Doz dağılımı homojenitesi (homojen doz dağılımında artış),
- Konkav şekilli ve yakınında riskli organların olduğu tümörlerde, konformal RT'ye göre daha iyi doz dağılımının olması,

gibi avantajları nedeniyle günümüzde bir çok hastada konformal radyoterapiye göre tercih edilmektedir.

Konformal radyoterapi (RT) ile karşılaştırıldığında YART' da tümörde yüksek dozlara çıkma eğilimi, riskli organların korunma gerekliliği medikal fizikçinin özellikle planlama ve kalite kontrol aşamasında, sorumluluğunu arttıran bir durumdur.

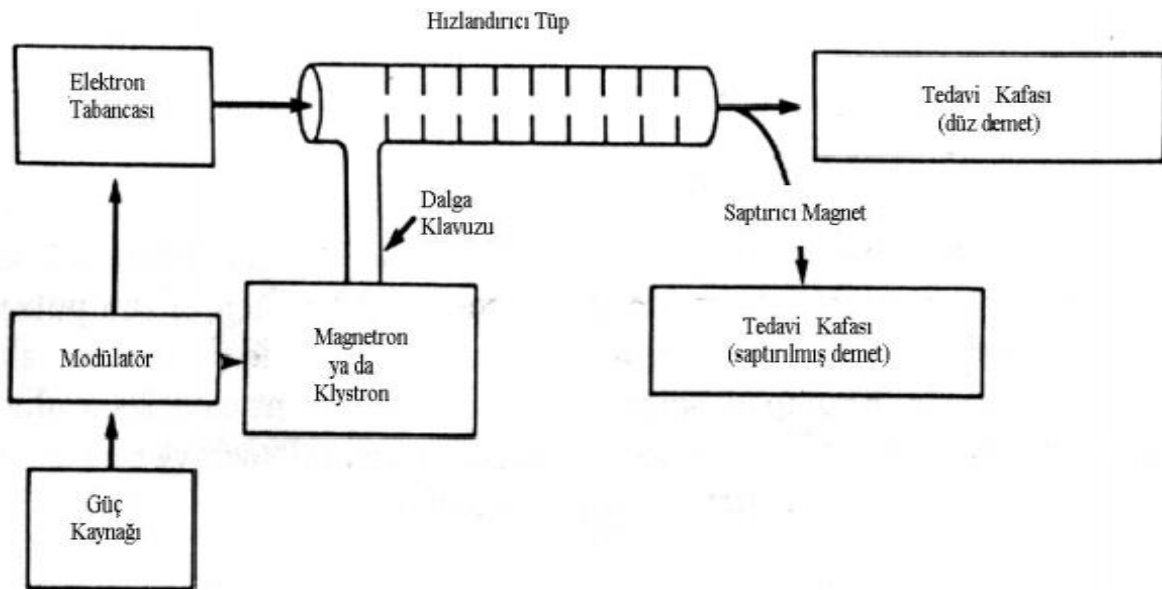
YART planlamalarının yüksek seviyede modüle edilmiş doz dağılımı içermesi, yüksek doz gradyentlerinin tedavi planlaması içinde yer alması özellikle düzensiz ve küçük alanların fazlaca bulunması, yoğunluk ayarlarının çok yapraklı kolimatör (ÇYK) değişimi ile

sağlanması YART tedavisine ayrı bir önem ve komplekslik katmaktadır. Bu nedenle; hastaya uygulanan her YART tedavisi verilerinin doğruluğunun kontrol edilmesi bir zorunluluk haline gelmiştir.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)

Lineer hızlandırıcı temel olarak, lineer tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak, elektronlar gibi yüklü parçacıkların hızlandırılmasıyla yüksek enerjili elektron ve x – ışınlarının elde edildiği bir cihazdır (Khan 1994).

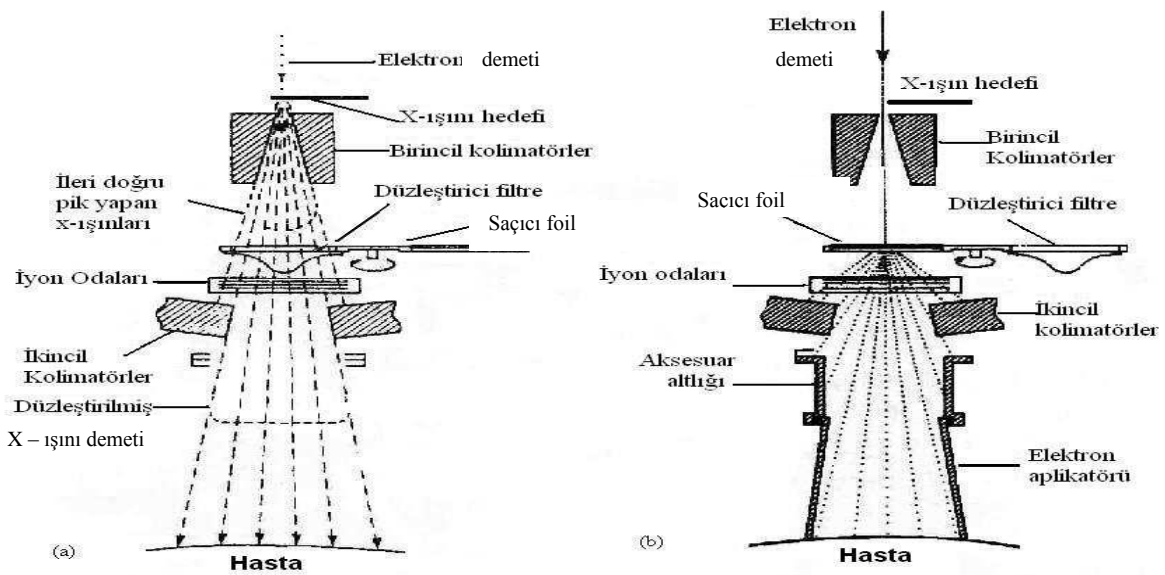


Şekil 2.1 Lineer Hızlandırıcı Şeması

Lineer hızlandırıcılarda temel ve yardımcı sistemler, Şekil 2.1'de gösterilmektedir. Buna göre, güç kaynağı modülâtöre DC (Direct Current) akım, modülâtör ise şebekeye pulslu akım sağlamaktadır. Bu akım modülâtör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları ile elde edilmektedir. Modülâtörden çıkan yüksek pulslu akım, magnetron ya da klystrona ve eş zamanlı olarak elektron tabancasına gönderilmektedir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır ve yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışmaktadır. Klystron ise mikrodalga yükseltecidir ve var olan dalganın genliğini yükseltmektedir. Magnetron ya da klystron'dan çıkan mikrodalgalar, dalga kılavuzu sistemi ile hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir. Bu arada elektron tabancasından fırlatılan elektronlar da hızlandırıcı tüpe gönderilmektedir. Elektronlar hızlandırıcı tüpe girdiklerinde başlangıç enerjileri 50 keV civarında olmaktadır. Tüp

içerisinde mikrodalganın elektromanyetik alanı ile etkileşen elektronlar dalga üzerindeki bir sinüsel elektrik alanında enerji kazanırlar (Khan 1994, Dirican 2008).

Hızlandırıcı tüpün sonunda yer alan saptırıcı magnetler, daha küçük boyutlu cihazlar yapmak için kullanılırlar. Magnetten saptırılan elektronların kendisi yüzeyel tümörlerin tedavisi için kullanılır ya da elektron demeti hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X – ışınları elde edilir ve bu ışınlar derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır(Dirican,2008).



Şekil 2.2 Linear hızlandırıcı kafasında (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler

Işınlar hastaya verilmeden önce foton tedavisinde düzleştirici filtrelerden (flattening filter), elektron tedavisinde ise saçıcı foilden (scattering foil) geçerler. Çünkü foton tedavisinde linear hızlandırıcı tüpten çıkan hızlandırılmış elektronlar hedefe çarptırılarak foton elde edilir. Yüksek enerjilerde elde edilen radyasyon daha çok merkezi eksene doğru saçılır.Yüksek enerjili iyonlaştırıcı radyasyonun merkezi eksen doğrultusundaki şiddeti yüksektir. Düzleştirici filtre demetin belli derinlikte düz olmasını sağlar. Elektron tedavisinde ise linear hızlandırıcı tüpten elde edilen hızlandırılmış elektronlar hasta üzerine ince bir demet halinde geleceği için, hasta üzerinde daha geniş homojen bir dağılım elde etmek amacıyla

elektron demeti hastaya ulaşmadan önce saçıcı foilden geçirilirler. Düzleştirici filtreler W (Tungsten) ve Al (Alüminyum)'dan yapılmıştır. Cihazın kafası içinde sızıntı radyasyonu önlemek amacıyla birincil kolimatörler, gelen foton ya da elektron demetini sadece ilgili alana ulaştırmak için ikincil kolimatörler, tanımlanan doz kontrolü için monitör iyon odaları, elektron ya da foton demetinin ulaştığı ilgili alanı görmek ve kontrol etmek için ışık demeti ve ayna sistemi bulunur. Son teknoloji cihazlarda cihaz kafası içerisinde tümör şeklini alan ve sağlıklı dokuyu daha iyi korumak amaçlı çok yapraklı kolimatör sistemi (Multileaf Collimator) yer almaktadır.

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

2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Üç boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş bir formu olan yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART)' de ana demet, hedef bölgede farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük segmentlere bölünür veya farklı yoğunlukların ÇYK hareketleri ile sağlanması ile istenen hedefin istenen dozu alması sağlanır. Bu şekilde oluşan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkabilme olanağı sağlar. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelere farklı tedavi dozları uygulanabilir (Özyigit 2005). Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağkalım sağlanan hasta gruplarında YART tümör kontrolünü artırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirilmesi açısından önemlidir. Buna bağlı olarak tedavi sonrası yaşam kalitesi artar.

Günümüzde iki temel YART uygulama tekniği kullanılmaktadır. Bunlar statik YART (Step and Shoot) ve dinamik YART (Sliding Window) teknikleridir. Statik teknikte tedavi planlama sisteminde (TPS) önceden belirlenen sabit yaprak pozisyonlarında ışınlama yapılır. Yaprakların hareketleri sırasında ışınlama yapılmaz. Dinamik teknikte ise ışınlama sırasında, yaprakların dinamik hareketleri sayesinde, yoğunluk ayarlanıp, sağlam doku korunurken, tümöre istenen dozun verilmesi sağlanır ve yaprak hareketleri sırasında ışınlama vardır.

TPS'de tedavi planlamaları düz (forward) veya ters (inverse) planlama yöntemleri ile yapılır. Düz tedavi planlamasında; radyasyon demetlerinin enerjileri, alan şekil ve boyutları, gantri,

kolimatör, yatak açıları tedavi planlama sistemine girilir. Tedavi planlama sistemi, bu bilgileri kullanarak doz dağılımlarını oluşturur. Ters tedavi planlamasında ise hedef ve kritik organlar için istenilen doz dağılımı bilgileri tedavi planlama sistemine girilir. Tedavi planlama sistemi buna uygun radyasyon demet bilgilerini oluşturur ve istenilen amaca uygun ‘optimal çözüm’ bulur. YART tedavi planlamaları ters planlama yöntemi ile sağlanır.

2.3 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Süreci

YART uygulama basamakları aşağıda belirtildiği şekildedir.

- a. Hasta seçimi
- b. İmmobilizasyon ve BT simülasyonu
- c. Hedef bölge ve normal dokuların belirlenmesi ve sınırlarının çizimi
- d. Tedavi planlamasının optimizasyonu
- e. Tedavi planının değerlendirilmesi
- f. Tedavi planının kalite kontrolü
- g. Tedavinin uygulanması
- h. Hasta takibi (Ezzel 2003).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulaması hastanın tedavisi için bu uygulamanın uygunluğunun değerlendirildiği hasta seçimi ile başlar. Bu süreç içerisinde YART planının yapılacağı hasta seçimine dikkat edilmelidir. Hasta seçiminde özellikle hastanın tedavi için, tedavi ekibi ile işbirliğine uygun olması, uzun planlama ve tedavi sürecini tolere edebilmesi, tümör yerleşimi ve boyutunun bilinmesi gerekmektedir. Tümörün düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, kritik organlara yakın olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin minimal olması ise başlıca seçim kriterleridir.

Hedef bölge ve kritik organ sınırlarının radyasyon onkoloğu tarafından çizilmesinden sonra, planlama kısmında belirlenen tümör ve hedef hacme belirlenen radyasyon dozunun verilmesi sağlanırken kritik organların aldıkları doz değerlerinin tolerans değerlerinin altında kalmasının sağlanması çok önemlidir. Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları medikal fizikçi tarafından yapıldıktan sonra doz – hacim histogramları (DVH) ve izodozları radyasyon onkoloğu ve medikal fizikçi tarafından değerlendirilir. YART planına karar verildikten sonra tedavide hedeflenen yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu nedenden dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması YART ‘de büyük önem taşır.

Kalite kontrol aşaması medikal fizikçinin, sorumluluğu ve denetimi altında gerçekleşir. Kalite kontrolün sonucunun fizikçi tarafından değerlendirilmesi yapıldıktan sonra tedavi planının geçerliliği konusunda onay verilir ve tedavinin uygulanması aşamasına geçilir. Hasta tedavi süreci ve sonrasında izlemeye alınır.

2.4 Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (Computerized tomography) kelime anlamıyla; eski yunanca kelimeler olan TOMO (kesit) ve GRAPHY (görüntü)'den oluşmuştur. Anlamı bilgisayarlı kesit görüntüsü oluşturmaktır. Bilgisayarlı tomografi (BT) 1972 yılında Hounsfield ve Ambrose adında iki bilim adamı tarafından tüm bilim dünyasına tanıtıldı. Bilgisayarlı tomografi X – ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. BT'nin temeli Röntgen cihazlarında kullanılan X-ışını tüpü teknolojisine benzer bir yapıya dayanır. Ancak diğer X – ışını cihazlarının aksine bu cihazın tüpü sürekli dönmekte olan bir gantriye bağlıdır. Sürekli dönen bu tüp ve tam karşısına yerleştirilmiş dedektör yapısı bulunmaktadır.

Bilgisayarlı tomografide, x-ışını tüpü kullanılarak, belirli bir derinlikteki obje görüntülenmektedir. Temelde dar ışın veren x-ışını tüpü, hastanın karşısındaki radyasyon detektörü ile eş zamanlı hareket ederek tarama yapmaktadır. BT'de yüksek kalitede görüntü elde edilebilmektedir. Hasta, yüksek radyasyon dozu soğurduğu halde yumuşak dokular için görüntü kalitesi düşüktür (Bor 2009).

Görüntülerdeki düzeltmeler ve matematiksel işlemler, bilgisayar tarafından yapılmaktadır. Soğurma katsayılarına bağlı BT numaraları üretilmektedir. BT numaraları -1000 ile +1000 arasındadır. Hounsfield birimi de denilen BT numarası

$$BT = ((\mu_{doku} - \mu_{su}) / \mu_{su}) \times 1000 \text{ HU}$$

olarak hesaplanmaktadır. Buradaki μ lineer soğurma katsayısıdır. Hounsfield numarası suyun soğurma katsayısındaki % 0,1'lik değişimi vermektedir. BT numarası, gri skalaya dönüştürülerek görüntü meydana gelmektedir. BT numarası değiştirilerek, istenilen organ görüntüsü elde edilebilmektedir (Bor 2009).

Elde edilen kesit görüntülerinin (transvers) birleştirilmesiyle üç boyutlu görüntü elde edilir. Üç boyutlu bu görüntüden de sağıtal ve koronal kesitleri elde etmek mümkündür.

Radyoterapi planlamaları için çekilen BT görüntülerinin kesit kalınlığı genellikle 2-10 mm arasında değişmektedir. Hasta tedavisinde ilk basamak BT görüntü olduğundan tedavi planlamasında kaliteli bir görüntü istenmektedir. Görüntü kalitesini arttırmak için hareketsizliğin sağlanması YART' da çok önemlidir. BT ve tedavide hasta hareketliliğini azaltmak için maske, karbon fiber düz hasta yatağı ya da eğik düzlem gibi sabitleyiciler kullanılmalıdır (Kachelries 2006).

2.5 Görüntü Çakıştırma (Füzyon Olayı)

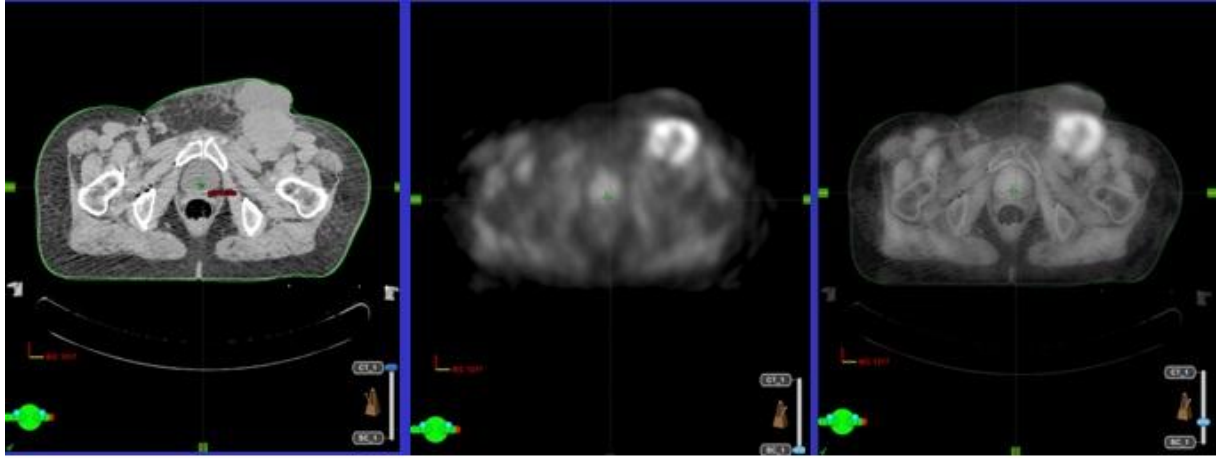
Radyoterapide hedefin mümkün olduğunca istenen dozla homojen olarak ışınlanmasına çalışılırken, sağlam doku ve kritik organların olabildiğince az radyasyon dozu almasına çalışılır. Bu nedenle hedefin ve kritik organların sınırlarının doğru olarak belirlenebilmesi büyük önem taşır. Aynı hedef hacmin farklı görüntüleme yöntemleriyle elde edilen görüntülerinin şekli ve büyüklüğü farklıdır. Bazı görüntüleme teknikleri tümörün boyutları ve lokalizasyonu ile ilgili bilgiyi daha hassas verirken, bazıları tümörün çevre dokulardan farkını daha iyi ortaya koyar. Kimi görüntüleme yöntemleri ise tümör ve organların yaşamsal faaliyetleri ile ilgili bilgi verir. Tümörün bulunduğu bölgeye bağlı olarak, bu görüntüleme yöntemlerinden birden fazlasının kullanımı hedefin daha iyi ortaya konulmasını ve sınırlarının da doğru olarak belirlenmesini sağlar. Bu nedenle son yıllarda tedavi planlamalarına görüntü füzyonu kavramı girmiş durumdadır. Örneğin, akciğer kanserlerinin hedef hacminin belirlenmesinde fonksiyonel bilgi içeren pozitron emisyon tomografi (PET) sistemlerinin kullanılması hekim tanımlamasında oldukça yardımcıdır. Akciğer kanserli bir hastada BT ile saptanan her nodülü hastalığın metastazı olarak kabul etmek hastalığın evrelemesinde ve hedef hacmin belirlenmesinde yalnızlık yapılmasına neden olabilir. Çünkü, malign hastalıkların yanında benign bir çok hastalık ta nodül oluşumuna neden olabilmektedir.

Görüntü füzyonu, farklı zamanlarda eş bakış açılarıyla ve/veya farklı tekniklerle elde edilmiş iki veya daha fazla görüntünün aynı ekranda üst üste çakışık olarak elde edilmesi işlemidir. Görüntü füzyonu ile iki görüntü geometrik olarak hizalanır ve farklı ölçümleri birbiriyle kıyaslamak ve birleştirmek için gerekli bir işlemdir.

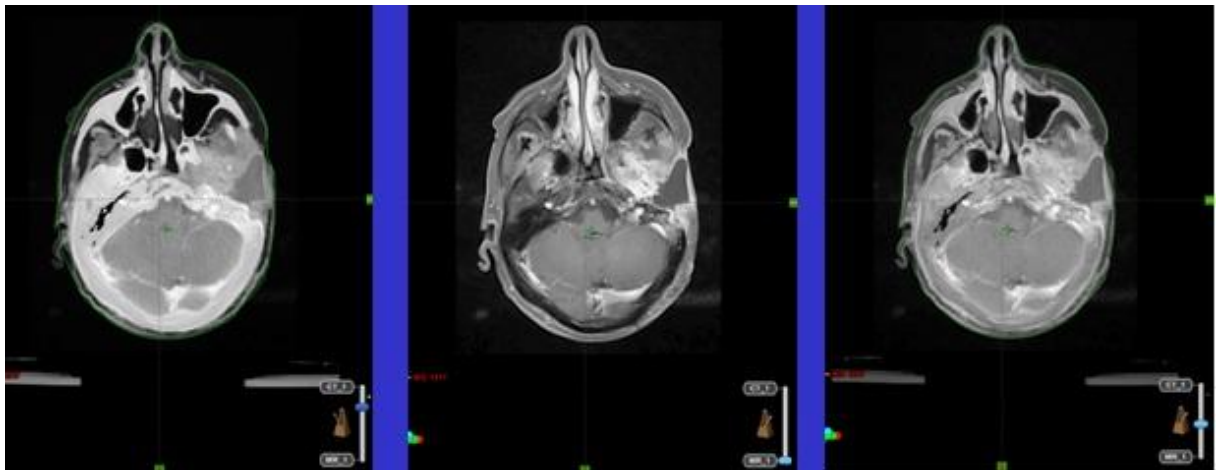
Hedef hacmin doğru olarak belirlenebilmesi için PET görüntüleri, radyoterapi planlamalarında standart olarak kabul edilen ve doz hesaplamasına olanak sağlayan BT görüntüleri ile uzaysal olarak çakıştırılır. Bu çakıştırma işlemi büyük bir hassasiyet ve doğrulukla yapılmalıdır. Çoklu modalitedeki görüntülerin çakıştırılması birkaç adım içeren

multifonksiyonel bir yazılımla mümkün olabilmektedir. Bu yazılım, görüntüleri transfer etme, saklama, koordinat değiştirme ve voksel interpolasyonu yapabilme kabiliyetinde olmalıdır. akıştırma işleminin başarısı için PET ve BT taramalarında hasta pozisyonunun aynı olması gerekmektedir. Uygulanan akıştırma işleminin doğruluğunun da test edilmesi önemli bir aşamadır. akıştırma işleminin yanlış yapılması hedef hacmin eksik doz almasına ve/veya sağlam dokuların işinlanmasına neden olabilir (Kara, 2009).

akıştırma işlemleri PET ile BT arasında yapılabildiği gibi radyoterapide sıkça kullanılan diğer füzyon işlemleri MR ve BT veya BT ile BT arasında da yapılabilmektedir.



şekil 2.3 PET/BT Görüntü akıştırma görüntüsü



şekil 2.4 MR/BT Görüntü akıştırma görüntüsü

2.6 Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyoterapi tedavilerinde tümöre maksimum hasarı verirken radyasyon alanı içerisinde kalan kritik organ ve sağlam dokular korunmaya çalışılır. Erken tanı, tümör için en uygun ışının, toplam ve fraksiyon başına düşen dozun belirlenmesi, seçilen ışının en uygun teknikle tümör bölgesine ulaştırılması radyoterapi tedavilerinin başarılı olması için önemlidir. Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramları tanımlanmıştır. Bu hacim kavramları ICRU 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements) ve ICRU 62 (1999) protokollerine göre ifade edilir.

Bu hacim kavramları;

1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
2. Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV)
3. Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV)
4. Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV)
5. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume, IV)
6. Riskli Organ (Organ at Risk)

Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV):

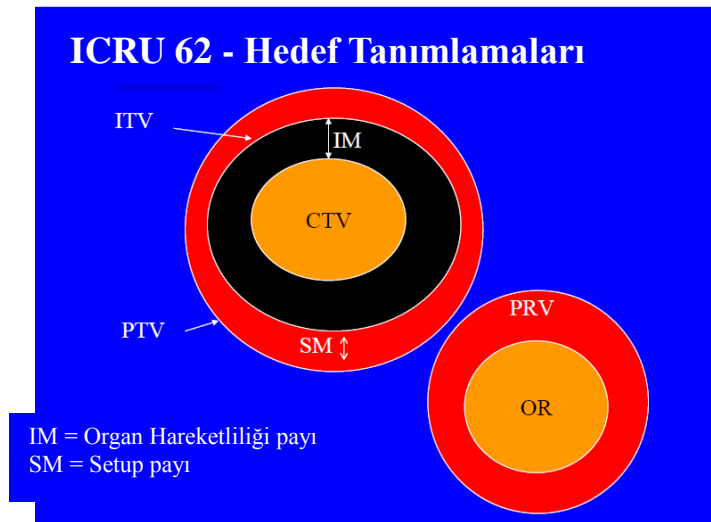
Malign büyümenin gerçekleştiği, tanımlanabilir, sınırları belirgin, görüntülenebilir tümör hacmidir. GTV hacminin genişliği ve büyüklüğü çeşitli görüntüleme teknikleri ile belirlenebilir.

Klinik Hedef Hacmi (CTV) :

Gross tümör hacmini ve subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir (ICRU 62). CTV, tomografi kesitlerinde görülen tümör ve mikroskopik tümör uzanımı için riskli bölgeleri içine alan hacim olarak belirlenir (Dirican 2008).

Planlanan Hedef Hacim (PTV) :

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır. PTV, klinik hedef hacme organ hareketliliğinden dolayı bırakılan (Internal Margin (IM)) ve set - up hataları nedeniyle bırakılan (set – up margin (SM)) payların eklenmesi ile elde edilir. CTV'ye belli bir pay verilerek PTV'nin tanımlanmasının nedeni planlamadan sonra yukarıda açıklanan nedenlerle ortaya çıkacak bazı belirsizlikler nedeniyle tedavi boyunca CTV'nin radyoterapi alanı dışına çıkmasını engellemektir (ICRU 62).



Şekil 2.5 ICRU 62 Hedef Tanımlamaları

Tedavi Hacmi (TV) :

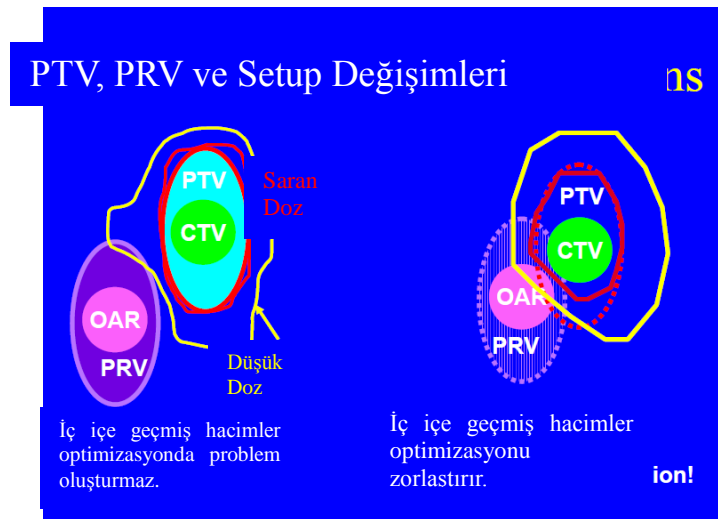
Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun, planlanan hacme verilmesi sırasında kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirilen miktarda doz alan doku hacmidir. Kısaca bir izodoz yüzeyi tarafından tamamen sarılmış hacim olarak ifade edilebilir (ICRU 62).

Işınlanan Hacim (IV) :

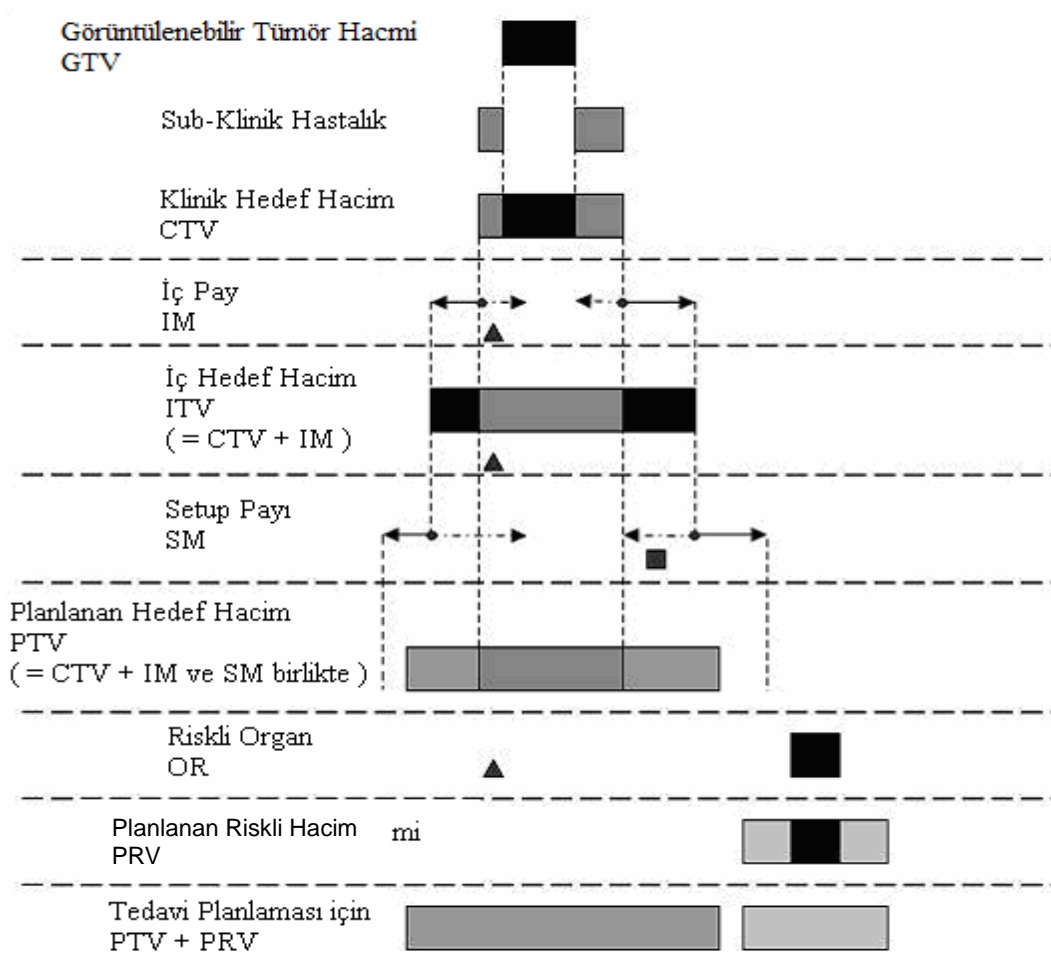
Işınlanan hacim normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doku hacmidir (ICRU 62).

Riskli Organ :

Riskli Organ (Kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti tedavi planlamasını ve / veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs.)'dir (ICRU62).



Şekil 2.6 ICRU 62 Hedef Hacim ile Riskli Organ



Şekil 2.7 ICRU 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi (Anonymous 1999)

2.7 Sabitleme Sistemleri

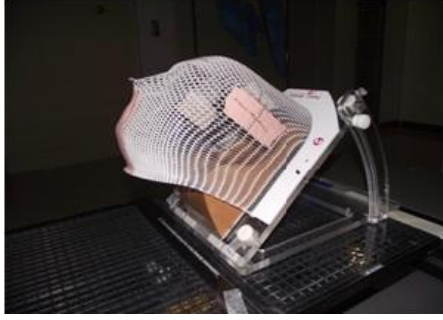
Yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamasında en önemli konulardan biri de hastaların sabitleme işlemidir. Planlama sırasında sağlıklı dokuyu koruyarak hedefe istenen dozun verilmesi için, ince hesaplamalar yapılmaktadır. Planlama için çizilen konturlarda (hacim sınırlarında) her ne kadar belirli paylar verilse de hastaların tedavi başında ve tedavi boyunca hareket etmeleri kaçınılmazdır. Bu hareket çok küçük bile olsa planlanan tedaviyi olumsuz etkileyebilir.

Beyin, nazofarenks, hipofarenks gibi tümörlerde organ hareketliliği olmasa da akciğer, prostat gibi tümörlerde organ hareketliliği ile birlikte hasta hareketinin de olması hedef dışında sağlıklı dokuların istenmeyen dozları almasına neden olabilir.

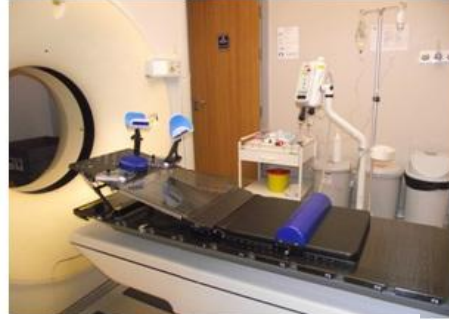
Sabitleme sistemleri hasta pozisyonuna uygun olacak şekilde tasarılan ve hasta hareketini minimum düzeyde kalmasını sağlayacak ve her tedavide aynı şeklin alınmasını sağlayacak şekilde dizayn edilmişlerdir. Baş boyun maskeleri, prostat seti, akciğer bordu, meme bordu hasta hareketlerini azaltacak sistemlerden bazıları olarak verilebilir. Vakumlu yataklar ise özellikle çocuk hastalar için oldukça kullanışlı sabitleme sistemleridir.

Hasta sabitleme sistemlerinin, tedavi masalarına da sabitlenebilir olması gereklidir. İndekli karbon fiber masa ya da sabitleyici çubuklar bu konuda yardımcı olan ek materyallerdir.

Hasta sabitleme sistemlerinin bulunmadığı ya da yeterli olmadığı durumlarda, kurşun işaretleyiciler, iç organların hareketlerini takip edebilmek ve hareketlerini önleyebilmek için altın işaretleyiciler, organların dolu ve boş olması veya portal görüntüleme teknikleri yardımcı olabilir (Ezzel, 2003).



a. Baş Sabitleme Maskesi



b. Meme Bordu



c. Vakumlu Yatak



d. Prostat Seti

Şekil 2.8 Radyoterapi de Kullanılan Farklı Sabitleme Sistemleri

2.8 Tedavi Planlama Sistemleri (Treatment Planning System-TPS)

Tedavi Planlama Sistemi (TPS) yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışabilen yazılımdan oluşan bir sistemdir. Bilgisayar ortamında farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), istenilen alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturmak ve bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanarak hastaya yöneltmek ve ışınlanan bölgedeki doz dağılımlarını elde etmek mümkündür.

Tedavi Planlama Sisteminde doz hesaplamaları yapmak için, kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre, planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelagade vd. 2007).

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

Klinik olarak Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi planlaması yapabilmek için Tedavi Planlama Sistemlerinin de uygun olması gerekmektedir. Her tedavi planlama sistemine üretici firmaların geliştirdiği yazılımların yüklenmesi ile markası ne olursa olsun her TPS, YART planına uygun hale getirilebilmektedir.

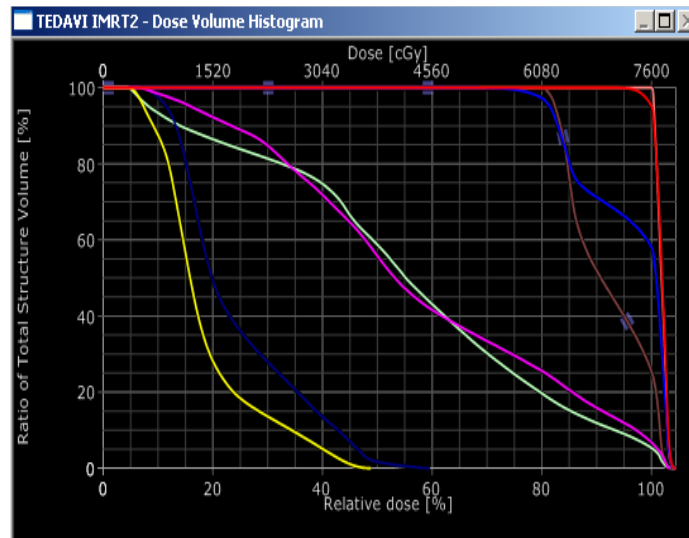
Farklı firmalara ait farklı planlama sistemleri bulunmaktadır. Türkiye de kullanılan tedavi planlama sistemlerine örnekler PRECISE Planlama Sistemi, CMS Planlama Sistemi ve ECLIPSE Planlama Sistemleridir.

2.9 Doz – Hacim Histogramı (DVH)

Doz-Hacim Histogramı, üç boyutlu doz dağılımı hakkında bilgi vermektedir. DVH, üç boyutlu tedavi planlaması ve yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamasında, hastanın tedavi edilen hedef hacimlerinin ve kritik organlarının aldıkları dozları ve bu dozları alan hacimleri gösterir. Planlamada doz dağılımındaki bilgileri verir. Tümörde soğurulan dozun ne kadar hacimde ne kadar soğurulduğu bilgisini verir. Normal doku tolerans değerlerinin karşılaştırılmasına olanak sağlar.

Doz hacim histogramları Diferansiyel DVH ve Kümülatif DVH olmak üzere iki şekilde gösterilmektedir. Diferansiyel DVH, tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösteren DVH' dir.

Kümülatif DVH, % izodoz eğrilerinin kapsadığı hacmin ne kadar doz alacağını göstermektedir. DVH genellikle kümülatif histogram olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde hedef hacim ve kritik yapıya verilen dozlar hesaplanmaktadır. Ayrıca tanımlanan hacimlere karşı gelen dozlar gösterilebilmektedir.



Şekil 2.9 Doz – Hacim Histogramı

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyaller

3.1.1 Philips Marka Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Çalışmada Philips marka Brilliance model 64 dedektörlü bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır. Kullanılan kalite kontrol cihazlarının ve çalışmada değerlendirilen hastaların tomografik görüntüleri 3mm kesit kalınlıklarında alınmıştır.

Hastaların bilgisayarlı tomografi görüntüleri, sırt üstü (supin) pozisyonda çekilmiştir.

Tedavi planlaması için BT masası düz olmalı ve hasta asıl tedavi pozisyonunda yatırılabilir. Tomografi cihazında bulunan lazerlerin kesişim noktalarında, hasta cildine yapıştırılan kurşun işaretleyiciler kesit görüntülerinde görüntülenebilir olmalıdır.

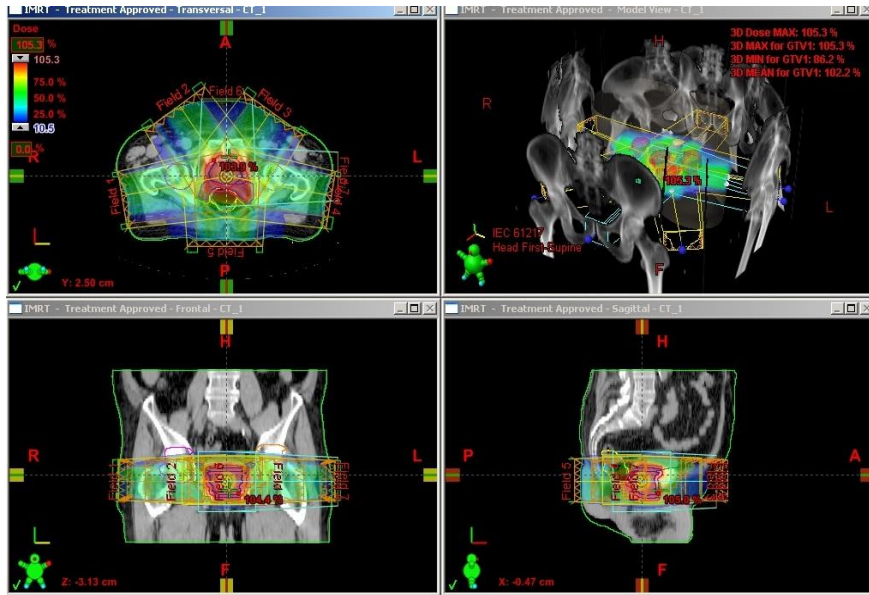


Şekil 3.1 Philips marka Brilliance model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.1.2 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse, Varian marka lineer hızlandırıcı cihazının tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi olarak ' Windows XP SV3 ' ile çalışmakta, network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta ve DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar (Varian 2006).

Eclipse tedavi planlama sistemi doz hesaplamalarında fotonlar için ' Pencil Beam Convolution / 8. 6. 14 ' algoritmasını, elektronlar için ' Generalized Gaussian Pencil Beam / 8. 6. 14 ' algoritmasını, YART için ise ' Dose Volume Optimizer / 8. 6. 14 ' algoritmasını kullanmaktadır.



Şekil 3.2 Eclipse Tedavi Planlama Sisteminden elde edilen tedavi planlama görüntüleri

3.1.3 Varian Marka Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Bu çalışmada Varian marka Clinac DHX-2300 model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. 3 boyutlu RT (3B-RT), Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve ARK gibi tedavi tekniklerinin uygulanabileceği çok fonksiyonlu bir lineer hızlandırıcıdır.



Şekil 3.3 Varian DHX – 2300 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Cihaz 6 ve 18 MV olmak üzere 2 foton, 6, 9, 12, 15, 18 MeV olmak üzere 5 farklı elektron enerjisi üretilebilmektedir. 120 adet çok yapraklı kolimatör sistemine sahip olup ortadaki 40 adedi 0,5cm genişliğinde, geriye kalan 80 adet ise 1 cm genişliğindedir.

Çok yapraklı kolimatör sistemi sayesinde özellikle koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan tümörün şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. SSD = 100 cm mesafede açılabilen minimum alan genişliği 1x1 cm, maksimum alan genişliği ise 40 x 40 cm'dir. Yaprak uçları yuvarlak tasarımda olup, çok yapraklı kolimatör yerleşimi çenelerin altındadır. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız yaprak motorları tarafından sağlanır.

Elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz dinamik kama filter (wedge) özelliğine sahiptir. Karbon fiber tedavi masası ile tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir.

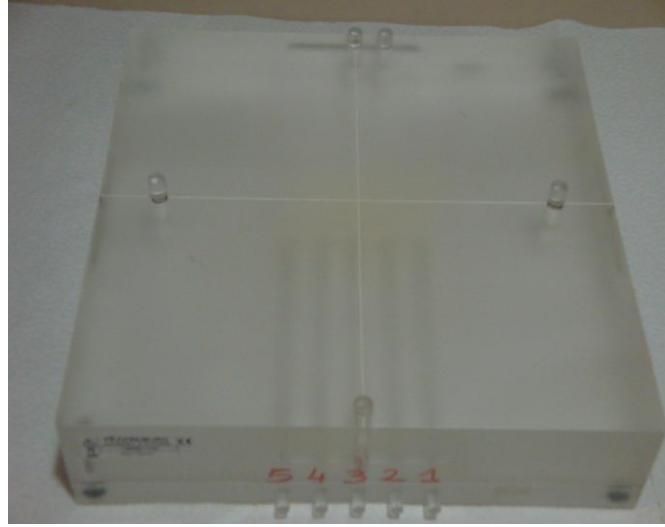
3.1.4 Universal Fantom

Hastaya özgü kalite kontrolün yapılmasını amaçlayan ölçüm fantomudur. 30x30x7cm boyutlarında, lateral yüzeyinde 0,125cm³ semiflex iyon odası yerleşimine uygun 5 deliğe

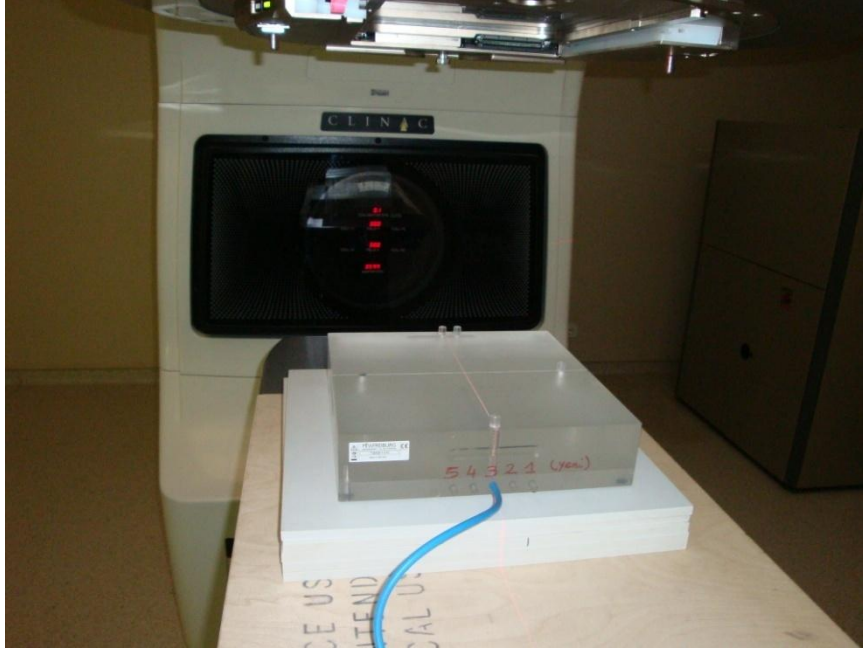
sahip, PMMA materyali ile yapılmıştır. Tabanı ve delikler üzerinde PMMA olduğu için ayrıca su eşdeğeri bir fantom düzeneği gerektirmez (Bohsung, 2004).

Fantom masa üzerine yerleştirilir ve tomografik görüntüleri elde edilir. Çekilen görüntüler DICOM formatıyla tedavi planlama sistemine gönderilir.

3. delik merkezi efektif ölçüm merkezi olarak TPS'ye tanıtılır ve her hastaya özgü kalite kontrol planı bu fantom görüntüsüne aktarılarak, TPS'den gelen veriler doğrultusunda ölçümler alınır.



Şekil 3.4 Universal Fantom



Şekil 3.5 Universal Fantom Ölçüm Kurulum Gösterimi

3.1.5 Seven 29 / 2D ARRAY (2 Boyutlu İyon Odası)

Seven 29 / 2D ARRAY; 27x27 lik bir matris ve 5mmx5mmx5mm boyutlarında paralel plaka iyon odalarından oluşur. İyon odaları merkezden merkeze 10 mm aralığa sahiptir. 729 adet iyon odası tüm matrisi dolduracak şekilde yerleştirilmiştir. Çevre materyali PMMA'dır. 400 – 1000 ms arası bir sürede yazılıma veri transferi sağlanabilmektedir.

2D ARRAY ile verifikasyon sürecinde özel bir fantoma ihtiyaç yoktur, katı su fantomları yeterlidir (Bohsung, 2004).

Verifikasyonda 2D ARRAY altına 5 cm ve üzerine 5,5 cm katı su fantomları yerleştirilerek sandviç set-up oluşturulur, oluşturulan bu kombinasyonun tomografik görüntüleri elde edilir ve DICOM olarak TPS'ye gönderilir. 2D ARRAY'ın merkezi iyon odası (365.), efektif ölçüm noktası olarak sisteme tanıtılır ve her hasta planı bu ortama taşınarak ölçümler alınır.



Şekil 3.6 Seven 29 / 2D Array ve Sandviç Set – up Gösterimi

3.1.6 Verisoft Yazılım Programı

Verisoft yazılım programı, Seven 29 / 2D Array iyon odası ile yapılan kalite kontrol ölçümlerinde hem doz okumaya hem de Tedavi planlama sistemi ile 2D Array de elde edilen ölçümlerin karşılaştırılmasına olanak sağlayan bir yazılımdır. Gamma metodu ile uyumlu, sıcak ve soğuk noktaların kolayca gösterildiği ve tedavi planı ile ölçülen doz arasındaki maksimum farkın belirlenmesi ve görsel olarak gösterilmesi ile kalite kontrol işlemleri sırasında kolaylık sağlamaktadır (Bohsung, 2004).

3.1.7 İyon Odası

İyon odası, elektrik yükünün ölçülüp suda soğurulan doza çevrilmesi için kullanılır. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot, onun çevresinde hava boşluğu ve bu boşluğu dış ortamdan ayıran iyon odası duvar materyalinden oluşur. Duvar materyali iyon odası içindeki havada elektronik dengenin kurulmasını sağlamaktadır. Duvar materyali farklı materyallerden oluşabilmektedir. Silindirik geometri tasarımlı iyon odalarında yöne bağımlılık yoktur. İyon odası yapısının olabildiğince homojen olması gerekmektedir. İyon odası kullanılan ölçümlerde PTW marka 31010 /2764 model semiflex iyon odası kullanılmıştır. Bu iyon odasına ait teknik bilgiler Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 PTW - Freiburg, 31010 Semiflex iyon odasına ait teknik bilgiler
(PTW, 2006)

Marka / Model	PTW - Freiburg, 31010 Semiflex
Radyasyon Tipi	Foton – Elektron
Ölçüm Hacmi	0.125 cm ³
Çalışma Voltajı	400 V
Duvar Materyali	PMMA + Grafit
Duvar Kalınlığı	0.55 mm PMMA + 0.15 mm Grafit
Build - up Cap Materyali	3 mm PMMA
Elektrot Materyali	Al 99.98 R



Şekil 3.7 PTW - Freiburg, 31010 Semiflex iyon odası

3.1.8 Elektrometre

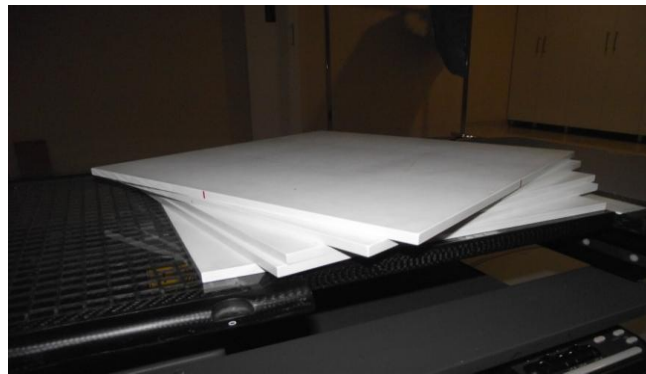
Elektrometre iyon odasının merkezi elektrodunda toplanan yükün ölçülmesini sağlamaktadır. Okunulan değer suda soğurulan dozu hesaplamada kullanılır. Birlikte kullanılacak iyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu standart bir laboratuarda (SSDL) birlikte gerçekleştirilmelidir. Elektrometre kullanılan ölçümlerde PTW marka UNIDOS Weblin 235 model elektrometre kullanılmıştır.



Şekil 3.8 PTW Unidos / Weblin 235 Elektrometre

3.1.9 RW3 Katı Su Fantomu

RW3 katı fantom, radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetleri için üretilmiş su eşdeğeri bir fantomdur. Farklı iyon odalarının hacimlerine göre yerleşebilecekleri özel fantom tabakaları bulunmaktadır. 40 x 40 cm'lik fantom tabakaları 1 mm, 2 mm, 5mm ve 10 mm gibi farklı kalınlıklarda üretilmektedirler. Fotonlar için 70 kV – 50 MV arasında, elektronlar için 1 MeV – 50 MeV arasındaki enerjiler için ölçüm olanağı sunmaktadır.



Şekil 3.9 RW3 Katı Su Fantomu

3.2 Yöntem

3.2.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT) Sisteminde Yapılan İşlemler

Hasta kalite kontrolüne başlamadan önce, universal fantom ve Seven 29 / 2D ARRAY 2 boyutlu iyon odasının tomografik kesit görüntüleri elde edilmiştir. Alınan kesit görüntüleri DICOM formatıyla tedavi planlama sistemine gönderilmiş ve bu görüntüler sisteme verifikasyon planı olarak tanıtılmıştır. Daha sonraki işlemde, YART planı yapılacak hastaların, sırt üstü pozisyonda ve gerekli sabitleme sistemleri de kullanılarak kesit görüntüleri elde edilmiştir. Fantomların ve hastaların taramaları 3 mm kesit kalınlıklarında yapılmıştır.

Tomografik kesitlerin alındığı sırada, tomografi lazerlerinin lateral ve koronal pozisyonda çakıştığı yerlere 2mm çapında kurşun bilyalar yerleştirilmiştir. Bu bilyalar TPS sisteminde işaretlenerek referans merkez noktası olarak tanıtılır. TPS tarafından bu merkez noktasına göre verilen x, y ve z değerleri sayesinde, hasta kaydırılarak tümör merkezinin cihazın eşmerkez noktasına getirilmesi sağlanmıştır.

3.2.2 Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

Tomografik kesit görüntüleri TPS'ye gönderildikten sonra, Radyasyon onkoloğu tarafından o hastaya özel kritik organlar ve hedef hacim tanımlamaları yapılır. Hedef hacim tanımlaması sırasında radyasyon onkoloğu, ICRU – 62 tarafından belirlenen ve YART'a göre tanımlanan organ tanımlarına bağlı olarak organ sınırlarının çizimlerini her bir kesitte yapar. Hastanın hedef hacminin kesin belirlenebilmesi için, hastanın BT görüntüleri PET ya da MR görüntüleri ile füzyon edilerek kullanılır.

Çizimlerini bitiren ve hedef hacim ile sağlam doku sınırlamalarını (hacimsel olarak) belirleyen hekim, planlama için görüntüleri fizikçiye devreder.

Hastalığın yerleşimine göre, uygun tedavi açıları belirlendikten sonra, optimizasyon işlemine geçilir. Optimizasyon işlemi ile hekimin verdiği doz değerleri dikkate alınarak, çözüm tedavi planlama sisteminin optimizasyon menüsüne tanıtılır. TPS amaca yönelik alternatif ve en uygun planlamayı medikal fizikçiye sunar. Alternatif çözümün doz dağılımları dikkate alınarak en uygun planlama medikal fizikçi tarafından kabul edilir. Çözümün kabulünün ilk şartı, hekimin ICRU 62'ye göre çizdiği hedefin, verilen dozun %95 ile %107'si aralığında olan bir değeri alması ve kritik organlar için ise tanımlanan doz sınırlamalarının

uygunluğunun kabul edilmesidir. Medikal Fizikçi tarafından kabul edilen YART planı, ikinci kez radyasyon onkoloğu ile tartışılıp yapılan planın onaylanması sağlanır.

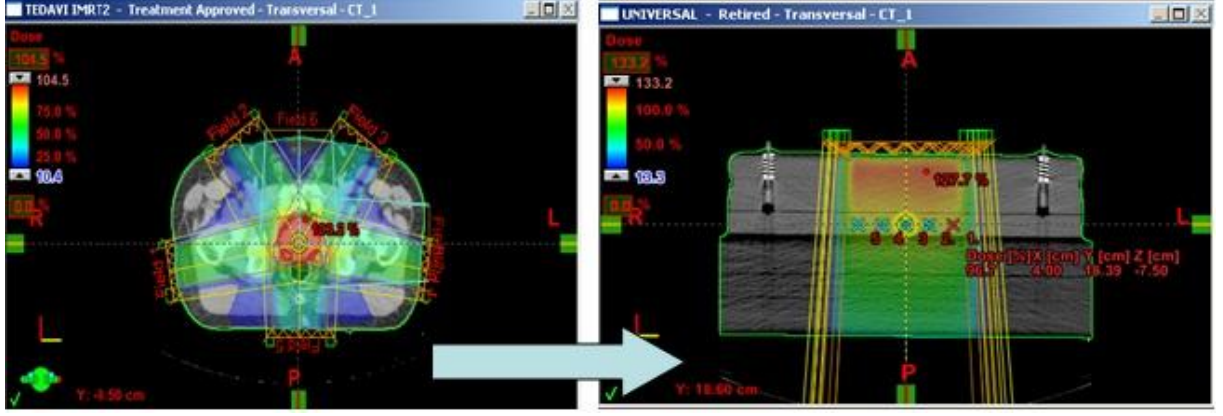
Daha sonraki aşama ise, YART planının geçerliliğinin kalite kontrol yöntemleri ile sağlanması aşamasıdır. Yapılan YART tedavi planı, TPS sisteminin Verifikasyon planı menüsünde, verifikasyon planlarına taşınır. Burada alternatif seçenek olarak;

- Tüm tedavi alanlarının 0 (sıfır derece) gantri açısına taşınarak ölçüm yapılması,
- Her tedavi alanının 0 (sıfır derece) gantri açısına taşınarak ayrı ayrı ölçülmesi şeklinde yapılabilir.

Diğer bir yöntem ise kullanılan fantomun, tedavi cihaz kafasına yerleştirilen bir aparatı ile cihaz kafasına yerleştirilip, hastanın YART tedavisindeki aynı açılarıyla ışınlanmasıdır. Ancak çalışma sırasında bu aparat olmadığından dolayı, tüm tedavi alanları 0 (sıfır derece) gantri açısına taşınarak ölçüm yapılmıştır.

3.2.3 Verifikasyon Planının Hazırlanması

Universal fantom ve 2D Array ile hazırlanmış sandviç set – up düzeneklerinin tomografik kesit görüntüleri DICOM formatı ile TPS'e gönderilmiştir. TPS de bu görüntülerin, firmanın verdiği işlem sırası doğrultusunda, TPS de verifikasyon planı olarak kayıt altına alınması sağlanmıştır. Bu işlemten sonra Eclipse tedavi planlama sisteminde, aşağıdaki sıra izlenerek her hastaya özgü verifikasyon planı hazırlanır. Bu sistem doğrultusunda, önce TPS menüsünün 'verifikasyon planı yarat' bölümünde, hastanın planı hangi kalite kontrol materyaline taşınmak istenirse, o materyal menü de seçilerek Şekil 3.10 ve Şekil 3.11'de gösterildiği gibi taşıma işlemi gerçekleştirilir., Taşıma işleminden sonra, TPS de SSD düzeltilmesi gerçekleştirilir. Bu çalışmada Sliding Window Tekniği kullanıldığı için, hasta tedavisinde çok yapraklı kolimatör hareketlerinin aynısı verifikasyon planında TPS'nin 'lif hareketlerini yarat' menüsünde tanımlanır. Bu işlem sonrasında, daha az ışınlama yapmak adına hastanın bir fraksiyonunda girdiği radyasyon dozu miktarı verifikasyon planına yansıtılır ve hesaplama işlemi yapılır. Yapılan hesaplama işleminden sonra, universal fantom için 3. deliğe, 2D Array için ise merkezi iyon odasına normalizasyon işlemi yapılır. Bu işlem klinik bir tercih olup, her klinikte farklı protokoller uygulanabilir. Normalizasyon işlemi yine daha az ışınlama yapmak ve zamandan kazanmak amaçlı yapılan bir yöntemdir. İşlemler tamamlandıktan sonra, verifikasyon planı fizikçi tarafından onaylanıp, tedavi cihazına gönderilir.



Şekil 3.10 Tedavi Planının Universal Fantoma Aktarılması



Şekil 3.11 Tedavi Planının Seven 29 / 2D Array 2 Boyutlu İyon Odasına Aktarılması

3.2.4 Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler

Tedavi odasında, kullanılan Seven 29 / 2D ARRAY ile Universal fantomlar için ayrı ayrı ölçüm düzenekleri kurulmuştur. Universal fantomun delik merkezinden itibaren, üzerinde 6cm'lik PMMA materyali ile sahip olduğu bir derinlik vardır. Tedavi planlarının karşılaştırılması için 2D Array ile hazırlanan set – up 'ta 2D Array üzerine 5.5cm'lik RW3 katı su fantomu yerleştirilmiştir. Bu durumda 2D Array'in iyon odalarının yüzeyinde 6cm'lik kalınlık oluşturulmuş ve temsili hasta yaratılmıştır.

Verifikasyon planları hazırlanan hastaların bu planlamaları, tedavi cihazına gönderilir. Tedavi cihazına gönderilen verifikasyon planları, tüm tedavi alanlarınının 0 (sıfır derece) gantri açısına taşınarak hazırlanmış ve ölçümler bu şekilde alınmıştır. Her hastanın verifikasyon ölçümleri hem arşiv amaçlı hem de gamma analizleri için bilgisayar hafızasında ve dosyalarda kayıt altına alınmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmaya, YART planı yapılarak tedavi edilen 25 hasta katılmıştır. Hastaların tamamının verifikasyon planları 200 cGy'lik radyasyon dozu verilerek hazırlanmıştır. Bu durumda verifikasyon için kullanılan Universal fantom ve 2D Array 2 boyutlu iyon odasında, efektif ölçüm noktalarında okunması gereken doz miktarı da aynıdır. Hastaların teşhislerine göre dağılımı Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Çalışmaya alınan hasta dağılımı

Prostat	Baş – Boyun	Mide - Pankreas	Toplam
8	13	4	25

İlk ölçümler; PTW marka 30x30 cm² boyutunda Universal Fantom'da yüzeyden 6 cm derinlikte bulunan ve X eksenine merkezden merkeze 2 cm aralıkla yerleştirilmiş 5 noktada alınmış, bu amaçla PTW marka Semiflex (0,125cc) iyon odası ve PTW marka Weblin elektrometre kullanılmıştır .

İkinci aşamada ölçümler, Üzerinde 27x27cm²lik alana yerleştirilmiş 729 iyon odası bulunan PTW marka Seven29 2D Array ile tekrarlanmıştır. Ölçüm değerleri verisoft yazılım aracılığı ile okunmuştur.

Ölçüm sırasında Seven29 fantomunun üstüne 10 mm kalınlığında 5 adet ve 5 mm kalınlığında 1 adet PTW marka RW3 katı fantom tabakası yerleştirilmiştir.

4.1 Universal Fantom Ölçüm Sonuçları

YART planının doğruluğunu kabul etmek için kullanılan noktasal doz değeri ölçümlerinden ilki universal fantom ve semiflex iyon odası ile yapılmıştır. TPS de verilen ortalama doz değeri ile universal fantom merkezine yerleştirilen iyon odasından elde edilen doz değerleri Çizelge 4.2, Çizelge 4.3, Çizelge 4.4, Çizelge 4.5, Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7’de verilmektedir.

Çizelge 4.2 Prostat hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında TPS Tarafından Verilen Doz (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	58,0	192,0	200,0	198,0	103,0
2	35,0	178,0	200,0	203,4	98,0
3	57,5	189,0	200,0	176,0	76,0
4	75,0	172,8	200,0	194,0	67,0
5	83,0	196,0	200,0	201,0	46,0
6	95,0	204,0	200,0	188,0	68,0
7	103,0	188,0	200,0	193,0	43,0
8	56,0	147,6	200,0	187,0	58,0

Çizelge 4.3 Prostat hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında Ölçülen Doz Değerleri (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	56,3	193,3	201,0	197,6	105,7
2	35,1	182,0	201,6	205,8	99,7
3	56,7	188,9	201,0	176,3	76,6
4	74,7	173,5	201,2	194,4	67,6
5	83,2	192,2	198,2	202,2	47,5
6	98,5	208,8	201,6	184,3	68,7
7	99,8	187,2	197,2	190,5	43,6
8	57,5	145,5	200,8	185,8	58,6

Çizelge 4.4 Mide - Pankreas hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında TPS Tarafından Verilen Doz (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	58,0	192,0	200,0	198,0	103,0
2	35,0	178,0	200,0	203,4	98,0
3	57,5	189,0	200,0	176,0	76,0
4	75,0	172,8	200,0	194,0	67,0

Çizelge 4.5 Mide - Pankreas hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında Ölçülen Doz Değerleri (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	58,3	191,6	199,0	198,9	103,3
2	34,9	177,8	198,6	203,6	101,9
3	59,2	185,6	202,2	173,0	77,7
4	73,3	175,7	200,4	199,2	67,3

Çizelge 4.6 Baş - Boyun hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında TPS Tarafından Verilen Doz (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	67,0	130,0	200,0	179,0	87,0
2	88,0	142,0	200,0	186,0	106,0
3	98,0	165,0	200,0	196,0	123,0
4	74,0	176,0	200,0	193,0	142,0
5	102,0	189,0	200,0	189,0	98,0
6	110,0	196,0	200,0	187,0	87,0
7	99,0	179,0	200,0	192,0	67,0
8	67,0	169,0	200,0	188,0	51,0
9	59,0	177,0	200,0	168,0	43,0
10	87,0	182,0	200,0	193,0	48,0
11	94,0	183,0	200,0	189,0	72,0
12	81,0	198,0	200,0	181,0	56,0
13	75,0	184,0	200,0	192,0	36,0

Çizelge 4.7 Baş – Boyun hastalarının YART planının doğrulaması için Universal fantom ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

Hasta No	Universal Fantom Ölçüm Noktalarında Ölçülen Doz Değerleri (cGy)				
	1	2	3	4	5
1	68,1	129,4	197,6	180,9	85,1
2	86,7	141,5	203,2	186,0	108,2
3	96,6	159,8	200,2	201,2	144,5
4	76,3	174,1	200,2	190,9	143,8
5	103,5	189,0	199,0	188,0	96,5
6	109,5	197,3	201,4	186,8	87,1
7	97,9	173,4	200,8	198,1	66,6
8	68,4	171,8	203,2	183,7	52,2
9	57,4	172,3	198,6	166,9	42,4
10	88,33	176,8	199,2	190,3	49,2
11	92,6	181,0	203,0	193,9	56,7
12	82,3	199,7	197,6	176,4	56,8
13	73,4	183,9	201,6	195,1	35,1

4.2 Seven 29 / 2D ARRAY Ölçüm Sonuçları

YART planının doğruluğunu kabul etmek için kullanılan noktasal doz değeri ölçümlerinden ikincisi olarak Seven 29 / 2D ARRAY ile merkezi efektif ölçüm noktasında okunan doz değeri ile TPS de planlanan doz değerleri için alınan sonuçlar Çizelge 4.8, Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10'da verilmiştir.

Çizelge 4.8 Prostat Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	2D ARRAY(cGy)
		Merkez
1	200,0	200,6
2		201,2
3		199,0
4		200,6
5		198,4
6		201,5
7		203,0
8		199,0

Çizelge 4.9 Mide – Pankreas Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	2D ARRAY(cGy)
		Merkez
1	200,0	199,8
2		201,0
3		201,4
4		200,4

Çizelge 4.10 Baş – Boyun Hastalarına ait tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değeri ve YART planının doğrulaması için 2D ARRAY ile yapılan ölçümlerde elde edilen doz değerleri,

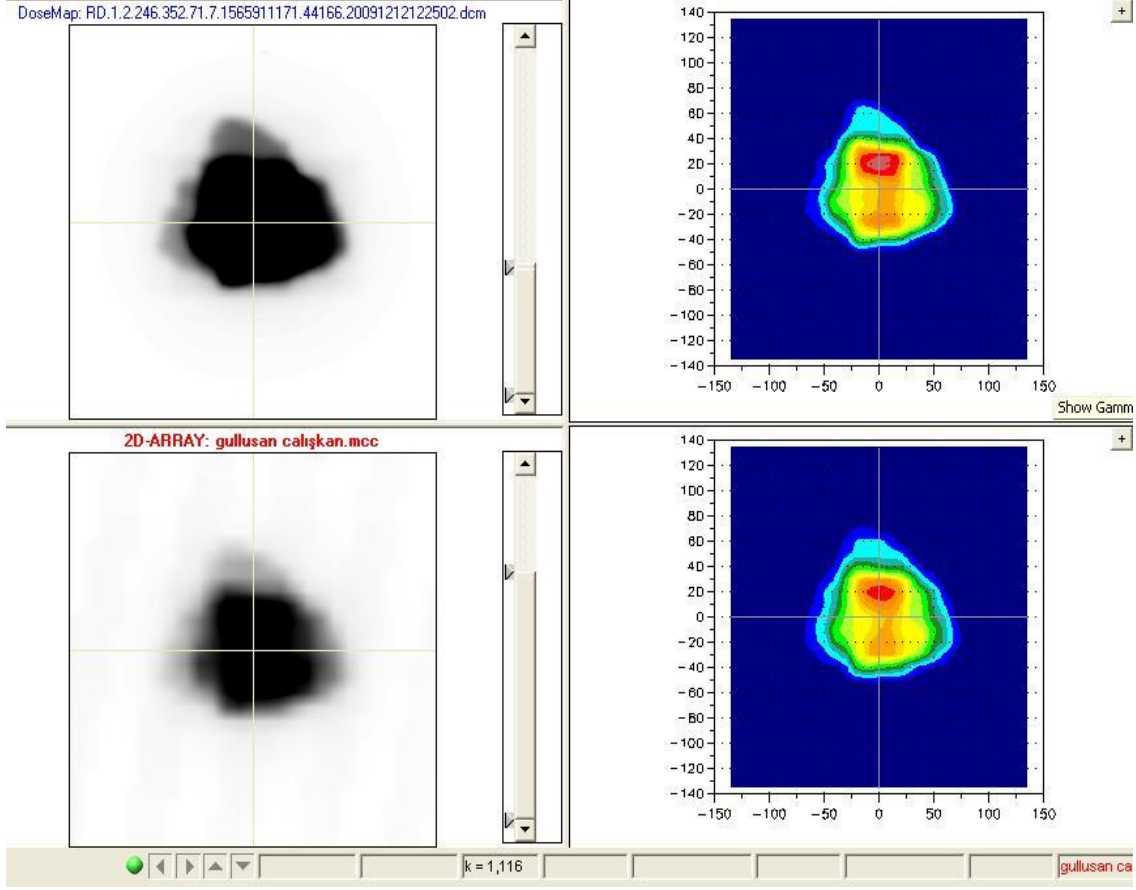
Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	2D ARRAY(cGy)
		Merkez
1	200,0	197,8
2		203,0
3		200,6
4		200,1
5		199,6
6		201,0
7		200,8
8		203,0
9		199,2
10		199,0
11		202,2
12		197,0
13		200,6

4.3 Seven 29 / 2D ARRAY İle Elde Edilen Doz Haritası Analizi Sonuçları

YART planı yapılan 25 hastanın planlaması için 2 boyutlu iyon odası (2D ARRAY) kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Her hasta için TPS de yapılan YART planı ile verifikasyon planının lineer hızlandırıcı cihazında ışınlanması ile elde edilen ölçüm değerleri Verisoft programında karşılaştırılarak analiz edilmiştir. Analiz için gamma metodu kullanılmıştır. Gamma değeri metodu planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen doz dağılımlarının birbirleriyle uyumunu kontrol etmek için kullanılan bir metottur. YART'ta ışınlanan alandan geçen demet yoğunlukları düzgün olmayan uzaysal bir dağılımdadır. Bu durumda planlanan doz dağılımlarının sonuçlarının doğruluğunu sağlamak için, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasına daha fazla bilgi sağlamak için geliştirilmiş yöntemlere ihtiyaç vardır. Ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki uyumu değerlendirmek için geliştirilen yöntemler; noktadan noktaya doz farkı (Dose Difference (DD)) veya aynı doz değerine sahip yakın iki nokta arasındaki mesafenin (Distance to Agreement (DTA)) değerlendirilmesidir. Low tarafından önerilen doğrulama yönteminde ilgilenilen her bir noktada doz farkı ve mesafe anlaşmasına göre elde edilen değer, gamma değeridir.

Low vd. (2003) çalışması referans alınarak gamma değeri metodu için kullanılacak doz farkı (DD) ve mesafe anlaşması değerleri (DTA) belirlenmiştir. Buna göre gamma değeri metodunun mesafe anlaşması 3mm ve dozlar arasındaki fark ise % 3 olarak referans değerleri belirlenmiştir.

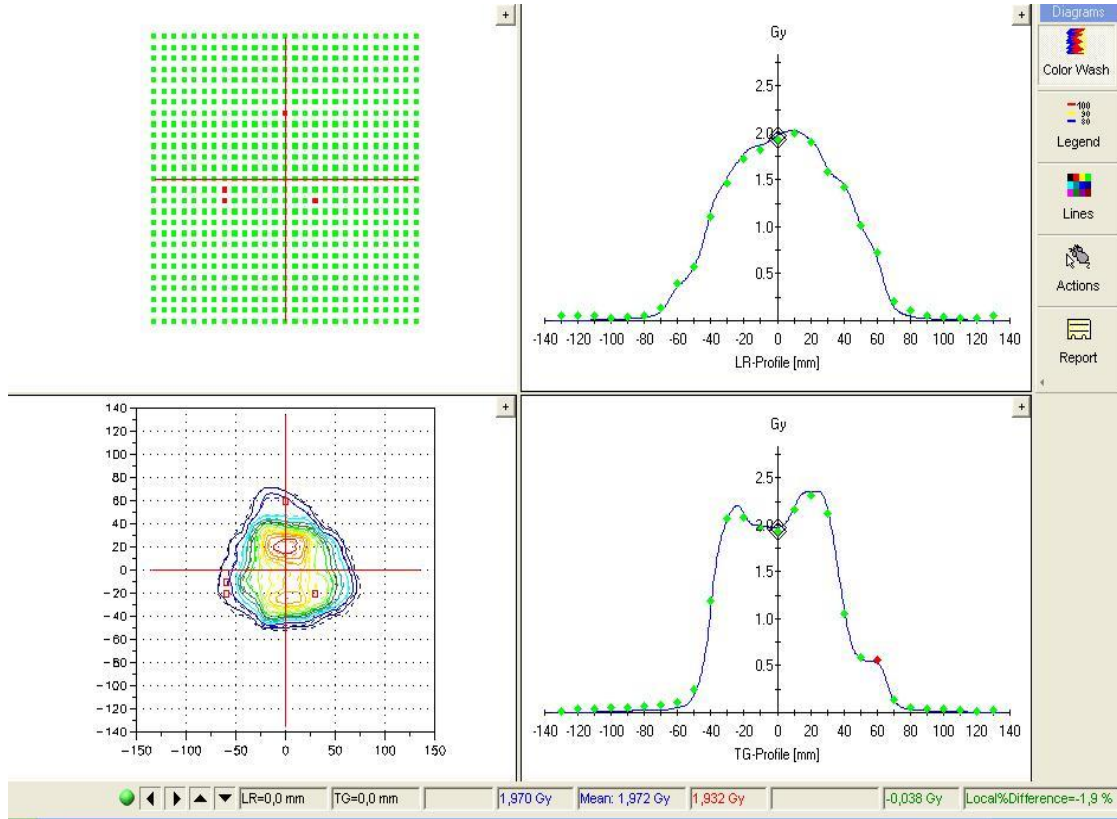
Bu ölçümde, tedavi planlama sisteminden hastanın verifikasyon tedavi planlamasından elde edilen doz haritası görüntüsü, verisoft programına taşınır. 2D ARRAY ölçümünden elde edilen doz haritası da verisoft programında kayıt altına alınmıştır. Planlanan ve ölçülen değerler, programın karşılaştırma menüsü kullanılarak karşılaştırılmıştır. Veriler Şekil 4.1'deki gibi harita şeklinde oluşturulmuştur.



Şekil 4.1 Gamma Değerinin Harita Gösterimi

Oluşan haritalar renklerle kodlanmıştır. Mavi, yeşil ve sarı renklerin bulunduğu bölgeler verilen referans sınırlamalar açısından kabul edilebilir sınırlardadır. Kırmızı renklerin bulunduğu bölge ise verilen referans sınırlamalar dışında kalan bölgeyi temsil etmektedir. Yapılan YART planlamasının hastaya uygulanabilmesi için, bu bölgelerin harita analizlerine bakılmalı ve kırmızı ile tanımlanan bölgelerin planlamada nereye geldiği kontrol edilmelidir. Doz haritası karşılaştırmaları ile, aynı zamanda TPS ve 2D Array'den alınan değerler arasındaki noktasal doz farklılıkları da karşılaştırılabilmektedir. Bu işlem ile de 3. basamak kontrol işlemi gerçekleştirilmiş olur.

Şekil 4.2'de planlamadan gelen veri ile 2D ARRAY ölçümünden elde edilen veri değerinin karşılaştırılması ile oluşan analiz sonucu gösterilmiştir.



Şekil 4.2 Prostat hastalarından biri için, planlanan ve ölçülen doz değerlerinin gamma değerleri metodu ile analizi

YART tedavi planlaması yapılan tüm hastalar için 2D ARRAY ile Verisoftta ölçümler yapılmıştır. Yapılan bu ölçümler sonucunda bulunan doz değerleri ile planlamadan gelen verilerin doz haritalarının karşılaştırılması sonucu elde edilen noktasal değişimler Çizelge 4.11, Çizelge 4.12 ve Çizelge 4.13 'de verilmiştir.

Çizelge 4.11 Prostat hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları

Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	Noktasal Farklılık(cGy)
		Merkez
1	200,0	200,4
2		201,2
3		199,2
4		200,8
5		198,6
6		201,7
7		202,4
8		199,6

Çizelge 4.12 Mide - Pankreas hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D

Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları

Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	Noktasal Farklılık(cGy)
		Merkez
1	200,0	199,2
2		201,3
3		201,2
4		200,6

Çizelge 4.13 Baş - Boyun hastalarına ait tedavi planlama sisteminden alınan ve 2D Array ölçümü sonucunda elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması ile elde edilen noktasal doz farklılıkları

Hasta No	TPS'de Verilen Doz (cGy)	Noktasal Farklılık(cGy)
		Merkez
1	200,0	198,0
2		202,4
3		201,0
4		200,4
5		199,2
6		201,2
7		200,6
8		202,2
9		199,0
10		199,4
11		202,6
12		196,2
13		200,2

Çalışmaya alınan 25 hastanın doz haritaları analizleri noktasal farklılık dışında incelendiğinde, her hastaya ait doz haritalarının mesafe anlaşması farkının 3mm ve doz farkının 22 hasta için % 3'den az olduğu bulunmuştur. Diğer 3 hastada % 3'den fazla olan

kısımlar ise yüksek doz gradyentlerinin bulunduğu bölgelere denk geldiğinden klinik değerlendirme ve karar sonucunda verifikasyon planları kabul edilmiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında YART ile tedavi edilen hastalar için çok önemli olan hasta tedavi dozlarının doğrulamaları 8 prostat, 13 baş-boyun, 4 mide pankreas üzere toplam 25 hasta için iki farklı dozimetrik sistem ile ölçülerek ve tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılarak yapılmıştır.

Bu sistemlerden universal fantom ve 0.125 cm³ hacimli Semiflex iyon odası ile nokta doz değerlerini ölçebilirken Seven 29/2D array sistemi çok sayıda iyon odası ile aynı anda ölçüm yeteneğinden dolayı doz dağılımlarını da vererek daha fazla bilgi sağlamaktadır. Her iki sistemle ölçülen nokta doz değerleri birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Uluslararası protokollere ve referans çalışmalara göre tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri ile bu sistemlerle ölçülen doz değerleri arasındaki farkın kabul sınırları doz dağılımlarına bağlı olarak değerlendirilmiştir. Yüksek doz ve düşük doz gradiyent bölgesinde bu sınır %3' tür. Doz gradyentinin arttığı bölgelerde kabul sınırları için değerler daha yüksektir.

Çalışmaya başlamadan önce lineer hızlandırıcıların kalite kontrolleri de uluslararası protokollere bağlı olarak yapılmalıdır. Özellikle YART tedavisi yapılan lineer hızlandırıcı cihazlarında yapılacak kalite kontroller günümüzde çok daha düşük toleransların verildiği protokollere bağlı kalınarak kontrol edilmelidir. Bu tez çalışmasında AAPM'e ait 142 nolu rapor dikkate alınarak lineer hızlandırıcı kalite kontrolleri yapılmıştır. Hastaya özgü yapılan tedavi doğrulama yöntemlerinde, cihazdan kaynaklanabilecek sorunların kaldırılması amaçlı yapılan kalite kontroller sonrasında her hastaya ait tedavi doğrulama işlemleri yapılmıştır.

Seven29 / 2D ARRAY

YART planlamalarının Seven29 / 2D ARRAY'e aktarıldıktan sonra tedavi merkezi ile aynı noktada bulunan merkezi iyon odasında ölçülen nokta doz değerlerinin farkları tüm hasta grupları için ölçülmüştür. Seven29 / 2D ARRAY ile tedavi bölgesinin merkezinde her hasta için değerlendirme yapılmıştır. Çalışmada elde edilen Seven29 / 2D ARRAY ölçümleri aynı zamanda her hastaya ait noktasal doz dağılımları için kullanılmıştır. Tedavi planlama sistemi

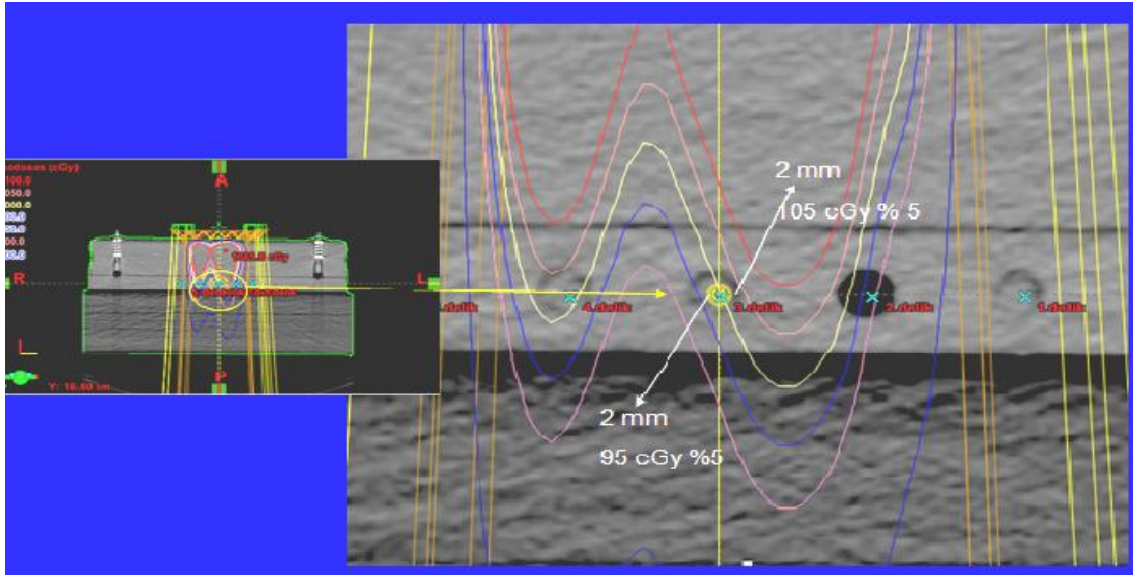
ile Seven29 / 2D ARRAY'den elde edilen sonuçlar karşılaştırılmış ve Low vd. (2003) çalışması referans alınarak belirlenen %3'lük referans değerlerin içinde bulunmuştur.

Universal Fantom

Bu fantomda YART tedavi merkezi 3. nokta üzerindedir ve tedavi koordinatları aynıdır. Her 3 grupta, 3. Deliğe yerleştirilen iyon odası ile alınan nokta doz ölçümleri ile TPS dozları arası farkın % 3'den az olduğu görülmektedir. 3. Delik dışındaki 5 noktadan alınan ölçümler için ise bu farkın % 5'den küçük olduğu görülmektedir. Tolerans değerleri olarak seçilen %3 hata yüzdesi oranının seçilmesi genel bir doğru olmakla birlikte zaman zaman bu sınırın aşılması görülebilmektedir (Dong, 2003 – Agazaryan, 2004).

Ölçüm sonuçlarına bakılırsa, universal fantom ile alınan ölçümlerde hata yüzdesi dağılımı merkez noktasından kenarlara doğru artma eğilimi göstermektedir. Bu değişimlerin nedeni şöyle açıklanabilir:

a. Tedavi alanının merkezine karşılık gelen 3. delik genellikle doz gradyentinin en az olduğu noktaya karşılık gelmektedir. Bu nedenle setup hatalarından en az etkilenilmektedir.



Şekil 5.1 Yüksek Doz Gradyentine Örnek Bir Doz Dağılım Görüntüsü

b. Tedavi alanının merkezinden uzaklaştıkça, (örneğin 1. ve 5. noktalarda) küçük alanlar ve penumbra daha fazla görülmekte ve bu nedenle doz dağılım gradyenti çok yüksek olmaktadır. Sonuçta, X eksenini üzerinde 1-2 mm'lik setup hatalarında ölçümlerde büyük farklılıklar ve hatalar görülebilmektedir. Bu bölgelerde hatalı olarak ölçülen nokta dozların ölçümleri diğer yöntemler ile tekrar edilmelidir.

Universal fantomda bulunan merkezi 3. delikteki ölçülen nokta doz ile diğer noktalarda ölçülen nokta doz hata oranı yüzdeleri ile Seven29 / 2D ARRAY'in merkezinde ölçülen nokta doz hata oranı yüzdeleri TPS'den elde edilen nokta dozlar ile karşılaştırıldığında %3 tolerans değerlerinin altında kalmıştır. Ölçümlerde rastlanan küçük sapmalar setup ve tedavi alanının ölçüm noktalarına gelen bölgedeki doz gradyentinin yüksek olmasından ve penumbra etkisinden kaynaklanmakta olduğu saptanmıştır.

Bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar şöyle sıralanabilir.

a. Universal fantom ve Seven29 / 2D ARRAY' in kalite kontrol ölçümleri için iyi seçenek olarak görülmektedir.

b. Universal Fantomda iyon odalarının yerleşimi için olan 5 delikte doz ölçümü, 5 kanallı elektrometre ve 5 adet iyon odası olmadığı için 5 kez tekrarlanmak zorunda kalmıştır. Bu durum zaman kaybına, ve tedavi cihazının ekstra kullanımına neden olmaktadır.

c. Universal Fantom ve Seven29 / 2D ARRAY ile alınan merkezi nokta doz ölçümünde benzer sonuçlar elde edilmiştir.

d. Doz gradyentlerinin yüksek olduğu yerlerde film dozimetresinin kullanılması ya da 2 iyon odası arasında daha az mesafenin bulunduğu 2 boyutlu iyon odaları sistemlerinin tercih edilmesi daha iyi sonuçların elde edilmesini sağlayabilir.

e. Seven 29/ 2D ARRAY , universal fantoma göre kurulumu kolay ve zaman açısından tasarruf sağladığı gibi, TPS' den elde edilen doz haritaları ile ölçüm sonuçlarından elde edilen doz haritalarının da karşılaştırılması olanağını sağlamaktadır.

f. Kalite temini ölçümlerinin hangisinin sürekli uygulanacağı klinik bir karar gerektirmektedir. Uzun süreli kalite kontrol doğrulama sonuçlarının incelenmesinden sonra, hastaya özgü doğrulama yöntemlerinin sayıları azaltılabilir.

g. YART kalite kontrol doğrulamalarının her hastada yapılması, tedavi güvenliği açısından önem taşımaktadır.

h. YART tedavisinde kalite kontrol uygulaması bağlı olduğu klinik yapıya bir maliyet yüklemektedir. Bu nedenle ölçüm sistemleri ve uygulamalar açısından yeterli doğrulamayı sağlayacak bir optimizasyona gidilmelidir. Sahip olunan dozimetrik sistem yalnız nokta doz ölçümüne izin veriyorsa doz ölçümleri yüksek doz düşük doz gradyenti yüksek doz yüksek doz gradyenti ve düşük doz bölgelerinde yapılmalıdır.

i. RT ve YART süreci kompleks bir yapıya sahiptir ve medikal fizik, radyobiyojoloji, radyasyon güvenliği, dozimetri, RT planlama, simülasyon, CT, PET/CT, MRI, gibi etkileşim alanına giren disiplinlerin iyi bilinmesi ve sayılan her alanda kalite kontrol sürecinin işletilmesi gereklidir. Bu süreç kalite yönetimi olarak da adlandırılabilir (Satoshi, 2008).

Hastaya özgü kalite kontrol çalışması bu sürecin küçük ama çok önemli ve vazgeçilmez bir parçasıdır.

KAYNAKLAR

Agazaryan N., Ullrich W., Lee S.P., Solberg T., 2004 , “A Methodology for verification of radiotherapy dose calculation” Journal of Neurosurg, Volume:101, p: 356-361

[Andenna C](#), [Benassi M](#), [Caccia B](#), [Marzi S](#), [Pedrini M](#), [Zicari C](#).,2006. Comparison of dose distributions in IMRT Planning Using the Gamma Function, J Exp Clin Cancer Res. Jun;25(2): 229 – 34

Anonymous. 1999, International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50).

Bohsung J., 2004,. `The 2D ARRAY Seven29: a New way of Dosimetric Verification of IMRT Beams` Klinik Fur Strahlentherapie Charite, Berlin, Reprint by PTW Freiburg/Germany

Bor, D. 2009, Nükleer Tıp Sayısal Görüntüleme Teknikleri, Ankara.

Dirican, B., 2008, Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

Dirican, B., 2008, İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara.

Dong L., Antolak J., Slephur M., Forster K., O’Neill L., Kendall R., Rosen I.,2003. “Patient Specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification” International Journal of Radiation Oncology Biology Physics” Vol: 56, Issue 3, p: 867- 877

Ezzel , G. A., 2003, Guidance Document on Delivery, Treatment Planning and Clinical Implementation of IMRT, Report of The IMRT Subcommittee of The AAPM Radiation Therapy Committee, Med. Phys, Vol. 30, No. 8: 2107 – 2109.

Kachelries, M. 2006. Clinical X – Ray Computed Tomography, Germany.

Kara, Esil. 2009, BT – PET Görüntü Füzyonunun Radyoterapi Uygulamalarında Kullanılması, Ankara.

Khan, F. M. 1994, The Physics of Radiation Therapy, Lippincott Williams & Wilkins.

Low, D.A., Dempsey, J.F., 2003. Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method. Med. Phys.,30(9), 2455 – 2464)

Ozyigit, G., Chao, KSC., Apisarnthanarax S. (2005), Practical Essentials of intensity modulated radiation therapy (Ed. 2nd). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R. 2007. Commissioning and Quality Assurance of a Commercial Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Treatment Planning System Precise Plan. Turkish Journal of Cancer, Volume37. No.1: 22 – 26 , India.

PTW Freiburg, 2006. User Manuel of Semiflex Ionization Chambers, Germany.

Satoshi, Ishicura,2008,. “Quality assurance of radiotherapy in cancer treatment. Toward improvement of patient safety and quality of care” Jpn. J. Clin. Oncology, 38 (11), p: 723-729

Varian Limited, 2006. User Manuel of Eclipse Treatment Planning System, USA.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Duygu BAYCAN

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 22. 10. 1986

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Yahya Kemal Beyatlı Lisesi

Lisans : Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fizik Bölümü

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

2008 – 2010 : Medicana International Ankara Hastanesi Radyasyon Onkolojisi
Bölümü

2011 - : MNT A.Ş İstanbul Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi

Yayımları

- Haluk Orhun, Yiğit Çeçen, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. 6 MV foton enerjisinde çok yapraklı kolimatörlerin yaprak içi geçirgenliklerinin monte carlo hesabı ile karşılaştırılması. Medikal Fizik Kongresi, Poster Sunum, Ankara, 2009.
- Haluk Orhun, Yiğit Çeçen, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. IMRT tedavisi mutlak doz doğrulamasında iyon odası seçiminin monte carlo benzeşimi ile karşılaştırılması. Medikal Fizik Kongresi, Sözlü Sunum, Ankara, 2009.
- Haluk Orhun, Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. IMRT tekniği ile yapılan Prostat kanseri tedavilerinde EPID (elektronik portal görüntüleme) ile altın işaretleyici düzeltmelerinin off-line yöntemle yapılan kemik yapı düzeltmeleri ile karşılaştırılması. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Sözel Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Haluk Orhun, Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. IMRT, Hastaya özgü kalite kontrolünde tüm tedavi alanı nokta doz ölçümleri ile tek alan

nokta doz ölçümlerinin karşılaştırması. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010

- Haluk Orhun, Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. IMRT, Hastaya özgü kalite kontrolünde tüm tedavi alanı nokta doz ölçümleri ile tek alan nokta doz ölçümlerinin karşılaştırması. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Haluk Orhun, Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Ali Doğan, **Duygu Baycan**. IMRT tedavisinde hastaya özgü kalite kontrolü: 100 hasta üzerinde universal fantom ile 2D array fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. İleri evre KHDAK hastalarında endobronşiyal brakiterapinin eksternal radyoterapi ile birlikte kullanımı ve erken sonuçlarımız: prospektif çalışma Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Sözel Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulanan beyin tümörü hastalarında beynin hastaliksız tarafının tanımlama ve doz kısıtlamasının tedavi planlamasına katkısı: prospektif çalışma. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Radyoterapi alanına özefagus giren KHDAK hastalarında erken yan etkileri önleme ve tedavide triamsinolon'un yeri: prospektif çalışma. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulanan baş-boyun tümürlü hastalarda parotis bezi yüzeysel lob tanımlamasının tedavi planlaması ve erken dönem yan etkilere katkısı: prospektif çalışma. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Radyoterapi pozisyonunda PET/BT çekiminin radyoterapi planlaması yönünden simülasyon BT-PET/BT füzyonuna üstünlüğü. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Pelvik radyoterapi uygulanan hastalarda erken yan etkileri önleme ve tedavide triamsinolon'un yeri: prospektif çalışma. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Eren Çetin, Aysen Sevgi Öztürk, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulanan prostat kanseri hastalarında rektum arka duvarı tanımlamasının tedavi planlama ve erken dönem yan etkilerine katkısı: prospektif çalışma. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010
- Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Glioblastome multiforme tanıli hastalarımızda 3DCRT ve IMRT sonuçlarımız.

Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010

- Aysen Sevgi Öztürk, Eren Çetin, Haluk Orhun, **Duygu Baycan**, Ali Doğan. Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulanan lokalize prostat kanserli olgularımızda dozimetri ve akut toksisite. Dokuzuncu Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Poster Sunum, Girne, KKTC, 21-25 Nisan, 2010