

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ÜÇ AYRI KANSER OLGUSUNDA KALİTE KONTROL ÖLÇÜM
ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Peyruze Gizem KURT

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Temmuz, 2019

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ÜÇ AYRI KANSER OLGUSUNDA KALİTE KONTROL ÖLÇÜM
ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Peyruze Gizem KURT

(Y1616.020003)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

Temmuz, 2019

ONAY FORMU



T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

Yüksek Lisans Tez Onay Belgesi

Enstitümüz Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1616.020003 numaralı öğrencisi Peyruze Gizem KURT'un "ÜÇ AYRI KANSER OLGUSUNDA KALİTE KONTROL ÖLÇÜM ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 13.06.2019 tarih ve 2019/08 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından *oybirliği* ile Tezli Yüksek Lisans tezi olarak *kabul* edilmiştir.

Öğretim Üyesi Adı Soyadı

İmzası

Tez Savunma Tarihi :12/07/2019

1)Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

2) Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY

3) Jüri Üyesi : Prof. Dr. Memduh DURSUN

[Handwritten signatures in blue ink]

Not: Öğrencinin Tez savunmasında **Başarılı** olması halinde bu form **imzalanacaktır**. Aksi halde geçersizdir.



YEMİN METNİ

Yüksek Lisans Tezi Olarak Sunduğum “Üç Ayrı Kanser Olgusunda Kalite Kontrol Ölçüm Analizlerinin Karşılaştırılması” adlı çalışmamda, tezimin proje kısmından sonuçlandığı zamana kadar tüm süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Bibliyografya’da gösterildiği gibi olduğunu, bunlara atıf yaparak yararlanılmış olduğunu belirtir ve beyan ederim. (12/07/2019)

Peyruze Gizem KURT



Tezimi her türlü zorluğa rağmen buğünlere gelmemde büyük emekleri olan her zaman başaracağıma inanan ve arkamda dimdik duran babacığım Abdulkadir KURT, anneciğim Sevim KURT, ağabeylerim Cesur, Oktay, Alaattin Ali, Sarp ve İzzettin KURT' a ithaf ediyorum.



ÖNSÖZ

Çalışmamı hazırlama sürecimin her aşamasında değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bilgilendirme ve yönlendirmeleriyle tez çalışmamı bilimsel olarak şekillendiren tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK hocama çok teşekkür ederim.

Kliniği tanımama imkan veren İstanbul Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Bölümü hocam Prof. Dr. Mustafa DEMİR, Medikal Fizik Uzmanı Nami YEYİN' e teşekkür ederim.

Bölüme başladığım ilk zamanlardan bu yana desteğini esirgemeyen her daim yoluma ışık tutan, Anadolu Sağlık Merkezi Medikal Fizik Uzmanı Nadir KÜÇÜK hocama teşekkür ederim.

Yüksek Lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim dalından Prof. Dr. Menduh DURSUN hocama teşekkür ederim.

İstanbul Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında görev yapan Fizik Yüksek Mühendisi Leyla POYRAZ'a teşekkür ederim.

Klinik uygulama çalışmalarına imkan veren klinik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan staja başladığım ilk günden beri bana hep destek veren, kahrımı çeken üzerimde emeği çok olan, Bahçelievler ve Göztepe Medical Park Hastaneleri Radyasyon Onkolojisi sorumlu hocalarım Prof. Dr. Berrin PEHLİVAN, Uzm. Dr. Doğan Özcan, Medikal Fizik Uzmanı Nilgül NALBANT, Medikal Fizik Uzmanı Abdullah YEŞİL, Medikal Fizik Uzmanı Devran BALTAŞ, Medikal Fizik Uzmanı M. Eray ERGEN, Medikal Fizik Uzmanı Kansu ŞENGÜL' e teşekkür ederim.

Temmuz 2019

Peyruze Gizem KURT



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET.....	xix
ABSTRACT.....	xxi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Akciğer Kanseri.....	5
2.1.1 Akciğer Kanserinde Radyoterapi	7
2.2 Prostat kanseri	8
2.2.1 Prostat Kanserinde Radyoterapi	11
2.3 Nazofarekns kanseri	11
2.3.1 Nazofarenks Kanserinde Radyoterapi	12
3. RADYOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİ.....	13
3.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT).....	13
3.2 IMRT- Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	13
3.2.1 Statik IMRT Step and Shoot tekniği	14
3.2.2 Dinamik YART Kayan pencere (sliding window) tekniği	14
3.3 ICRU Hacimleri	15
4. DOZİMETRE SİSTEMLERİ.....	19
4.1 Tek Boyutlu Dozimetre Sistemleri.....	19
4.1.1 İyon Odası	19
4.2 İki Boyutlu Dozimetrik Sistemler	20
4.2.1 Film Dozimetrisi	20
5. TOMOTERAPİ CİHAZI	23
6. GAMA ANALİZİ.....	25
7. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
7.1 Araç ve Gereçler.....	29
7.1.1 Accuray-Tomotherapy Lineer Hızlandırıcı cihazı	29
7.1.2 PTW Octavius Fantom.....	29
7.1.3 PTW 2D Array 729	31
7.1.4 PTW Verisoft Yazılımı	32
7.2 Yöntem.....	33
7.2.1 Hasta Planlarının Seçimi	33
7.3 IMRT Tedavi Planlarının Oluşturulması.....	34
7.4 Octavius Fantomda 2D-Array ile Doz Dağılımı Doğrulanması.....	35
7.4.1 QA planlarının oluşturulması.....	35

7.4.1.1 2D Array 729 ile alınan Ölçümlerin PTW Verisoft Yazılımı ile Analizi	37
7.4.2 Verilerin Değerlendirilmesi.....	38
8. BULGULAR	39
8.1 Prostat, Akciğer ve Nazofarenks Hastaları İçin Elde Edilen Bulgular.....	39
8.1.1 Prostat hastaları için elde edilen bulgular	39
8.1.2 Akciğer hastaları için elde edilen bulgular.....	41
8.1.3 Nazofarenks hastaları için elde edilen bulgular	43
9. TARTIŞMA VE SONUÇ	45
KAYNAKLAR.....	51
ÖZGEÇMİŞ.....	63



KISALTMALAR

ACS	: American Cancer Society
3B-KRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computerized Tomography)
CTV	: Klinik Tümör Volümü
DD	: Doz Farkı
DTA	: İzodozlar Arasındaki Mesafe Uyumu (Distance To Agreement)
DVH	: Doz Hacim Histogramı (Dose Volume Histogram)
GTV	: Gross Tümör Volümü
IAEA	: Uluslararası Atom Enerji Ajansı (International Atomic Energy)
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
IGRT	: Görüntü Destekli Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)
IM	: Internal Margin
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
ITV	: Internal Target Volume (Internal Hedef Volüm)
IV	: Irradiated Volume (Işınlanan Volüm)
MeV	: Milyon Elektron Volt
mm	: Milimetre
MLC	: Multileaf Kolimatör (Çok Yapraklı Kolimatör)
MVCT	: Megavoltaj Bilgisayarlı Tomografi (Megavoltage Computerized Tomography)
OAR	: Organs at Risk (Risk Altındaki Organlar)
PSA	: Prostat Spesifik Antijeni
PTV	: Planlanan Tedavi Volümü
SAD	: Kaynak eksen mesafesi (Source Axis Distance)
SSD	: Kaynak Cilt Mesafesi (Source to Skin Distance)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TRS	: Technical Report Series
TV	: Treatment Volume (Tedavi Volümü)
±	: Artı eksi



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

- Çizelge 8.1:** Prostat için %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları. 39
- Çizelge 8.2:** Prostat için %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri 40
- Çizelge 8.3:** Akciğer için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları. 41
- Çizelge 8.4:** Akciğer için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri 41
- Çizelge 8.5:** Nazofarenks için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları. 43
- Çizelge 8.6:** Nazofarenks için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri 43



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1: Akciğer kanseri	6
Şekil 2.2: Prostat Kanseri	10
Şekil 2.3: Nazofarenks Kanseri	12
Şekil 3.1: Statik YART Tekniği	14
Şekil 3.2: Dinamik YART Tekniği	15
Şekil 3.3: ICRU Hacimleri	17
Şekil 5.1: Tomoterapi Cihazı	24
Şekil 6.1: Doz farkı (DD) ve doz mesafe uyumu (DTA) kriterlerinin geometrik olarak tanımlanması	26
Şekil 7.1: PTW Octavius Fantom	30
Şekil 7.2: PTW 2D Array 729 İki Boyutlu İyon Odası Sistemi	31
Şekil 7.3: PTW Detector Interface 4000 Elektrometre	32
Şekil 7.4: PTW Verisoft Yazılımı	33
Şekil 7.5: Tomoterapide yapılan IMRT Akciğer Planı.....	35
Şekil 7.6: QA plan oluşturma ekranı	36
Şekil 7.7: 2D Array 729 iyon odası Octavius fantom setubı.....	37
Şekil 7.8: Planlanan QA ile Ölçümü alınan QA setabının karşılaştırılması sonrası Verisoft yazılımında gösterimi	38
Şekil 8.1: Prostat hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği	40
Şekil 8.2: Akciğer hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği ..	42
Şekil 8.3: Nazofarenks hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği	44



ÜÇ AYRI KANSER OLGUSUNDA KALİTE KONTROL ÖLÇÜM ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

IMRT tekniğiyle yapılan planlarda, hedefe maksimum tedavi dozu uygulanırken radyasyonun yoğunluğu demet boyunca değişir, bu nedenle hedefin çevresindeki sağlıklı dokular ve kritik organlar mümkün olan en üst düzeyde korunmalıdır. Tedavilerin kompleks olması ve kısa mesafede doz değişiminin yüksek olması nedeniyle, planlar hastaya aktarılmadan önce kalite kontrol aşamasından geçirilmelidir.

Bu çalışmada, Tomotherapy Tedavi Planlama Sisteminde (TPS), 12 Akciğer, 12 Prostat, 12 Nazofarenks hastasının IMRT planlarının kalite kontrolleri 2D-Array seven29 dozimetrik ölçüm sistemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ölçümler PTW Octavius fantomunda, 2D Array 729 dozimetrik ölçüm sistemleri kullanılarak, Tomotherapy lineer hızlandırıcısında yapılmıştır. 2D Array 729 ile alınan ölçümler PTW Verisoft 6.0.2 yazılımı aracılığıyla, gama analiz yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Ölçülen ve hesaplanan doz akı haritalarına ait gama analiz değerleri, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA ve %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA ve %5DD-5mm kriterlerinde Threshold değerinin % 10 u baskılanarak analiz edilmiştir.

Çalışmanın sonucunda, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA ve %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA ve %5DD-5mm tüm kriterlerde bu değerlerin %95'in üzerinde olduğu, gama analizi değerlendirmesindeki ölçüm sistemi arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Fakat her bir tanı ele alındığında kendi içerisinde %3DD-3mm DTA'nın %5DD-5mm DTA'ya göre çözünürlüğü yani hesaba kattığı noktaların çokluğu düşünüldüğünde en anlamlı farkta %3DD-3mm DTA'nın olduğu istatistiksel olarak belirlenmiştir.

IMRT planlarının kompleks olması nedeniyle, yapılan analizlerin %3DD-3mm DTA'ya göre yapılması ve çözünürlük yüksekliğinden dolayı daha hassas kalite kontrol elde edildiği düşünülmektedir. Ayrıca yapılan dozimetrik çalışmalarında değerlendirilmesi sonucu, kliniklerde rutin olarak tercih edildiği görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: *Gama analizi, QA, 2D-Array 729*



COMPARISON OF QUALITY CONTROL MEASUREMENT ANALYSIS IN THREE DIFFERENT CANCER CASES

ABSTRACT

In the plans that are made with the IMRT technique while the maximum dose of treatment is applied to the target, the intensity of the radiation changes throughout the bundle, thus healthy tissues and critical organs that are around the target should be protected at the possible highest level. Because of the complexity of the treatments and the short-range dose changes, the plans must undergo quality control before being transferred to the patient.

In this study, the quality control of IMRT plans for 12 lung patients, 12 prostate and 12 nasopharynx patients were evaluated using the dosimetry measurement system 2D-Array 729.

The measurements were executed on the Tomo-therapy linear accelerator using 2D Array 729 dosimetry measurement systems in the PTW Octavius phantom. The measurements were taken with 2D Array 729 were evaluated using the gamma analysis method via PTW Soft-data 6.0.2 software. Gamma analysis values of measured and calculated dose flux maps, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA and %5DD-5mm DTA was analyzed by suppressing % 10 of the Threshold in the value.

As a result of the study, % 3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA and %5DD-5mm DTA in all criteria, this value is above % 95, and there is not a significant difference between the measurement system in gamma analysis evaluation.

However, when each diagnosis was taken into consideration, it was statistically determined that %3DD-3mm DTA had the most significant difference %3DD-3mm DTA considering the resolution of the %3DD-3mm DTA according to %5DD-5mm DTA.

Due to the complexity of the IMRT plans, It is thought that the analysis is done according to the %3DD-3mm DTA and due to the high resolution, more precise quality control is obtained. In addition, it is seen that the dosimetric studies are routinely preferred in clinics.

Key Words: *Gamma analysis, QA, 2D-Array 729,*



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser günümüzde büyük bir sağlık sorunu olup, ekonomik düzeyi gelişmekte olan ülkelerde; yaş, cinsiyet ve çevre faktörlerine bağlı olarak daha sık görülmektedir. En çok görülen kanser çeşitleri; meme, baş boyun ve akciğerdir.

20. yüzyılda akciğer kanseri, sigara içme alışkanlıkları ile birlikte görülme sıklığı giderek artmış ve günümüzde en çok görülen kanser türleri arasında yer almaktadır. Akciğer kanseri, tüm dünyada kanser olgularının %12,8'inden ve kanser ölümlerinin %17,8'inden sorumludur. Türkiye'de akciğer kanserine diğer kanser türlerine göre daha fazla rastlanmaktadır [1,10].

Prostat kanseri, akciğer kanserinden sonra erkeklerde en çok görülen ve hastalığa bağlı ölüm oranları arasında en yüksek olan kanser türlerinden birisidir. Takip ve tarama yöntemlerinin gelişmesi ile daha genç yaşlarda teşhis edilmeye başlanan prostat kanserinde erken tanı için American Cancer Society (ACS) 50 yaşından sonra senelik kan PSA (prostat spesifik antijeni) ve prostat muayenesi önermektedir. Ortaya çıkmasındaki önemli faktörler arasında, kalıtım ve hormonal etkenler ilk sıralarda yer almaktadır [2,24].

Nazofarenks kanseri, baş boyun kanserleri arasında en sık görülen kanser türüdür. Bölgenin anatomik yerleşimi, nazal kavite, paranasal sinüsler, oral kavite, kafa tabanı, orbita gibi yapılara komşuluğu nedeniyle cerrahi uygulamasını olanaksız kılarken, radyoterapi ve kemoterapiye karşı duyarlılığı ile nazofarenks kanserinin tedavisinde önemli bir yer almaktadır. Nazofarenks kanseri tedavisinde multidisipliner yaklaşım esastır. Morbidite ve mortalite riski nedeniyle nazofarenks kanserlerinde cerrahinin yeri tanı ve kurtarma tedavileri ile sınırlıdır. Radyoterapi standart tedavi yaklaşımı olup özellikle erken evre hastalıkta en etkin yöntemdir [2,26].

Radyasyon Onkolojisi; iyonlaştırıcı radyasyonun cerrahi, medikal onkoloji ve radyasyon onkolojisi çalışmalarıyla birlikte hasta tedavisinde uygulandığı bir

birimdir. Radyoterapi, bölünmeye çalışan kanser hücrelerinin iyonlaştırıcı radyasyon ile çoğalmalarını ve ortadan kaldırılmasını sağlar. Radyoterapi tekniği, kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) hastalıkların tedavisinde kullanılan bir tekniktir.

8 Kasım 1985'te Wilham Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesiyle başlamıştır. İlk zamanlarda iki boyutlu tedaviyle basit yöntemler uygulanmış ve teknoloji ilerledikçe yeni radyoterapi teknikleri geliştirilmiştir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği de bunlardan bir tanesidir [2].

YART tekniğinde, birincil ışınlama alanları çok yapraklı kolimatörler (MLC) ile birçok alt segmente bölünür. Bölünen segmentlere, farklı şiddetlerde radyasyon dozu verilir. Böylece hedef volümde uniform olmayan doz dağılımı elde edilirken, sağlıklı yapıların tolerans dozları aşılmadan radyoterapi uygulamak mümkün olmaktadır.

YART planlarının kalite kontrolleri (QA) aşamasında, iyon odası, termoluminesans dozimetri veya diyot dedektör ile nokta doz ölçülebilir. Ancak, YART tekniğinde alan boyunca homojen doz dağılımı olmadığından ve küçük mesafelerde yüksek doz değişim bölgeleri bulunduğu için nokta doz ölçümü yeterli değildir. İyon odaları veya diyot dedektörlerden oluşan iki boyutlu array ölçüm sistemleri ile iki boyutta doz akı haritalarını değerlendirmek mümkündür. YART tedavi planlarının kontrolünde, tedavi uygulanmadan önce, doku eşdeğeri fantom görüntüleri üzerine oluşturulan QA planlarının dozimetrik olarak ölçülmesiyle yapılır. PTW Octavius fantom ölçümlerinden elde edilen doz akı haritaları (fluence maps) ile tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz akı haritaları karşılaştırılır. Karşılaştırma, gama analizi metodu kullanılarak, kabul edilen DTA ve DD ölçütlerinde gerçekleştirilir [23].

Bu çalışmada amaç; YART tekniğinde hasta kalite kontrol sisteminin uygun mm aralığını belirleyip literatürdeki benzer çalışmalarla kıyaslamaktır. YART tekniği uygulanan 12 Akciğer, 12 Prostat, 12 Nazofarenks hastalarına ait tedavi planlarını, 2-D Array seven29 dozimetre sistemi ile ölçmek ve ölçülen doz dağılımları ile planlanan doz dağılımlarını gama analizi yöntemiyle karşılaştırmaktır. Bunu gerçekleştirmek için YART ile tomoterapide, PTW Octavius fantom, 2D Array 729 iyon odası ve elektrometre kullanarak QA

ölçümleri alınıp bu işlem PTW Verisoft analiz yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Yapılan karşılaştırmada uygulanan tedavi ile planlanan tedavinin benzerliğinin tespit edilmesi hedeflenmiştir.





2. GENEL BİLGİLER

Hücreler bölünebilme yeteneğine sahip vücudun en küçük yapıtaşlarıdır (Kas ve sinir hariç). Vücudumuzdaki tüm organlarda hücrelerden oluşmaktadır. Bölünebilme yeteneğine sahip olan hücreler, ölen ve yaralanan dokuların onarılması amacıyla yenilenme özelliklerini kullanırlar.

Kanser, genetik yapısı değişmiş hücrelerin kontrolsüz şekilde büyümesi ve çoğalmasıdır. Kanser hücrelerinin çoğalarak kitle oluşturması ise tümör olarak adlandırılır. Başlangıç bölgeleriyle sınırlı kalan ve yavaş çoğalan tümörlere iyi huylu (benign) tümör adı verilir. Sürekli çoğalarak kontrolsüz şekilde yayılım gösteren tümörlere kötü huylu (malign) tümör denir. Kanser hücreleri mikroskop altındaki görünüşlerine göre sınıflandırılırlar. En çok rastlanan kanser türleri; prostat, meme, baş boyun, mide, akciğer, kalın bağırsak, rahimağzı, ve diğer kanser türleridir [2,3,11].

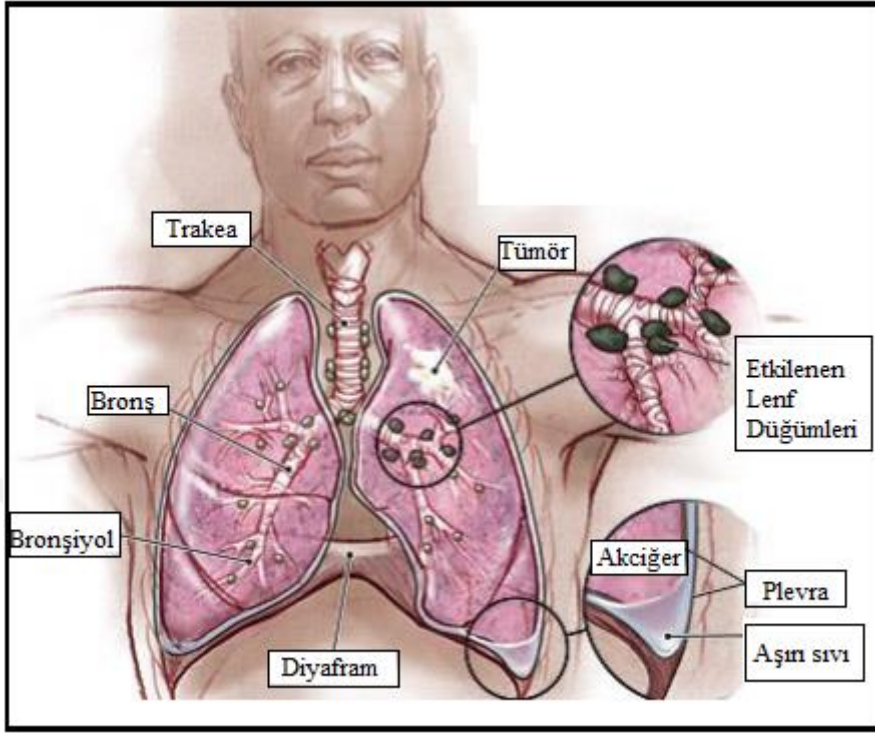
2.1 Akciğer Kanseri

Akciğerler, vücudun oksijen ve karbondiosit gereksinimini yani yaşamsal faaliyetlerin döngüsünü sağlayan organdır. Göğüs boşluğunun sağ ve sol yanlarında bulunan iki ayrı parçadan meydana gelmiştir. Üzeri Plevra denen bir zarla kaplıdır. [1,5]. Bu zar sağ ve sol akciğeri ayrı ayrı bir kese şeklinde sarmaktadır.

Plevra parietal yaprağı, göğüs kafesinin iç kısmını, diyaframı ve mediasteni yanlardan sınırlar. Plevranın visseral yaprağı ise akciğerlerin yüzeyi ile loblar arasındaki yüzleri örter. Aralarında solunum sırasında kolaylık sağlayan cavitas pleuralis denen sıvıyı içerir. Akciğerlerin gaz alışverişinin meydana geldiği yer ise pulmoner alveollerdir.

Bronş Ağacı, iki ana bronşa ayrılır. Bu bronşlar akciğer içine uzanır. Sağ ana bronş daha kalın ve daha dikey konumlu olduğundan yabancı partiküllerin bu bronşa kaçma olasılığı daha yüksektir. Ana bronşlar lobar ve segmental

bronşları oluşturmaktadır. Bronşiyal ağaç bronşiyoller denilen daha küçük tübüller şeklinde devam eder [6,7,8,11]



Şekil 2.1: Akciğer kanseri [10]

Sigara kullanımına da bağlı olarak erkeklerde görülen akciğer kanseri, 55 yaş üzeri kişilerde daha çok rastlanmaktadır. En sık görülen kanser türleri arasında sayılan akciğer kanseri, erken teşhis ve son zamanlarda ortaya çıkan yeni tedavi yöntemleri sayesinde iyileşme oranı her geçen gün artmaktadır [12].

Akciğer kanseri dünya çapında en sık görülen kanserdir. 2018 yılında 2 milyondan fazla yeni vaka tespit edilmiştir (toplam kanser insidansının %13'ü) ve yaklaşık akciğer kanserine bağlı dünya çapında yıllık 1,7 milyon ölüm (toplam kanser ölüm oranının %18,4'ü) bildirilmektedir. Akciğer kanseri, 93 ülkede erkeklerde ve 28 ülkede kadınlarda en sık görülen kanser türüdür [4,12].

Kuzey Amerika, Avrupa ve Doğu Asya'da en yüksek orandan gözlenmekte olup, Afrika ülkeleri ve bazı Asya ülkelerinde bu oran nispeten daha düşük olma eğilimindedir. Türkiye'de Sağlık Bakanlığı Türkiye Halk Sağlığı Kurumunun yaptığı araştırmaya göre akciğer kanseri erkeklerde tüm yaşlarda tüm kanserler

arasında %21,1'lik görülme oranı ile birinci, kadınlarda da %5'lik oran ile 4. sırada yer almaktadır.

Türkiye İstatistik Kurumunun yaptığı araştırmaya göre çoğunluğunu solunum yolu kanserlerinin oluşturduğu kansere bağlı ölümler Türkiye'de bütün ölüm nedenleri arasında %31,1'le ikinci sıradadır [4,10].

2.1.1 Akciğer Kanserinde Radyoterapi

Uzun yıllardır kanser tedavisinde kullanılan radyoterapi yöntemi, ışın tedavisi olarak da isimlendirilmektedir. Etkisi, iyonlaştırıcı radyasyonla kanser hücrelerinin yok edilmesi temeline dayanmaktadır. Radyoterapi (RT) yaklaşık yüzyıl öncesinden bu güne kadar süren süreçte blok, kama filtre gibi mekanik araçlardan, daha sonraları bilgisayarlı tomografi (BT) ve çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) ortaya çıkması ile daha konformal planlamalara olanak sağlayan bir gelişim izlemiştir.

Teknolojinin ilerlemesi sürecinde bir sonraki adım olan gelişmiş planlama sistemleri ile 3B konformal tekniklere, MLC'lerin hareket edebilme yetenekleri, dozları istenilen şekilde modüle edebilen yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT) gibi birçok teknikler geliştirilmiştir. Bunlara ek olarak cihazların fiziksel kapasitelerindeki artışlar bu teknikleri mükemmel hale getirmiştir. Kullanılan enerji modalitelerine göre değişen doz hızı, profiller ve yarı gölge gibi birçok özellikler radyoterapinin temel amacına hizmet vermektedirler. Uygulama amacına göre radyoterapi 2 ana gruba ayrılmaktadır [15].

Küratif radyoterapi: Kanser hücrelerini yok ederek hastalığın tümüyle ortadan kaldırılmasına yönelik uygulanan bir tedavidir. Erken evre kanserlerinin büyük bir bölümünde tedavi amacına ulaşılabilmektedir.

Palyatif radyoterapi: İleri evre, yayılmış ya da yerleştiği yere bağlı olarak kanserlerin oluşturduğu ağrı, kanama, bası nedeniyle ortaya çıkan tıkanıklıklar, yutma güçlüğü, nefes darlığı gibi belirtilerin hafifletilmesi veya ortadan kaldırılması için yapılan radyoterapilerdir [9].

Radyoterapide amaç, sağlıklı dokuları mümkün olduğunca koruyup kanser hücrelerini yok edecek dozu uygulamaktır. Radyoterapi de başarıyı sağlamak

için, tedavi alanlarının doğru ve hassas biçimde belirlenmesi, uygun tedavi planlarını oluşturulması ve uygulanması gerekmektedir [9,11].

2.2 Prostat kanseri

Prostat kanseri erkeklerde görülen kanser türleri arasında üçüncü sırada yer almaktadır [13]. Prostat kanserinin tedavisinde; kemoterapi, radyasyon tedavisi ve cerrahi operasyon uygulanmaktadır. Radyasyon tedavisi prostat kanserinde önemli bir rol oynamaktadır.

Prostat kanseri tedavisinde kullanılan radyoterapi teknikleri teknolojik gelişmelerle birlikte hızla gelişmektedir. Hasta anatomisinin üç boyutlu görüntülenmesiyle birlikte bilgisayarlı tomografi ve nükleer manyetik rezonans ile gelişmiş radyoterapi yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Gelişmiş radyoterapi yöntemlerinin kullanımı ile birlikte yan etkileri artırmadan radyoterapinin yüksek dozlarının güvenle uygulanmasına imkan sağlamaktadır [11,14].

Radyoterapinin amacı, hedefe maksimum dozu verirken çevresindeki riskli organların ve sağlıklı dokuların en az dozu almasını sağlamaktır. Bu amacı yönelik birçok gelişmiş tedavi yöntemi uygulanmaktadır. Bunlar, üç boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi yöntemidir. Dirk Wolff ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, prostat kanserinde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve Tomoterapi yöntemlerini hedef ve kritik organların almış oldukları dozlar açısından karşılaştırmışlardır. Tomoterapi yönteminde yapılan çalışma sonucunda hedefte homojen doz dağılımı elde ederken kritik organların daha düşük doz aldığını saptamışlardır [2,11].

Prostat erkek üretrasının başlangıç kısmında olup, genital sisteminin en büyük bezidir. Tubuloallveolar bezlerden ve bu bezlerin arasını dolduran ara dokudan yapılmıştır. Prostat, 18-20 gram ağırlığında, 3 cm yükseklik, 4 cm genişlik ve 2 cm kalınlığındadır [16,17]

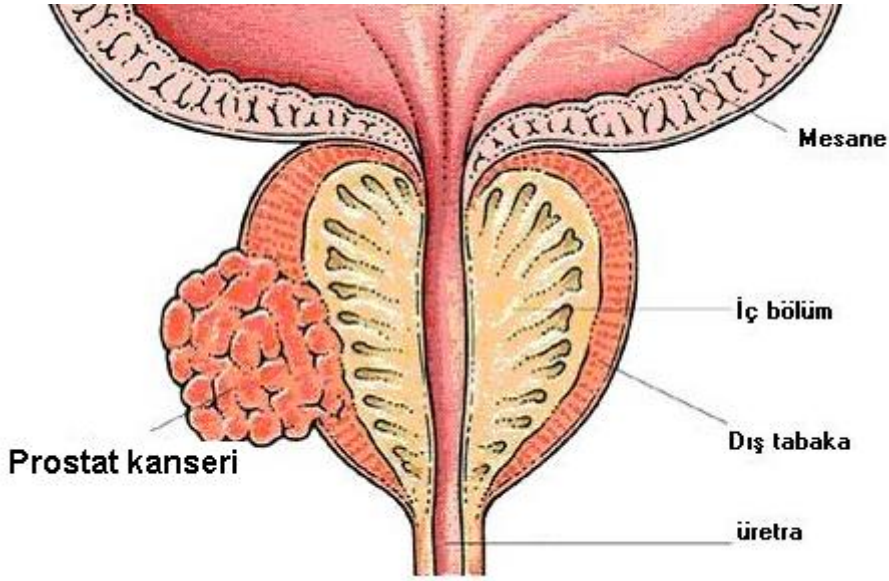
Prostat bezi, symphysis pubisin gerisinde, pelvisin arka sınırının aşağısında, ampulla rectinin onunde, diaphragma urogenitalenin yukarısında ve mesanenin altında bulunur [19].

Prostat arkada rektum, anterosuperiorunda mesane superoposteriorunda ise seminal vesikül ile komşudur. Erişkin bir erkekte yaklaşık olarak bir ceviz büyüklüğündedir. Mesaneden sonraki en alt bölümde, rektumun hemen önünde bulunur [16,17]. Rektum promontoryum hizasında başlayarak, alt sınırdan anüs aracılığı ile dış ortama açılan, uzunluğu 12-15 cm olup, çapı dolu veya boş olmasına göre değişen gastrointestinal sistemin en distal kısmıdır.

Rektum, arkada sakral kemiklerle komşudur. Öndeki komşulukları erkek ve kadında farklılık göstermekte erkekte mesanenin fundusu ve vesicula seminalisin üst bölümü ile komşu iken kadında uterus, vajinanın üst parçası ile komşudur. Prostat rektum komşuluğundadır. Rektumdan ayrılan bir kısım kas lifleri prostat ile ilişkilidir. Prostat rektum komşuluğu, prostat kanseri erken evre tespitinde önemli olan rektal muayene açısından önem taşımaktadır [17].

Prostat anterosuperiorunda mesane bulunur. Prostatın taban kısmı mesane komşuluğunda yukarı yerleşimli apeks kısmı ise aşağı yerleşimli bulunmaktadır. Mesaneden uzanan kas lifleri prostat ve çevresindeki fasyalar ile yakın ilişkilidir. Mesane prostat arasında uzanan bu düz kas lifleri musculus vesikoprostaticum'u oluşturmuştur. Bu kasın dış tarafında ise mesane adventisyası ile devam eden fibroadipoz doku bulunmaktadır [18].

Seminal vesiküller; mesane ile rektum arasında, mesane posteriorunda bulunan sakküler yapıda bir çift organdır [17]. Prostatik Üretra Yaklaşık 2,5 cm uzunluğundadır ve üretranın en genişleyebilir kısmını oluşturmaktadır. Mukus salgılayan glandüler yapılar prostatik üretra etrafında yer almaktadır. Bu bezler kadın üretrasıyla aynı özelliklere sahiptirler [19,20].



Şekil 2.2: Prostat Kanseri [49]

Prostat kanseri, prostat bezindeki hücrelerin kontrolsüz bir şekilde büyümesiyle ortaya çıkar ve prostat içine yayılır.

Prostat kanseri, mortalitesi en yüksek olan kanser türlerinden biridir. Gelişmiş takip ve tarama yöntemleri ile erken yaşlarda teşhis ve tedaviyi mümkün kılmaktadır. American Cancer Society (ACS), erken tanı için 50 yaşından sonra senelik kan PSA ve prostat muayenesi önermektedir. Kalıtım ve hormonal etkenler prostat kanserinin ortaya çıkmasındaki önemli faktörler arasında yer almaktadır [21,22].

PSA ilk prostat dokusu ekstrelerinde tespit edilmiştir. Kuriyama ve arkadaşları 1981 yılında ilk kez prostat kanseri için PSA' nın tarama testi olarak kullanılabileceği fikrini ortaya koymuşlardır. Çeşitli çalışmalarda PSA eşik değerinin en uygun duyarlılık ve özgünlüğe yaklaştığı değer olarak 4,0 ng/ml gösterilmiştir. Bu eşik değerinde PSA'nın duyarlılığı %72 ile %90 arasında değişir [23].

PSA klinik kullanımda uygulandıktan sonra erken dönemde tanı koymayı kolaylaştığından lokalize prostat kanseri insidansını giderek artmıştır. Klinik açıdan da hastalıkların tespitine yol açmıştır. PSA ile tanı konulan tümörlerin oranı %20'yi geçmemektedir. Tespit edilen prostat kanserlerinin yarısı lokalize safhada olan ve bu tedavilerle kür şansı bulunan tümörlerdir [23].

PSA (Prostat Spesifik Antijen)'nin ortaya çıkması ile klinik olarak tespit edilen kanser oranı artmıştır. Erken evrede saptanan ve daha küçük hacimde olan prostat kanserinin tedavisi de daha etkili olmaktadır.

2.2.1 Prostat Kanserinde Radyoterapi

Farklı disiplinlerin işbirliğiyle mümkün hale gelen kanser tedavisi günümüzde uygulanan bir tedavi şeklidir. Kemoterapi, radyoterapi ve cerrahi kullanılan tedavi çeşitleridir. Yapılan çalışmalarda, lokalize prostat kanseri tedavisinde radyoterapinin önemini ifade etmiştir.

Radyoterapide kullanılan lineer akseleratörler, lokalize prostat kanseri tedavisinde önemli bir yere sahiptirler. Tedavi planlamalarında tümör ve kritik organların üç boyutlu görüntülenmesi bilgisayarlı tomografi cihazı yapılmaktadır. Etkin ve güvenli bir tedavi seçeneği olan radyoterapi, prostat kanseri tedavisinde kullanılmaktadır [23,24].

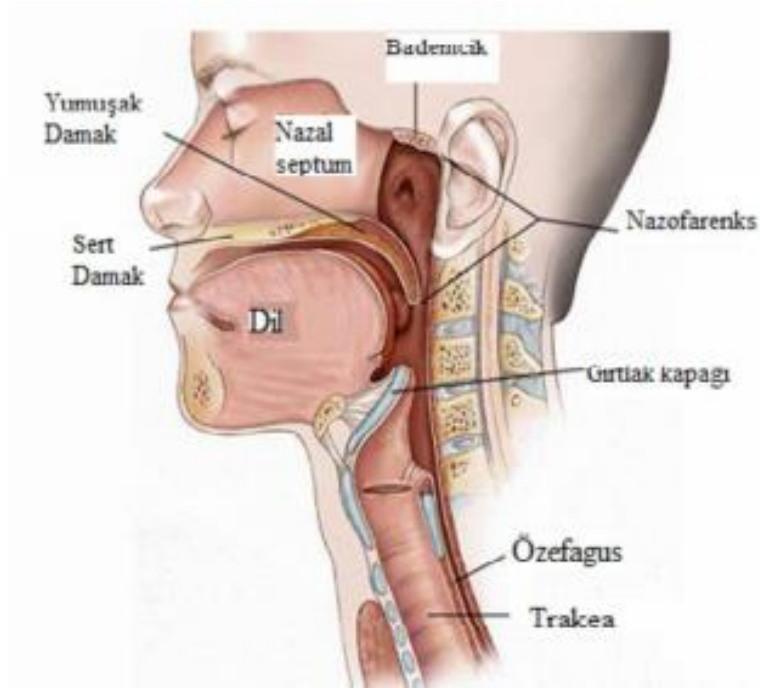
2.3 Nazofarenks kanseri

Farenks 3 kısımdan oluşmaktadır. Farenks boğazın diğer adıdır Nazofareks de bu kısımlardan biridir. Nazofarenks, farenksin burunla birleşen bölümüdür. Nazofarenkste oluşan kanser nazofarenks kanseri olarak adlandırılmaktadır. Nazofarenks burnun arka kısmında, yutağın üst tarafında, kafa tabanında yer almaktadır. Nazofarenks, burun boşluğuna, boğaza ve östaki tüpü aracılığıyla orta kulağa açılım gösteren bir boşluktur [11,25,26].

Dünyada en çok Güneydoğu Asya ülkelerinde görülmektedir. Kuzey Avrupa ve Amerika Ülkeleri gibi gelişmiş ülkelerde çok az görülmektedir. Ülkemizin de aralarında bulunduğu Akdeniz çevresinde orta sıklıkla görülmektedir. Hastalığın görülme nedenleri arasında basit nezle, Epstein-Barr virüsü, tütülenmiş balık ve gıda tüketimi, genetik nedenler bulunmaktadır [27].

Nazofarenks kanseri üç şekilde yayılım göstermektedir. Bulunduğu konumdaki lenf damarları nedeni ile boyun bölgesindeki lenf bezlerine yayılmaktadır. Diğer taraftan komşuluk yolu ile kafa kemiklerinden beyine, öne doğru burun boşluğuna, aşağıya doğru ağız bölgesine yayılımdır. Üçüncüsü ise, yayılım

özelliği en çok olan kemikler, akciğer ve karaciğer olmak üzere uzak yayılımdır [28,31,32]



Şekil 2.3: Nazofarenks Kanseri [28]

2.3.1 Nazofarenks Kanserinde Radyoterapi

RT genellikle eksternal tedavi şeklinde uygulanır. Ana hedefte tümörün istenilen dozu almasını sağlarken, kritik organların mümkün oldukça düşük dozlarda tutulması amaçlanmaktadır. Burada lokal başarı arttırılırken, normal doku fonksiyonlarının en az etkilenmesi amaçlanır [30].

Nazofarenkste hastalık, baş boyun bölgesinde sınırlı ise genel olarak tedavi yöntemi radyoterapidir. Erken evre hastalıkta radyoterapi uygun görülürken, ilerlemiş lokal ve bölgesel olarak hastalıkta tedavi, eş zamanlı kemoradyoterapidir. Kemoterapinin radyoterapi öncesi, radyoterapi ile eş zamanlı ve radyoterapi sonrası olmak üzere üç farklı uygulanış şekli vardır [29].

3. RADYOTERAPİ TEDAVİ TEKNİKLERİ

3.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

Konvansiyonel RT'in eksiklikleri ve bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile Üç Boyutlu Konformal Radyoterapide tedavi planlama sistemleri ortaya çıkmıştır. Üç boyutlu konformal radyoterapi, anatomik bilgiler doğrultusunda tümöre maksimum doz verilirken komşu hücrelere mümkün olan en düşük doz dağılımı sağlayan tedavi yöntemidir [2].

Doz dağılımlarında önceleri tümörün yüksekliği ve genişliği hesaba katılarak tedavi planları oluşturulurken, üç boyutlu radyoterapinin gelişimi ile birlikte genişlik yükseklik yanında tümörün derinliğide hesaba katılarak üç boyutta tedavi planları oluşturulmaktadır [11].

Gelişmiş planlama sistemine sahip Radyoterapi, hastanın tedavi pozisyonunda çekilmiş Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri ile tümör alanı belirlenmektedir. Onkologlar ve Radyasyon Fizikçileri tarafından oluşturulan sanal simülasyon ile sağlıklı doku ve organlar korunarak uygun tedavi seçeneği belirlenmektedir

Hedefe yönelik ışınlama yöntemleriyle Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi cihazlarında kurşun bloklar yani birincil kolimatörler kullanılmaya başlanılmıştır. Kurşun blokların kullanılırken oluşturduğu zorluklar nedeniyle kontrollü olan ikincil kolimatörler MLC' ler kullanılmaya başlanılmıştır [33,34].

3.2 IMRT- Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, ışın demetlerinin yoğunluğu değiştirilerek tümörde, farklı ışın yoğunlukları oluşturup yüksek doz verilirken sağlıklı dokuların minimum doz alması istenerek maksimum koruma sağlanması amaçlanmaktadır. Bu tedavi tekniğinde eş zamanlı olarak farklı hedeflere tedavi dozları uygulanabilmektedir [36].

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, kompleks bir tedavi yöntemidir. Bu nedenle radyoterapi için kullanılan cihazın yeterli donanıma sahip olması, tüm kalite kontrollerinin gerçekleştirilmesi ve özellikle MLC sisteminin kalite kontrollerinin yapılmış olması gerekmektedir. Aksi takdirde, planlanan tedavi ile gerçekleşen tedavi arasında önemli bir fark meydana gelecektir. IMRT tekniğinde yoğunluğu ayarlanmış ışın huzmeleri oluşturmak için, iki farklı teknik olan; Step and Shoot ya da Dinamik IMRT teknikleri kullanılabilir [35,37].

3.2.1 Statik IMRT Step and Shoot tekniği

Bortfeld ve arkadaşları tarafından ilk kez 1994 yılında öne sürülmüştür. Farklı yoğunluktaki alanlar konvansiyonel lineer hızlandırıcıların MLC'leri ile verilmektedir. Gantri ışınlanacak açılarda sabit dururken yapraklar birden çok üst üste gelen alanların ışınlanması sırasında açılıp kapanmaktadır. Yapraklar yer değiştirirken ışınlama kesilir [35]. Bu tekniğin amacı, yoğunluk ayarlı ışın alanlarının, süperpoze sonucu oluşturulmasıdır. Bu teknik ile segmentler, MLC'ler ile şekillendirilip, üst üste bindirilerek uniform olmayan doz yoğunluğunda radyasyon alanı oluşturulmaktadır [35].

Statik YART tekniği tedavi planlama sisteminde farklı yaprak pozisyonlarında ışınlanır. Yapraklar yer değiştirirken ışınlama yapılmamaktadır (Şekil 3.1).

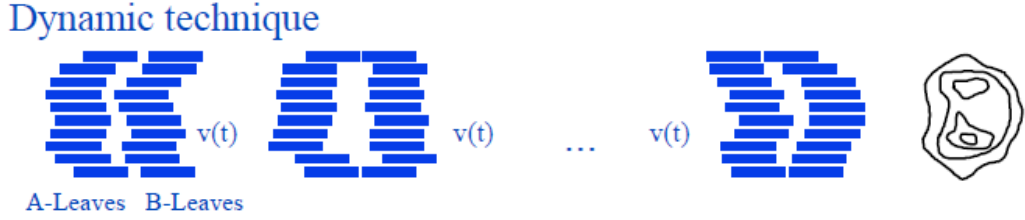


Şekil 3.1: Statik YART Tekniği [35]

3.2.2 Dinamik YART Kayan pencere (sliding window) tekniğinde

IMRT alanları MLC ler yardımı ile farklı yoğunlukta verilmektedir. Işınlama sırasında MLC'ler hareket halindedir. Bu nedenle dinamik IMRT, step and

shoot IMRT tekniğine göre daha karmaşıktır. Zamanın değişimi ile MLC lerin hareket fonksiyonu da değişmektedir. Böylece, alanların dozimetrisi karmaşık hale gelmektedir. Işın MLC lerin hareketleri boyunca sürekli olarak verilmektedir (Şekil 3.2) [37].



Şekil 3.2: Dinamik YART Tekniği [37]

Dinamik IMRT tekniği daha karmaşık olmasına rağmen, Statik IMRT tekniğinde oluşan liflerin hareket yönündeki alt alanların birleşim yerindeki düşük dozdan kaynaklanan artefaktlara sahip değildir. Dinamik IMRT tekniğinin diğer bir avantajı daha kısa tedavi süresine sahip olmasıdır. Bu avantajların yanı sıra, Dinamik IMRT tekniğinde lifler sürekli hareket halinde olduğundan lif pozisyonu hızı ve doz hızının çok doğru bir şekilde kontrol edilmesi gerekir [35,37].

3.3 ICRU Hacimleri

Radyoterapinin amacı, hedef hacimde homojen doz dağılımını sağlarken çevredeki kritik doku ve organlara da en az doz ile korumayı sağlamaktır. Tedavi planlamaları tümörün yeri tedavinin amacına göre oluşturulur.

Radyasyon tedavisinde tedavinin doğru planlaması ve sonuçların karşılaştırılması açısından International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU kurumu tarafından tedavi hacim kavramları tanımlanmıştır. Bu hacim kavramları raporlar şeklinde yayınlanmıştır. 1993 yılında eksternal tedavilerde foton enerjileri için yayınlanan ICRU 50 ve 1999 yılında yayınlanan ICRU 62 numaralı raporlardır. 2004 yılında elektron enerjileri için yayınlanan ICRU 71 ve 1985 yılında Brakiterapi için yayınlanan ICRU 38, ICRU 58 (1958) ve ICRU 72 (2004) numaralı raporlarıdır. Ayrıca proton enerjileri için 2007'de ICRU 78 raporu yayınlanmıştır [38,39].

ICRU 50 ve 62 raporlarına göre hacim kavramları tanımlanmıştır. GTV, CTV, PTV, TV, IV ve OR tanımlamaları ICRU 50 raporuna göre, IM, ITV, SM ve PRV tanımlamaları da ICRU 62 raporuna göre tanımlanmıştır [38,39].

Tedavinin doğru planlanması ve uygulanması açısından hacim kavramları büyük önem arz etmektedir.

International Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU) kurumunun tanımladığı volümler ICRU 62 raporunda en güncel volüm tanımlamaları şu şekilde 3-B konformal radyoterapide, kullanılmaktadır. Bu kurumun raporda yayınladığı tanımlamalar şu şekildedir [40].

Görüntülenen Tümör Volümü (GTV): Saptanabilen boyutta olan malign tümör malign tümör hücrelerinin en yoğun olduğu volümdür. GTV, primer tümör, metastatik lenfadenopati veya diğer metastazları kapsar.

Klinik Hedef Volüm (CTV): GTV çevresinde bulunan, radyolojik olarak görüntülenemeyen volümdür.

Planlanan Hedef Volüm (PTV): CTV'yi belirli bir güvenlik payı ile içine alan volümdür.

Tedavi Volümü (TV): Tedavi dozunun uygulandığı volümdür.

Işınlanan Volüm (IV): Doku toleransına göre doz alan volümdür. (V20, V30)

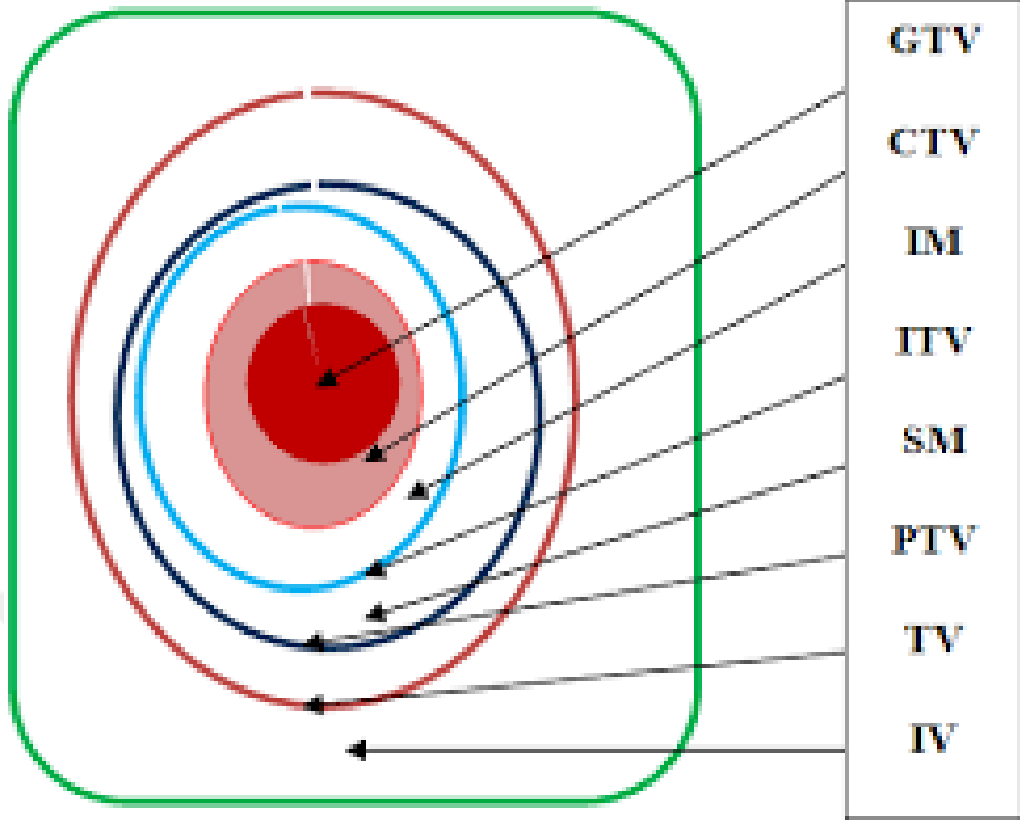
Risk Altındaki Organlar (OAR): PTV içinde kalan ve radyasyon duyarlılığı nedeniyle doz kısıtlamasına neden olabilen dokulardır.

Internal Pay (IM): PTV oluşturulurken organ hareketleri nedeniyle, CTV üzerine eklenen güvenlik hacmidir.

Internal Hedef Volüm (ITV): $ITV = CTV + IM$

Set-Up Payı (SM): PTV oluşturulurken CTV üzerine eklenen güvenlik payıdır.

Planlanan Risk Altındaki Organ Volümü (PRV): Organ ve hasta hareketleri nedeniyle riskli organlar da hareket edebileceği için, onların çevresinde oluşturulması gereken güvenlik payıdır.



Şekil 3.3: ICRU Hacimleri [40]



4. DOZİMETRE SİSTEMLERİ

4.1 Tek Boyutlu Dozimetre Sistemleri

IMRT tedavi tekniğinin kompleks olmasından dolayı, planların hastaya aktarımından önce planın tedavi planlama sisteminde planlandığı gibi cihaza aktarımının başarılı bir şekilde gerçekleşip gerçekleşmediğinin araştırılması gerekmektedir. Bunun için, her hastanın planı fantom üzerine aktarılır ve planın dozimetrik olarak doğrulanması sağlanır. IMRT planlarının doğrulanması için birçok dozimetre sistemi mevcuttur. Kullanılacak sistemi seçerken, tedavi şekline ve kalite kontrolde değerlendirilmek istenen parametrelere dikkat edilmelidir [41].

4.1.1 İyon Odası

İyon odaları, medikal fiziğin tüm alanlarında radyasyon dozunu tanımlamak için kullanılır. Ekstrapolasyon iyon odaları, silindirik, paralel plak ve mikro iyon odaları gibi çeşitleri bulunmaktadır. Bu sistemler elektrometreye bağlanarak, oluşan iyon çiftini okumamızı sağlar. Elektrometreler; 10^{-9} Coulomb ve daha küçük mertebelerdeki akımları ve belli bir zaman diliminde toplanan yükü ölçmeye yarayan araçlardır. İyon odaları, yalıtkan gaz dolu bir ortam ve iletken duvar ile çevrilidir. Toplayıcı elektroda sahiptir. İyon odasında, radyasyon gazla etkileşir ve böylece iyon çiftleri oluşur. İyonizasyon sonucunda pozitif iyon ve serbest elektronlar, elektrotlar arasına uygulanan elektrik alanın etkisi ile anot ve katoda ulaşarak bir iyon çifti meydana getirir. Bu iyon çiftleri doz hızı ile doğru orantılıdır. Ölçümlerde, hacimdeki hava kütlesinin değişimini hesaplayabilmek için iyon odasının basınç ve sıcaklık düzeltmeleri yapılır [42,43].

SSDL laboratuvarlarında kalibre edilmiş iyon odası ve elektrometre ile okunan doz değerleri IAEA TRS 398 protokolüne göre düzeltme faktörleri kullanılarak istenilen noktada absorbe doz belirlenir [40].

4.2 İki Boyutlu Dozimetrik Sistemler

İyon odaları ve diyot dedektörlerden oluşan iki boyutlu dozimetrik sistemler, IMRT tedavi planlarının kalite kontrolünde kullanılan en pratik ölçüm araçlarındandır. Bu dozimetrik sistemler, iyon odası veya diyotlardan oluşur. Günümüzde yaygın olarak kullanılan iki boyutlu dozimetrik sistemler; 2D Array 729, Sun Nuclear MapCHECK ve Iba Matrixx sistemleridir [42].

Bu dozimetrik sistemlerde, diyot ve iyon odası milimetre mertebesinde bir kalınlığa sahiptir. Farklı yazılımlar aracılığıyla iyon odası ve diyotta ölçülen veriler kaydedilir.

Tedavi planlarının kalite kontrollerinde, kullanılan sistemin BT görüntüsü çekilerek ya da tedavi planlama sisteminde sanal fantom oluşturularak, üzerine tedavi planı aktarılır. Tedavi planı ışınlanarak, diyot veya iyon odalarının üzerine gelen elektrik akımının fonksiyonu ile meydana gelen doz akı haritası, bilgisayar yazılımı aracılığıyla elde edilir. Işınlanarak elde edilen doz akı haritası ile tedavi planlama sisteminden elde edilen doz akı haritası karşılaştırılarak analiz edilir. Ayrıca, dozimetrik sistemlerde mutlak doz ölçümü yapmak için, ortamın sıcaklık ve basınç bilgilerini yazılım sistemine tanıtmak gerekir [44].

4.2.1 Film Dozimetrisi

X, gama ve elektron ışınları ile organ, madde, metal gibi cisimlerin görüntülerinin yansıtıldığı kimyasal maddeye film denir. Film dozimetrisi, iki boyutlu doz dağılımlarının ölçümlerinde kullanılır. Doz dağılım bilgisini vermektedir. Elde edilen dağılımlar rölatif olduğundan, kalibrasyon eğrisi oluşturulmalıdır. Kalibrasyon eğrisi, bilinen doz değerine karşı gelen filmdeki karma derecesi olan optik yoğunluğa göre oluşur.

Radyografik filmler istenilen büyüklük ve şekillerde parçalara ayrılabilen ucuz sistemlerdir. Bu filmler banyo gerektirir ve saklama koşullarına karşı çok hassastırlar. Her ölçüm için ayrı kalibrasyon eğrisi oluşturularak, sonuçlar bu eğriye göre değerlendirilir. Enerji bağımlılıkları vardır. Derinlik, alan boyutu ve fantom büyüklüğü film hassasiyetini etkiler ayrıca filmin koyulduğu yön de önemlidir. Film ışlandıktan sonra bilgisayara bağlı tarayıcı da aynı yöne

koyularak okunmalıdır. Film cevabı birçok parametreye bağlıdır ve zahmetli bir doz okuma prosedürü vardır.

Radyokromik filmler ise, ışığa duyarlı olmayan, karanlık oda, banyo cihazı ihtiyacı duymayan, enerji bağımlılığı olmayan filmlerdir. Yüksek dozdaki radyasyon ölçümü, doz haritalarının çıkarılması, derin doz istatistiği, IMRT ve stereotaktik tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi dozu ölçümleri, HDR brakiterapi kaynaklarının doz dağılımlarının karakterizasyonu ve intravasküler kaynakların yollanmasının doğrulanmasında kullanılmaktadır [43].

Film dozimetre yöntemi yıllardır kullanılan önemli bir tekniktir. Avantajı, iki boyutta değerlendirme imkanı sunmaktadır. Ayrıca, yüksek rezolüsyona sahip olup rölatif doz ölçümlerinde de kullanılmaktadır. Klinik uygulaması pratik değildir. Gerçek doz ölçümünde kullanımı tercih edilmez. Çünkü, film dozimetre doz, enerji, banyo şartları gibi parametrelere bağlıdır. İyon odaları ile IMRT tedavi planı kalite kontrollerini nokta dozu şeklinde değerlendirmek kolay uygulanabilir bir yöntemdir. Fakat, IMRT tekniğinde küçük mesafede yüksek doz değişimleri olduğundan iyon odaları ile tek bir noktada dozu değerlendirmek yetersizdir [44].



5. TOMOTERAPİ CİHAZI

6MV foton ile görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) uygulayan bir cihazdır. Bu cihazda Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve plan adatif yapılabilmektedir. Ayrıca, tüm vücut ışınlamasına kadar geniş bir kullanım alanları vardır. Cihaza bağlı tüm bilgisayarlar Windows tabanlı çalışmaktadır. Tek veritabanı üzerinden planlama, tedavi, hasta kalite kontrolü (QA) yapılmakta ve günlük Megavoltaj Tomografik Görüntüleme sistemi (MVCT) ile setup bilgileri yönetilmektedir [45].

Cihazda 2 tip lazer vardır. Yeşil lazerler sabit olup, otomatik olarak yerleştirilmektedir. Gantriden 70 cm uzakta olan tedavi cihazının sanal eşmerkezini gösterir.

Kırmızı lazerler hareketli lazerlerdirler. Set-up sırasında oluşturulan hasta üzerindeki işaretleyicileri gösterir ve planlama sırasında yerleştirilir [46,47].

Tomoterapi sözcüğü kesit tedavisi anlamına gelmektedir. Tomoterapi tedavi planlama sistemi ters planlama yapan bir planlama sistemidir. Sadece 6 MV foton enerjisi yüklü olan bir cihazdır.

Tomoterapi cihazında geleneksel lineer hızlandırıcılardaki gibi ışın alanı olmaksızın hasta kesit kesit ışınlanır. Işınlar çok yapraklı kolimatör sistemi ile ayarlanarak tedavi masası hareket ederken hastaya kesit kesit verilir. 85 cm kaynak cilt mesafesine sahiptir (SSD).

Cihaz sadece yoğunluk ayarlı radyoterapi yapmak için üretildiğinden ışın yoğunluğunu ayarlayan filtre kullanılmamıştır. Sistem dedektörler sayesinde tomografik görüntü olarak bunları üç boyutlu hale getirir. Görüntü alınırken, fotonların enerjisi 3 MV'ye düşmektedir [46].

Yaprakların 3 farklı açılma boyutu bulunmaktadır. Bunlar 1.0, 2.5 ve 5.0 cm iken enine ekseninde alan boyutu 40 cm'dir. Yapraklar kalınlıkları 0,625 cm, yükseklikleri 10 cm olup %95 tungsten içeren alaşımdır. Cihaz bir tam

dönüşünde 51 farklı noktada ışınlama yapmaktadır. Işınlamanın başında ve sonunda yapraklar kapalıdır [47,48].

Yazılım yardımı ile kritik organlar kısmen ya da tamamen bloklanabilmektedir. Kısmi bloklamada risk altındaki organ sadece gelen ışının çıkışından ışınlamaya maruz kalırken tam bloklamada risk altındaki organ ne girişten ne de çıkıştan ışına maruz kalmamaktadır.

Kalite kontrol sekmesinde hazırlanan planın test fantom üzerine aktarılması ile setup işlemi yapılır. Kalite kontrol kısmında ise fantom üzerinde film veya iyon odası ile yapılan ışınlamadan elde edilen veriler değerlendirilerek plan onayına karar verilir [49].



Şekil 5.1: Tomoterapi Cihazı [49]

6. GAMA ANALİZİ

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) tekniği ile yapılan tedavilerde, kısa mesafede doz değişimi çok fazla olduğundan, dozun doğruluğunu kontrol etmek çok önemlidir. İyon odaları, diyotlar, radyografik film, radyokromik film, MOSFET gibi sistemler dozun doğruluğunu elde edebilmek amacıyla kullanılan dozimetrik sistemlerdir. Bu doğruluğun kontrolü için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan birisi, gama analizidir [25,50].

Gama analizi, Van Dyk'in yaptığı çalışmaları Low ve arkadaşları geliştirip günümüzdeki halini almasını sağlamışlardır. Van Dyk yaptığı çalışmalarda doz dağılımı yüksek ve düşük gradyentli bölgeler olarak ifade edilmektedir. [44,51]. Bu bölgeler için kabul kriterleri oluşturup, düşük gradyentli bölgelerde ölçülen ve hesaplanan dozları doğrudan karşılaştırmıştır.

Yüksek gradyentli bölgede ise küçük uzaysal hatalar yüksek doz farklılıklarına neden olacağından, burada uyum mesafesi kavramını devreye sokmuştur [52].

Uyum mesafesi (UM), referans doz dağılım noktası ile değerlendirilen doz dağılımındaki noktalar arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır. Doz farkı ve UM kavramları, doz dağılımı karşılaştırmada birbirlerini tamamlamaktadırlar [53].

Gama indeks metodu yani gama analizi, 1998 yılında Low, 2003 yılında ise Dempsy tarafından IMRT'de kullanılan yazılımı ileri sürmüşlerdir [51].

Gama indeks metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp, doz farkı (DD) ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak hesaplayan bir yöntemdir.

DTA; herhangi bir noktada ölçülen doz ile, hesaplanan doz noktaları arasındaki mesafedir. DTA, iki dağılımın yerleşimini ne kadar iyi olduğunun bir göstergesidir. DD, iki doz dağılımının yerleşiminin kusursuz olduğu düşünülerek dozlar arasındaki yüzde farkı verir [50].

ICRU 42 raporuna göre, %2 doz doğruluğu olan bölgelerde düşük doz gradiyenti, yüksek doz gradiyenti olan bölgelerde ise 2mm'lik mesafe uyumu olmalıdır.

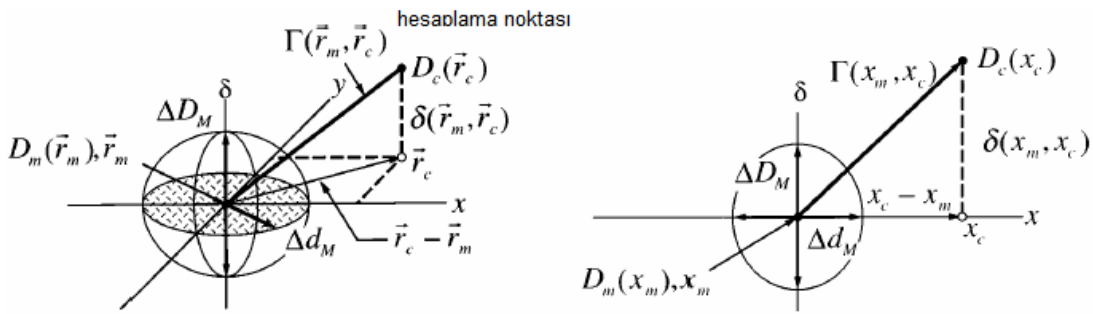
Gama analizi, planlanan ve ölçülen doz dağılımlarının iki boyutta veya üç boyutta karşılaştırılarak doğrulanmasıdır [50].

Dozun kısa mesafede (birkaç mm) hızla değişimini gösterdiği bölgeler yüksek gradiyentli bölgelerdir. Buna karşı dozun uzun mesafede (birkaç cm) yavaş değişim gösterdiği bölgeler düşük gradiyentli bölgeler olarak adlandırılır [54].

Low önce iki boyutta ölçülen ve hesaplanan dozlar arasında bir ilişki kurup hesaplanan dozla ölçülen doz arasında %3 ve 3mm kriterlerini belirledikten sonra bunu üç boyutta tanımladı. Üç boyutta bu tanımlamayı yaparken hesaplanan ve ölçülen dozun üç boyutta elips denklemi kriterine uygun olarak gama indeksini tanımladı. Bu tanıma göre gama indeksi=1 demek hesaplanan ve ölçülen dozun %3 ve 3mm içinde olması demektir [50,51].

Sunulan metot ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırılmasına dayanmaktadır. Ölçüm referans bilgi olarak kabul edilmekte, hesaplanan dağılım için

karşılaştırma istenmektedir. Doz farkı kriteri ΔD_M , ve DTA kriteri Δd_M , dir. Başarı kriterleri foton huzmeleri için klinik standartlarda $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3\text{mm}$ 'dir.



Şekil 6.1: Doz farkı (DD) ve doz mesafe uyumu (DTA) kriterlerinin geometrik olarak tanımlanması [49]

Gama analiz yöntemi; TPS'den gelen akı haritasını (fluence map) referans olarak alıp, cihazda elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma sistemine

dayanmaktadır. Bu karşılaştırmayı yaparken ΔD ve Δd parametrelerini kullanır [50].

$\Delta D = \text{Doz farkı (DD)}$

$\Delta d = \text{Distance to agreement (DTA)}$

Şekil 6, doz farkı ve DTA için kabul kriterini göstermektedir. Kabul kriterlerini göstermek için elipsoid yüzeyi seçilmiştir. Elipsoid yüzeyini tanımlayan denklem aşağıdaki gibidir:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_s, r_r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_s, r_r)}{\Delta D_M^2}}$$

Değerlendirilen noktanın bu parametreleri sağlayıp sağlamadığı, referans nokta çevresine bir elipsoid çizilerek belirlenmektedir. bu elipsoidin çapı; doz ve mesafe boyutlarından oluşan bir uzaydadır. Eğer değerlendirilen bu noktalar elipsoidin içerisinde ise, r_c noktası kabul değerini geçmiş sayılır.

$$\Gamma(r_s, r_r) = 1 = \sqrt{\frac{r^2(r_s, r_r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_s, r_r)}{\Delta D_M^2}}$$

Hesaplanan Γ değeri 1'den küçükse, değerlendirilen nokta elipsoidin içindedir ve kabul değerini geçmiş sayılır. Hesaplanan bu değerlerin en küçüğü referans noktaya ait gama değeri olarak tanımlanır [51].

$$\gamma(r_r) = \min \{ (r_s, r_r) \forall \{r_s\} \}$$

Minimal değer $\gamma(r_r)$ referans noktanın kalite indeksi olarak adlandırılır.

$\gamma(r_r) \leq 1$, belirlenen kriterler içerisindedir.

$\gamma(r_r) > 1$, belirlenen kriterler içerisinde değil [50,51].

Literatürde gamanın hesaplanması ile ilgili değişik kriterler bulunmaktadır. ICRU 42 raporu (1987) 2mm ve %2 DTA'yı tavsiye etmektedir. Bununla birlikte Van Dyk [44] 4mm ve %3, Winkler [53] 3mm ve %5 'i tavsiye etmektedir. Van Dyk ayrıca ek olarak plan içindeki doz elementlerinin %67 sinin %1 veya daha düşük gamma değerine sahip olmasını tavsiye etmektedir.



7. GEREÇ VE YÖNTEM

7.1 Araç ve Gereçler

Çalışmamız İstanbul Bahçelievler Medical Park hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümü Radyoterapi alanında yapılmıştır. Kullanılan tüm araç ve gereçler Bahçelievler MPL Radyasyon Onkolojisi' ne aittir.

1. Accuray-Tomotherapy cihazı
2. PTW Octavius Fantom
3. PTW Detector Interface 4000 Elektrometre
4. PTW 2D Array 729 İki Boyutlu İyon Odası Sistemi
5. PTW Verisoft Yazılımı

7.1.1 Accuray-Tomotherapy Lineer Hızlandırıcı cihazı

Accuray Tomoterapi cihazı sadece 6MV foton enerjisi bulunan, cihazdaki xenon dedektörler yardımı ile IMRT ve IGRT özelliğine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Tomoterapi cihazı, görünüm ve fonksiyon bakımından bilgisayarlı tomografi (BT) cihazına benzemektedir. Hasta tedavi masasına yatırıldıktan sonra masa cihazın gantri boşluğuna doğru hareket etmektedir.

Cihazın gantrisinde lineer hızlandırıcı, xenon dedektörler ve ışın durdurucu sistemler yer almaktadır. Bu sistemler gantri ile birlikte 360⁰ sabit bir hızla hareket etmektedir.

Tomoterapi cihazında 64 adet binary MLC bulunmaktadır, bu MLC ler basınç ile hareket etmektedir. Bu yaprakların kalınlığı 0.625 cm ve yüksekliği 10 cm dir. Cihaz, üç farklı jaw (kesit kalınlığı) genişliğine sahiptir. Bu genişlikler; 1.0 cm, 2.5 cm ve 5.0 cm den oluşmaktadır [46,47].

7.1.2 PTW Octavius Fantom

PTW OCTAVIUS, PTW 2-D ARRAY 729 ile birlikte kullanılarak rotasyonel tedavi planlarının kalite kontrolleri için tasarlanmış bir katı su fantomudur. Sekizgen şekli kolay kurulum ve çeşitli açılardan dozları daha iyi ölçebilmek

için özel olarak tasarlanmıştır. 24 kg ağırlığındaki fantomun yapı maddesi polistiren; kütle yoğunluğu $1,04 \text{ g/cm}^3$ ve göreceli elektron yoğunluğu $1,00 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ 'dür. Genişliği ve uzunluğu eşit olarak 32 cm'dir. PTW 2-D ARRAY dedektörün yerleştirilebilmesi için $30 \times 30 \times 2,2 \text{ cm}^3$ merkezi boşluk içerir. Bu boşluğun tasarımı sayesinde, dedektördeki iyon odalarının merkezi, OCTAVIUS fantomun merkezinden geçmektedir [55].

OCTAVIUS fantom kullanılarak tek bir iyon odası ile ölçüm almak da mümkündür. Bu ölçüm için tasarlanmış, $10 \times 31 \times 2,2 \text{ cm}^3$ hacimli üç farklı plaka bulunur. Bunlardan ikisi tamamen katı iken, üçüncüsünde 0,125 cc silindirik iyon odası için 0,69 cm çapında ve merkezleri arasında 1,05 cm uzaklık bulunan 9 adet iyon odası yuvası mevcuttur. Bu 9 iyon odası da aynı anda Multidose elektrometre kullanılarak okunabilmektedir [55].

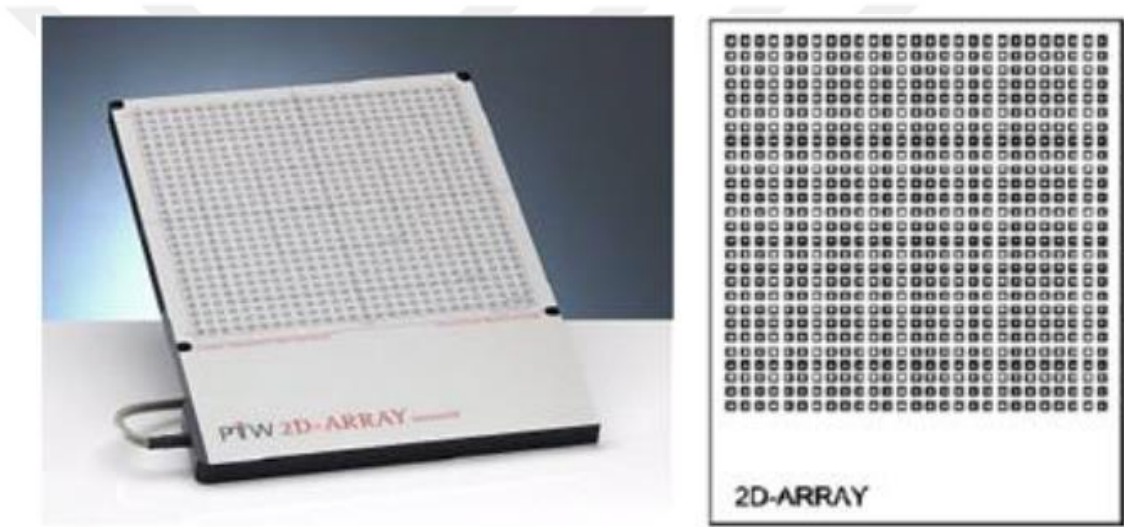
OCTAVIUS fantom alt kısmında yarım daire biçiminde bir hava boşluğu içerir. Sekizgen tasarımı ve bu hava boşluğu ile, iyon odalarının açığa bağımlılıkları azaltılarak PTW 2-D ARRAY'in arkadan gelen ışınları daha büyük bir doğrulukla ölçmesi sağlanmaktadır. OCTAVIUS fantom sayesinde, rotasyonel tedavi planlarının kalite kontrollerini yapmak mümkündür [55].



Şekil 7.1: PTW Octavius Fantom [57]

7.1.3 PTW 2D Array 729

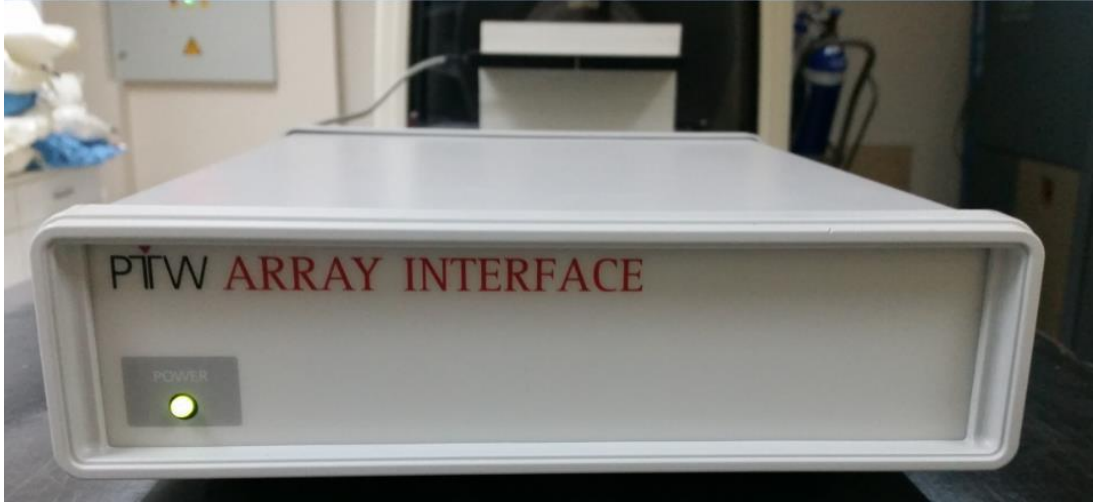
PTW 2D-Array 729 (iki boyutlu iyon odası) IMRT planlamalarının dozimetrik kontrolleri için geliştirilmiş bir sistemdir. Maksimum ölçüm alanı $27 \times 27 \text{cm}^2$ 'dir. $5 \times 5 \times 5 \text{mm}$ boyutlarında hava dolgulu 729 adet kübik iyon odalarından oluşur. İyon odalarının hacmi $0,125 \text{cc}$ 'dir. İyon odaları birbirinden 5mm uzaklıktadır. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe ise 10mm 'dir. Sistemin yüzeyi PMMA ile kaplıdır. Ağırlığı 3.2kg olup yüksekliği 22mm 'dir. İyon odalarının aktif ölçü noktası yüzeyden $7,5 \text{mm}$ aşağıdadır. Çözünürlüğü $0,1 \text{mGy}$ 'dir. Şekil 7.2'de PTW 2D Array 729 iyon odası gösterilmiştir [56,57,62].



Şekil 7.2: PTW 2D Array 729 İki Boyutlu İyon Odası Sistemi [57]

2D Array 729 sistemi 400 V 'luk gerilimde çalışır ve her bir iyon odasının topladığı yük bir kapasitörde depolanarak, 400 ms 'de bir okuma alınıp, yeniden başlatılır [55].

2D Array 729, PTW ARRAY INTERFACE cihazına bağladıktan sonra, PTW Verisoft yazılımının bağlı olduğu bilgisayara ara kablo yardımı ile bağlantısı sağlanır. PTW ARRAY INTERFACE, power supply ve data transferinin sağlanmasını sağlar. Böylece, bilgisayar ile array arasındaki bağlantı sağlanmış olur [57].

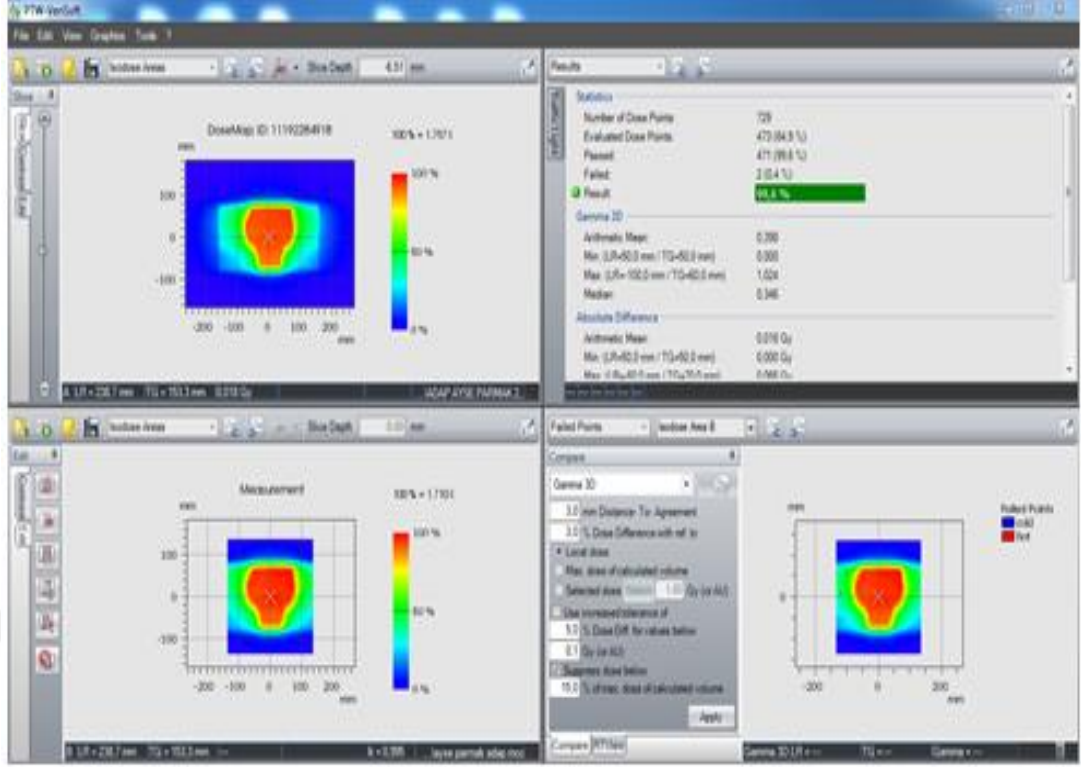


Şekil 7.3: PTW Detector Interface 4000 Elektrometre [57]

7.1.4 PTW Verisoft Yazılımı

Microsoft Windows işletim sisteminde çalışan PTW VeriSoft 6.0.2 (PTW, Freiburg, Almanya) ticari yazılımı sayesinde, fantomda ölçülen doz akı haritaları ile tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanmış doz akı haritalarının gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırılması mümkündür [58,59].

Sistem IMRT' de dozimetrik kalite kontrolde kullanılır. Bu sistem ile ölçülen doz haritası Verisoft programı kullanılarak Tedavi Planlama Sisteminden elde edilen veriler ile karşılaştırılır. Mesafe ve % doz farkı kriterlerini kullanarak gama analizi yapabilen verisoft programı sayesinde hızlı doz düşüşünün olduğu bölgeler gözden kaçmadan incelenebilir. Şekil 7.4 de Verisoft yazılımı analiz ekranı gösterilmiştir [60].



Şekil 7.4: PTW Verisoft Yazılımı

7.2 Yöntem

Bu tez çalışması Bahçelievler Medical Park Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde, Tomoterapi Hi-ART cihazında üç ayrı kanser olgusu için IMRT doz dağılımlarının doğrulanmasındaki kalite kontrol güvenilirliğinin karşılaştırılması gama analiz yöntemiyle incelendi. Bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulandı.

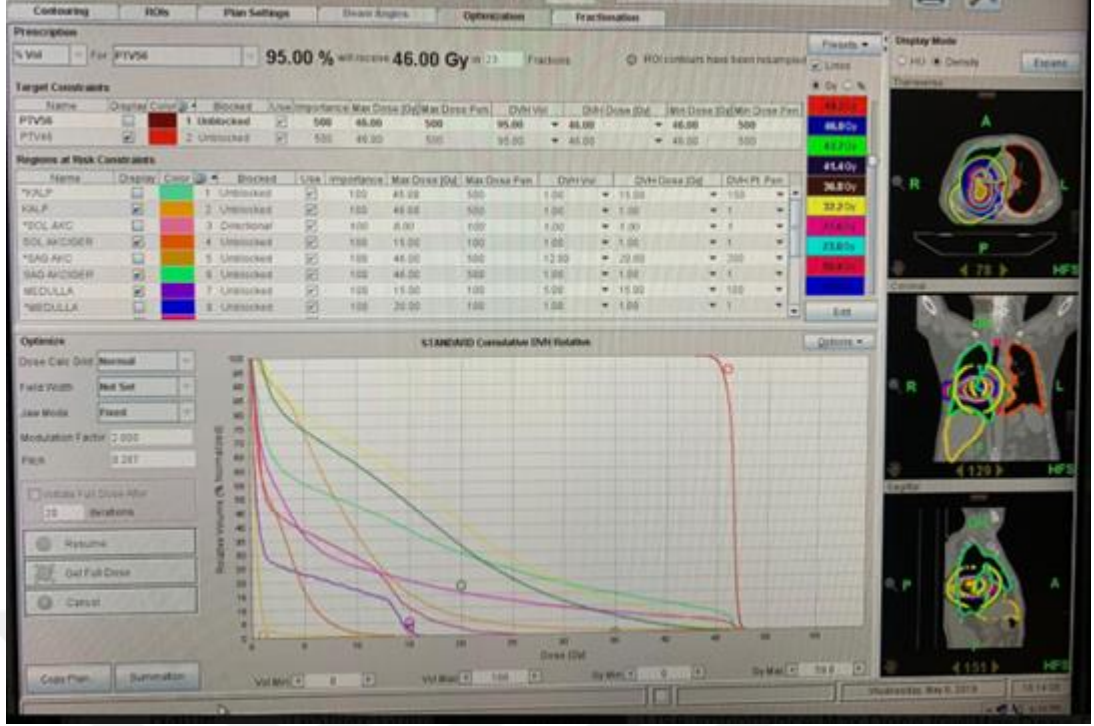
7.2.1 Hasta Planlarının Seçimi

Kliniğimizde tedavi görmüş randomize seçilen 12 prostat, 12 akciğer, 12 nazofarenks hastasının 3 mm kesit aralığı ile alınan BT görüntüleri kullanıldı. Tüm hastaların BT görüntüleri konturlama işlemi için önce MİM konturlama tedavi planlama sistemine aktarılarak hedef volüm ve sağlıklı dokular radyasyon onkoloğu tarafından çizildi. Son hali verilmiş ve hesaplatılmaya hazır olan görüntüler planlama yapmak için iki farklı planlama sistemi arasında kurulu olan ağ yardımı ile Tomoterapi Hi-ART tedavi planlama sistemine aktarıldı.

7.3 IMRT Tedavi Planlarının Oluşturulması

Tomoterapi Hi-ART TPS ye aktarılan görüntüler bu planlama sisteminin ilk sekmesi olan ROI sekmesinde tümör ve hassas dokular olarak ayrıldı. Daha sonra bu ayrılan yapılar hem tümör hem de hassas dokular için birbirinin içinde olma durumuna göre öncelik ve önem sırasına göre numaralandırıldı. Yine bu sekmede kırmızı lazerler daha önce planlama BT si alınırken hasta üzerine konulan cilt işaretleri üzerine ayarlandı ve kayıt edildi. Bir sonraki sekmede doz tanımlaması ve her hasta için tümör büyüklüğüne bağılı olarak 1.0, 2.5, 5.0 cm olan alan boyutlarından biri seçilir. Verilmek istenen doz genellikle %95 lik izodoz eğrisinde tanımlanmaktadır. Ancak istenirse değişik izodozlara da tanımlama yapılabilmektedir. Bu çalışmada prostat, akciğer, nazofarenks target volüme farklı fraksiyonlarda dozlar verildi.

Tomoterapiye özgü parametreler pitch, modülasyon faktörü ayarlandıktan sonra beamlet hesaplatılması için komut verilmektedir. Beamlet hesaplatıldıktan sonra istenilen doz volüm eğrilerini elde etmek için şekilde görüldüğü gibi tümör ve hassas dokulara “importance, penalty, maximum ve minimum doz ile DVH doz ve DVH % leri” doz kriterleri için rölatif sayılar girilerek optimizasyon işlemi başlatılır. Bu işlem istenilen değerlere ulaşılıncaya kadar devam eder.

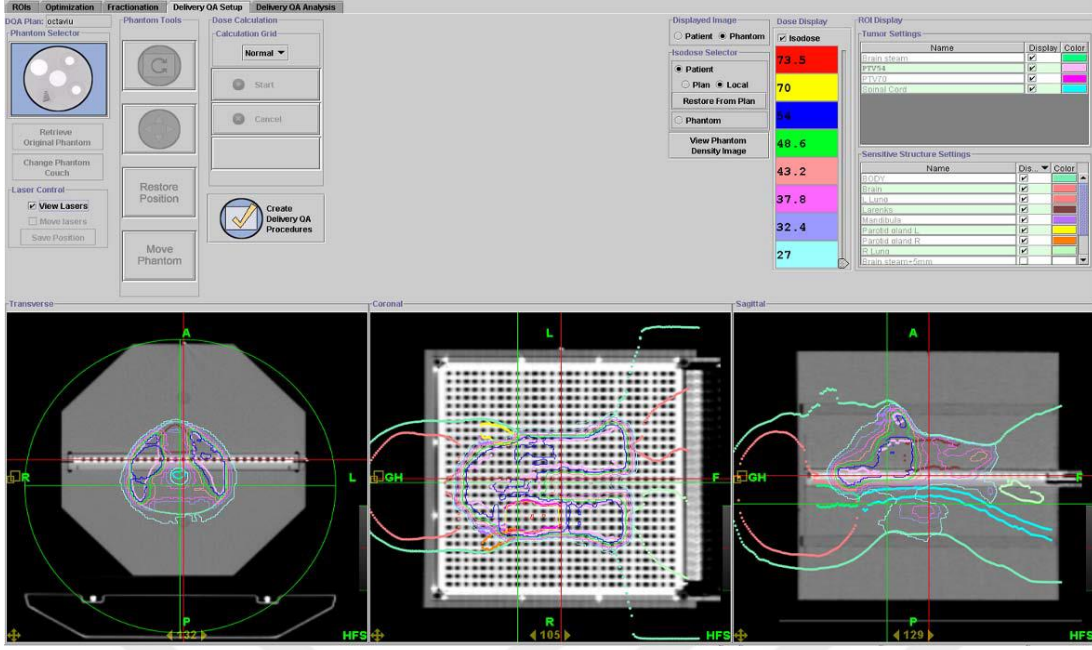


Şekil 7.5: Tomoterapide yapılan IMRT Akciğer Planı

7.4 Octavius Fantomda 2D-Array ile Doz Dağılımı Doğrulanması

7.4.1 QA planlarının oluşturulması

QA planlarını oluşturmak için DQA istasyon programı kullanılmaktadır. Oluşturulacak hasta planı ve kullanılacak Octavius fantomu seçilmektedir. Masa faktörü kaldırıldıktan sonra yeşil lazerler kullanılarak PTV üzerinde izocenter belirlenip sabitlenmektedir. Kırmızı lazerler markerlara yerleştirilerek tekrar masa faktörü eklenmektedir. QA planı hesaplatmak için işleme başlanmaktadır. Hasta tedaviye başlamadan önce tedavi planının kalite kontrolünün yapılması gerekmektedir.



Şekil 7.6: QA plan oluşturma ekranı

TPS deki bu işlem tamamlandıktan sonra QA planının doz ölçümü için Octavius fantom setubı hazırlanmıştır. 2D Array 729 iyon odası Octavius fantom içine yerleştirilerek önce fantomun MVCT'si alınarak set up'ın doğruluğu kontrol edilmektedir.

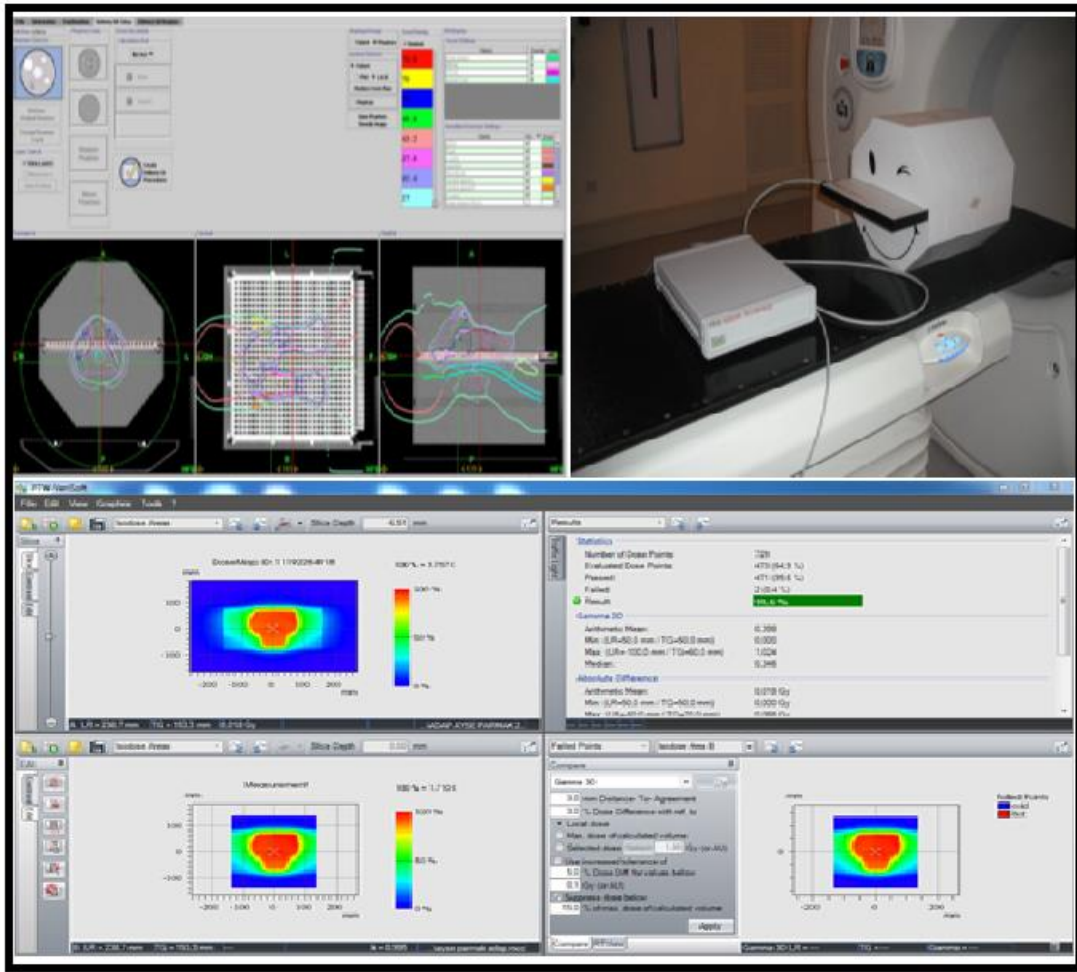
Her bir tedavi planı için kalite kontrol ışınlanması yapılmakta ve elde edilen tüm yoğunluk haritaları PTW Verisoft yazılımı mcc formatında kayıt edilmektedir



Şekil 7.7: 2D Array 729 iyon odası Octavius fantom setubü

7.4.1.1 2D Array 729 ile alınan Ölçümlerin PTW Verisoft Yazılımı ile Analizi

QA planlarının oluşturulması ve doz ölçümlerinden elde edilen veriler değerlendirilmek üzere Verisoft yazılımına aktarılmaktadır. Verisoft yazılımı ile hesaplanan ve ölçülen izodoz dağılımları karşılaştırılabilir hale getirilerek gama dağılımıyla hesaplama işlemi yapılmaktadır. PTW octavius fantom ile birlikte 2-D Array 729 iyon odası sistemi kullanılarak elde edilen akı haritaları ile Tomoterapi TPS'inde hesaplanan sanal doz akı haritalarının gama analizleri çeşitli % DD (doz farklılıklarında) ve çeşitli DTA (doz uyum mesafesi) değerlerinde PTW Verisoft yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Kalite kontrol planları gama analizi yöntemi kullanılarak, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA kriterlerine göre ölçülen dozun %10'un baskılanmasıyla analiz edilmiştir. Değerlendirme işlemi her plan için tekrar edilmiştir. (Şekil 7.8)



Şekil 7.8: Planlanan QA ile Ölçümü alınan QA setabının karşılaştırılması sonrası Verisoft yazılımında gösterimi

7.4.2 Verilerin Değerlendirilmesi

Her hasta için IMRT tekniğine göre QA tedavi planları yapılarak PTW Verisoft gama analiz programında incelenmiştir. Prostat, Akciğer ve Nazofarenks hastalarının %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA aralıklarında yapılan QA planları karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada % DD ve DTA ait parametrelerdeki farklar One-way ANOVA Testi kullanılarak analiz edilmiştir. ANOVA testi, 3 veya daha fazla grubun verileri normal dağılım gösteriyor ise ortalamaları arasındaki farklılığın anlamlılığını belirtmek amacıyla kullanılan bir testtir. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin “0.05” ten küçük olması gerekliliği kabul edilmiştir.

8. BULGULAR

8.1 Prostat, Akciğer ve Nazofarenks Hastaları İçin Elde Edilen Bulgular

Üç ayrı kanser olgusu tanımlı 12 prostat, 12 akciğer, 12 nazofarenks hastalarının, tomoterapi cihazında QA planları ve tedavi planları yapılmıştır. Tedavi planlarında, hedef hacminin ve kritik yapıların aldıkları dozlar, DVH (doz hacim histogramı) den yararlanılarak hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır. Kalite kontrol ölçümleri için QA planı ve tedavi planlarının verileri Verisoft programında analizi yapılmış ve karşılaştırılmıştır.

Çalışmada 12 prostat, 12 akciğer, 12 nazofarenks hasta verileri kullanılmıştır. Aşağıdaki çizelgelerde de verilerin ortalama değerleri ve istatistik sonuçları ile birlikte verilmiştir.

8.1.1 Prostat hastaları için elde edilen bulgular

Çizelge 8.1: Prostat için %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları.

PROSTAT	%3 DD- 3mm DTA	%3 DD- 4mm DTA	%3 DD- 5mm DTA	%4 DD- 3mm DTA	%4 DD- 4mm DTA	%4 DD- 5mm DTA	%5 DD- 3mm DTA	%5 DD- 4mm DTA	%5 DD- 5mm DTA
P1	99,1	100	100	100	100	100	100	100	100
P2	98,9	99,3	99,6	100	100	100	100	100	100
P3	99,1	100	100	100	100	100	100	100	100
P4	98,4	99,5	100	100	100	100	100	100	100
P5	100	100	100	100	100	100	100	100	100
P6	99,2	100	100	100	100	100	100	100	100
P7	99,6	100	100	100	100	100	100	100	100
P8	100	100	100	100	100	100	100	100	100
P9	96,9	100	100	100	100	100	100	100	100
P10	99,2	99,2	100	99,6	100	100	100	100	100
P11	95,6	96,3	98,5	100	100	100	100	100	100
P12	96,2	97,3	98	100	100	100	100	100	100
Ortalama	98,52	99,3	99,68	99,97	100	100	100	100	100
SD	1,47	1,22	0,69	0,12	0	0	0	0	0

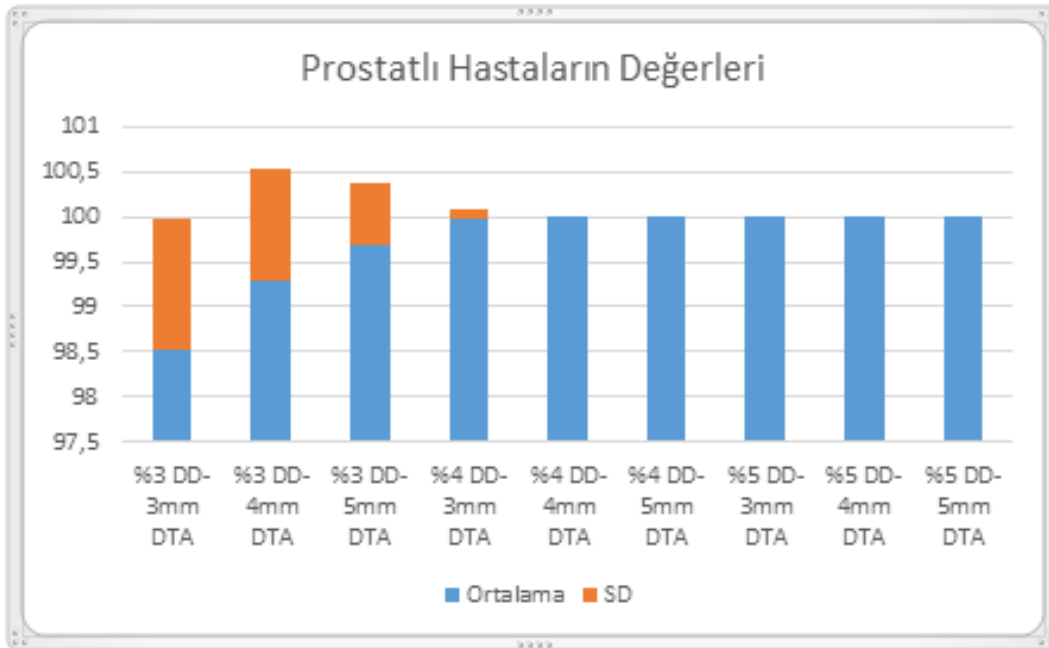
Çizelge 8.2: Prostat için % 3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, % 3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, % 4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri

	%3 DD- 3mm DTA	%3 DD- 4mm DTA	%3 DD- 5mm DTA	%4 DD- 3mm DTA	%4 DD- 4mm DTA	%4 DD- 5mm DTA	%5 DD- 3mm DTA	%5 DD- 4mm DTA	%5 DD- 5mm DTA
df	11			11			11		
P	0,06			0,37			1,0		

Çizelge 8.1 ve Çizelge 8.2’de görüldüğü üzere, prostat hastaları için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA’ nın p değerleri $p=0.06$ ($p>0.05$) bulunmuştur. Değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA’ nın p değerleri $p=0.37$ ($p>0.05$) bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA’ nın p değerleri $p=1$ ($p>0.05$) bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.



Şekil 8.1: Prostat hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği

Şekil 8.1’ de görüldüğü üzere; 12 Prostat hastasının QA planlarından elde edilen, ortalama ve standart sapma doz değerlerinin hacimsel dağılımları grafiğe dönüştürülmüştür.

Şekild 8.1’ de; %3DD-3mm DTA’ nın standart sapma değeri 1,47 olup, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA’ ların standart sapma değerleri “mm” aralığı değiştikçe değerler düşük bulunmuştur.

8.1.2 Akciğer hastaları için elde edilen bulgular

Çizelge 8.3: Akciğer için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları.

AKCİĞER	%3 DD-3mm DTA	%3 DD-4mm DTA	%3 DD-5mm DTA	%4 DD-3mm DTA	%4 DD-4mm DTA	%4 DD-5mm DTA	%5 DD-3mm DTA	%5 DD-4mm DTA	%5 DD-5mm DTA
A1	98,6	99,1	99,5	99,5	99,5	99,5	99,1	99,1	99,5
A2	98,4	100	100	99,2	100	100	100	100	100
A3	98,6	99	99	99,2	99,4	99,6	99,8	99,8	99,8
A4	97,6	98	98,8	99,2	99,2	99,2	99,6	99,6	99,6
A5	100	100	100	100	100	100	100	100	100
A6	99,3	99,7	99,7	100	100	100	100	100	100
A7	98,6	99,7	100	99,7	100	100	100	100	100
A8	99,2	100	100	100	100	100	100	100	100
A9	100	100	100	100	100	100	100	100	100
A10	99,6	99,6	100	100	100	100	100	100	100
A11	99	99	99	99,8	99,8	99,8	100	100	100
A12	99,5	100	100	100	100	100	100	100	100
Ort	99,03	99,58	99,67	99,77	99,85	99,82	99,85	99,85	99,98
SD	0,708	0,625	0,476	0,346	0,286	0,268	0,274	0,274	0,172

Çizelge 8.4: Akciğer için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri

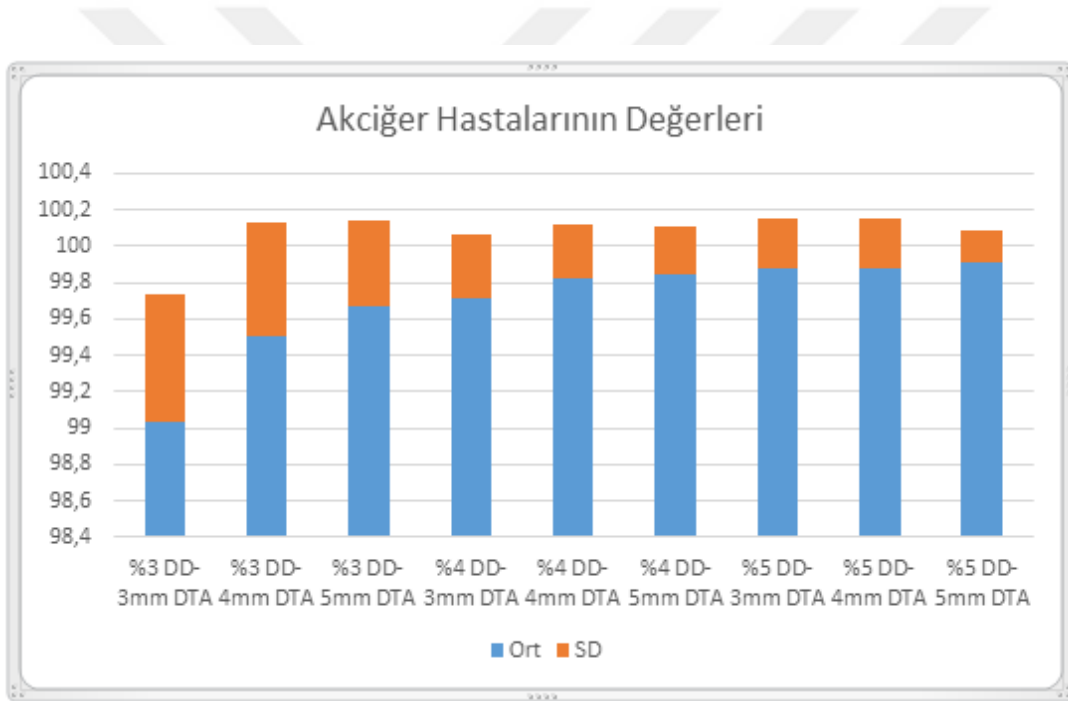
	%3 DD-3mm DTA	%3 DD-4mm DTA	%3 DD-5mm DTA	%4 DD-3mm DTA	%4 DD-4mm DTA	%4 DD-5mm DTA	%5 DD-3mm DTA	%5 DD-4mm DTA	%5 DD-5mm DTA
Df		11			11			11	
P		0,04			0,55			0,92	

Çizelge 8.3 ve Çizelge 8.4’de görüldüğü üzere, Akciğer hastaları için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA değerlerinin ortalaması, standart sapmaları ve p değerleri verilmiştir.

%3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA’ nın p değeri $p=0.04$ ($p<0.05$) bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı fark bulunmuştur.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA nın p değeri $p= 0.55$ ($p>0.05$) bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA’ nın p değeri $p= 0.92$ ($p>0.05$) bulunmuştur. Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.



Şekil 8.2: Akciğer hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği

Şekil 8.2’ de görüldüğü üzere; 12 Akciğer hastasının QA planlarından elde edilen, ortalama ve standart sapma doz değerlerinin hacimsel dağılımları grafiğe dönüştürülmüştür.

Şekil 8.2’ de; %3DD-3mm DTA’ nın standart sapma değeri 0,708 olup, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA’ ların standart sapma değerleri “mm” aralığı değişikçe değerlerde azalmıştır.

8.1.3 Nazofarenks hastalari için elde edilen bulgular

Çizelge 8.5: Nazofarenks için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA verilerinin ortalama ve standart sapmaları.

NAZOFARENKS	%3	%3	%3	%4	%4	%4	%5	%5	%5
	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA
N1	98,6	99,2	99,8	99,5	100	100	100	100	100
N2	97,3	97,6	99,1	100	100	100	100	100	100
N3	98,5	99,6	99,8	99,8	100	100	100	100	100
N4	99,2	99,6	99,8	99,8	100	100	100	100	100
N5	97,4	98,2	99,1	100	100	100	100	100	100
N6	98,4	99,5	100	99,8	100	100	100	100	100
N7	97,5	98,6	99,4	99,2	99,6	99,8	99,8	100	100
N8	97,1	99,5	100	100	100	100	100	100	100
N9	99,6	100	100	100	100	100	100	100	100
N10	98,6	99,1	99,8	99,3	99,8	99,8	100	100	100
N11	97,2	99,2	99,2	98,6	99,6	99,8	99,2	99,8	100
N12	99,8	99,8	100	99,8	100	100	100	100	100
Ort	98,27	99,18	99,67	99,65	99,97	99,95	99,97	99,93	100
SD	0,956	0,702	0,367	0,426	0,156	0,095	0,239	0,057	0

Çizelge 8.6: Nazofarenks için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA p değerleri

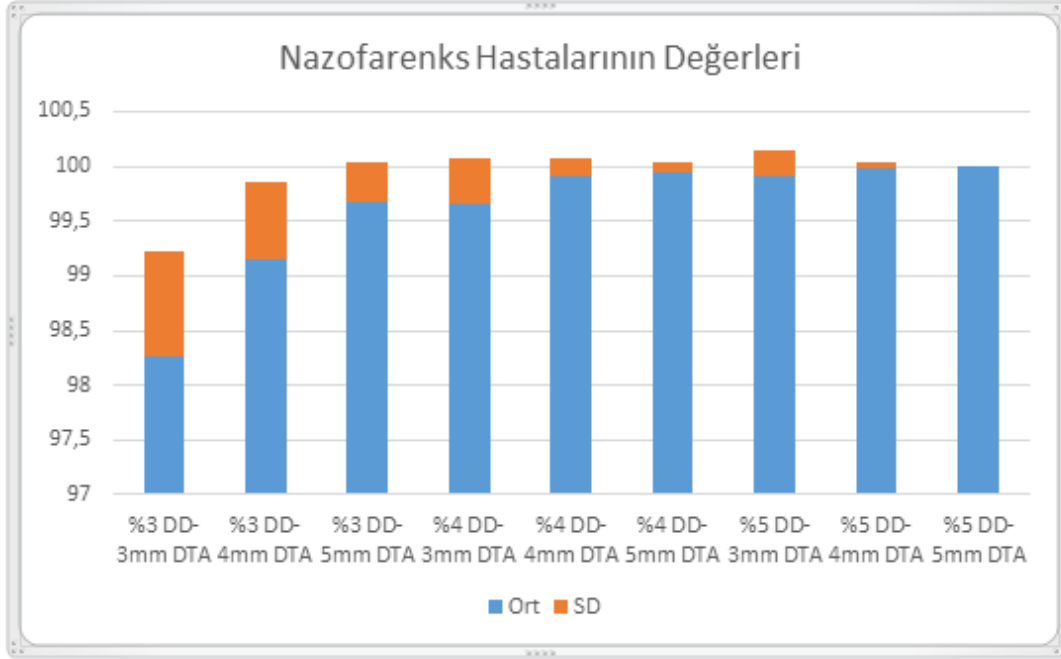
	%3	%3	%3	%4	%4	%4	%5	%5	%5
	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA	DD-3mm DTA	DD-4mm DTA	DD-5mm DTA
Df	11			11			11		
P	0,00			0,01			0,30		

Çizelge 8.5 ve Çizelge 8.6’de görüldüğü üzere, nazofarenks hastaları için, %3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA değerlerinin ortalaması, standart sapmaları ve p değerleri verilmiştir.

%3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA’ nın p değeri p=0.00 bulunmuştur (p<0.05). Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmuştur.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, % 4DD-5mm DTA' nın p değeri p=0.01 bulunmuştur (p<0.05). Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmuştur.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA' nın p değeri p=0.30 bulunmuştur (p>0.05). Bu değerler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.



Şekil 8.3: Nazofarenks hastalarına ait ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiği
Şekil 8.3' de görüldüğü üzere; 12 Nazofarenks hastasının QA planlarından elde edilen, ortalama ve standart sapma doz değerlerinin hacimsel dağılımları grafiğe dönüştürülmüştür.

Şekil 8.3' de; %3DD-3mm DTA' nın standart sapma değeri 0,956 olup; %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA, %4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA, %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA' ların standart sapma değerleri "mm" aralığı değiştikçe gittikçe azalmaktadır.

9. TARTIŞMA VE SONUÇ

IMRT Tedavilerinin kompleks olması nedeniyle, yapılan planların hastaya aktarımından önce tedavi planlama sisteminde planlandığı gibi cihaza aktarımının başarılı bir şekilde gerçekleşip gerçekleşmediğinin araştırılması gerekmektedir. Bu amaç doğrultusunda kullanılan dozimetrik yöntem PTW 2D Array 729 ile Prostat, Akciğer ve Nazofarenks IMRT tedavi planları için kalite kontrol planları oluşturularak hem planlarının doğruluğunu hem de kullanılan dozimetrik kontrol yönteminin uygulanabilirliği araştırılmıştır.

Gama analizi ile yapılan kalite kontrol yöntemlerindeki değerlendirmeler planın iki boyutta uygun olup olmadığı konusunda bize bilgi vermektedir. AAPM TG 119 numaralı raporda gama analizi geçme kriteri %3DD-3mm DTA olarak belirtilmiştir. Yapılan planların hastaya uygulanabilmesi için geçme kriterlerine göre gama indeksinin %95'in üstünde olması gerekmektedir.

Bu çalışmada, öncelikle dozimetrik kontrolünü yapacağımız hastaları belirleyerek bu hastalara kalite kontrol planları oluşturuldu ve doz akıları tedavi planlama sisteminden elde edildi. Kalite kontrol planlarını oluştururken gantry, kolimatör ve masa açıları 0⁰'ye getirildi ve sadece alan şekilleri korundu.

Çalışmamızda; 12 Prostat, 12 Akciğer, 12 Nazofarenks hastasının QA tedavi planları yapılarak, 2D Array 729 dozimetrik ölçüm sisteminde Verisoft programında gama analizi değerleri kontrol edilmiştir.

Tedavi Planlama Sisteminden ve dozimetrik yöntem ile yapılan ölçümlerden elde edilen veriler PTW Verisoft programı ile analiz edilerek gama analiz sonuçları belirlenmiştir.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %3DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %95.6 ile %100 arasındadır. Ortalama ise, $98.52 \pm 1,47$ dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %3DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %96.3 ile %100 arasındadır. Ortalama %99.3 \pm 1,22 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %3DD-5mm DTA'nın kriterlerini geçen gama değerleri %99.6 ile %100'dür. %99.68 \pm 0,69 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %4DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.6 ile %100 arasındadır. Ortalama %99.97 \pm 0.12 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA'nın kriterlerini geçen gama değerleri %100 dür.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Prostat hastaları için %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %100 dür.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %3DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %97.6 ile %100 arasındadır. Ortalama %99.03 \pm 0.708 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %3DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %98 ile %100 arasındadır. Ortalama %99.58 \pm 0.625 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %3DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %98.8 ile %100 arasındadır. Ortalama %99.67 \pm 0.476 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %4DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.2 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.77 ± 0.346 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %4DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.2 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.85 ± 0.286 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %4DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.2 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.82 ± 0.268 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için %5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.1 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.85 ± 0.274 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Akciğer hastaları için , %5DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.5 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.98 ± 0.274 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için %3DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %97.1 ile %100 arasındadır. Ortalama 98.27 ± 0.956 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için %3DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %97.6 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.18 ± 0.702 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için %3DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.1 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.67 ± 0.367 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2DArray 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için için %4DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %98.6 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.65 ± 0.426 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında Nazofarenks hastaları için için %4DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.6 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.97 ± 0.156 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için için %4DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.8 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.95 ± 0.095 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında Nazofarenks hastaları için için %5DD-3mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.2 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.97 ± 0.239 dır.

Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA ölçüm sonucu elde edilen doz verileri karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için için %5DD-4mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %99.8 ile %100 arasındadır. Ortalama 99.93 ± 0.057 dır.

QA Tedavi Planlama Sistemi ve PTW 2D Array 729'da QA doz ölçümü sonucu elde edilen doz verilerinin karşılaştırılmasında; Nazofarenks hastaları için için %5DD-5mm DTA kriterlerini geçen gama değerleri %100' dür.

Prostat hastalarının 2D Array 729 dozimetrik ölçüm sistemine ait sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde,

%3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA' nın p değeri 0.06 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA' nın p değeri 0.37 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA' nın p değeri 1 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

Akciğer hastalarının 2D Array 729 dozimetrik ölçüm sistemine ait sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde,

%3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA' nın p değeri 0.04 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA' nın p değeri 0.55 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA' nın p değeri 0.92 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

Nazofarenks hastalarının 2D Array 729 dozimetrik ölçüm sistemine ait sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildiğinde,

%3DD-3mm DTA, %3DD-4mm DTA, %3DD-5mm DTA' nın p değeri 0.00 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

%4DD-3mm DTA, %4DD-4mm DTA, %4DD-5mm DTA' nın p değeri 0.01 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

%5DD-3mm DTA, %5DD-4mm DTA, %5DD-5mm DTA' nın p değeri 0.30 bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

Qin ve ark. (61) kişiye özel IMRT planlarının sadece belli sistemlerde ölçülüp istatistiksel yöntemlerle doğrulanmasının gerçekçi olmadığını vurgulamıştır. Ayrıca; cihazda oluşabilecek sistematik hatalar, planlama algoritmasındaki oluşabilecek bir yanlışlık, cihazın kalibrasyonunun sapması gibi hatalar oluşabilir. Bu nedenlerle, tedavi planlama sisteminin kalite kontrolleri, cihazın mekanik ve dozimetrik kontrolleri ile yıllık kontrolleri yapılarak tüm bu hususlar göz önünde bulundurulmalıdır.

Bulgulardan yola çıkarak yaptığımız çalışma ile literatürdeki bilgiler arasında zaman zaman uyumluluk, zaman zaman farklılıklar saptanmıştır. Araştırmamızda kalite kontrol ölçüm sistemlerinin belirsizliklerini dikkate alarak; gama kriterlerinin %3DD-3mm DTA'da kullanımının uygun olduğu görülmüştür. Bulgularımız Stock ve ark. [54], Childres ve ark. [63] nın kalite kontrol analizlerinde %3DD-3mm DTA değerlerinde, elde etikleri sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Sonuç olarak IMRT planlarının kalite kontrolünde PTW 2D Array İki Boyutlu İyon Odası Sistemi hesaplanana yakın sonuçlar vermekte ve rutin kullanımda birçok nedenlerle bu kalite kontrol tekniğinin kullanımının iyi sonuçlar verdiği kabul gormektedir.



KAYNAKLAR

- [1] **Karlıkaya, C., Erdoğan S, Akkoçlu A, Oktay G, Güner G, Uçan Es, Çımrın Ah.** (2003) Akciğer Kanserinde Çoklu Tümör Belirleyicisi Analizi. Türk Toraks Dergisi ;4(3):248-259
- [2] **Khan, F.M.** (2010) The Physics Of Radiation Therapy. The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins. USA.
- [3] **Chao, C.K.S., Perez., C.A., Brady, L.W.** (2004). Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları.
- [4] **ÜİK** Ölüm İstatistikleri <http://www.tuik.gov.tr/Hbprint.Do?İd=24572>. (04.01.2019).
- [5] **Devesa, S.S., Et Al.** (2005) International Lung Cancer Trends By Histologic Type: Male: Female Differences Diminishing And Adenocarcinoma Rates Rising. International Journal Of Cancer. 117(2): P. 294-299
- [6] **Kılıç, C.** (2006) Akciğerlerin Anatomisi. Journal Of Clinical And Analytical Medicine
- [7] **Sinnatamby, C.S.** Last's Anatomy; Regional And Applied. 11th Ed. New York: Churchill Livingstone; 219-224.
- [8] **Johnson, D., Shah, P., Thorax. In: Standring S, Editor.** (2005) Gray's Anatomy, 39th Ed. Edinburgh, Scotland: Churchill Livingstone.951-1079.
- [9] **Kılı, S.** (2016) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Ve Volumetrik Ayarlı Arc Radyoterapi İle Yapılmış Akciğer Kanseri Tedavi Planlarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi.
- [10] **Bakanlığı, T.S.** Türkiye Kanser İstatistikleri. TC Sağlık Bakanlığı, Türkiye Halk Sağlığı Kurumu.(Editörler: Gültekin, M. Ve Boztaş, G) Ankara (http://kanser.gov.tr/dosya/ca_istatistik/2009kanseraporu-1.Pdf)(Erişim Tarihi: 10.02.2019).
- [11] **Khan, Faiz.M.** (2003) "The Physics Of Radiation Therapy" Third Edition. Lippincott Williams&Wilkins, P:3 – 58
- [12] **Fırat, D. And Çelik, I.** (1998) "Cancer Statistics İn Turkey And İn The World", Türk Kanser Araştırma Ve Savaş Kurumu, Ankara. 1993-1995.
- [13] **Boehmer, D., Bohsung, J., Eichwurz, I., Moys, A., Budach, V.** (2004) "Clinical And Physical Quality Assurance For Intensity Modulated Radiotherapy Of Prostate Cancer", Radiotherapy And Oncology., 71(3), 319-325.
- [14] **Wolff, D., Stieler, F., Welzel, G.** (2009) "A Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) Vs. Serial Tomotherapy, Step-And-Shoot IMRT And 3D-Conformal RT For Treatment Of Prostate Cancer", Radiotherapy And Oncology., 93 : 226-233.
- [15] **Dinçbaş, F.Ö.** (2007) Akciğer Kanserinde Radyoterapi. İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri Sempozyum Dizisi No: 58 L; 179-186 .

- [16] **Gunderson, L., Tepper, J.E.**, (2011) Clinical Radiation Oncology, 3rd Edition,
- [17] **Moore, L.K.** (1995) Temel Klinik Anatomi Kitabı.
- [18] **Kuran, O. Sistematiik.** (1983) Anatomi. İstanbul: Filiz Kitabevi, 521-4.
- [19] **Rubin, M.A., Mucci, N.R., Figurski, J., Fecco, A., Pienta, K.J., Day, M.L.** (2001) E-Cadherin Expression İn Prostate Cancer: A Broad Survey Using High-Density Tissue Microarray Technology. Hum Pathol. Volume 32: Number 7.
- [20] **Kallakury, B.V.S., Sheehan, C.E., Ross, J.S.** (2001) Co-Downregulation Of Cell Adhesion Proteins A- And B-Cadherin, P120ctn, E-Cadherin And CD44 İn Prostatic Adenocarcinomas. Hum Pathol 2001; Volume 32: No:8.
- [21] **Perez, C.A., Brady, L.W.** “Principles And Practice Of Radiation Oncology 2nd Ed”, J.B. Lippincott Ed, Londra, 69-84(1991).
- [22] **Wang-Cheseboro, A., Coleman, I., Xia, P.** (2005) IMRT Improves Pelvic Lymph Node Coverage And Dose To Critical Structures Compared With Standart Four Field Whole Pelvis Radiation Therapy İn Prostate Cancer, American Society Of Radiology Oncology, 62, 194
- [23] **Lee, A.K.** (2007) Radiation Therapy Combined With Hormone Therapy For Prostate Cancer, Seminars In Radiation Oncology, 7(2), 20-28.
- [24] **Podgorsak, E.B.** (2005) Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, 48th Ed., International Atomic Energy Agency, Vienna.
- [25] **Tavlı, B.** (2018) Baş Boyun Kanseri Hastalarda Tedavi Planlarının Üç Boyutlu Gama Analizi., Acıbadem Üniversite Yüksek Lisans Tezi.
- [26] **Topuz, E. Ayder, Nafiz, A.** (2000) Nazofarenks Kanseri- Anatomi. İstanbul Üniversitesi.
- [27] **Million, R.R., Cassisi, N.J.** (1994) General Principles For Treatment Of Cancers Of The Head And Neck: The Primary Site. İçinde: Million RR, Cassisi NJ. Editör. Management Of Head And Neck Cancer: A Multidisciplinary Approach. Philadelphia: Lippincott, 61–74.
- [28] **Uysal, H.** (2010) Tomoterapi İle Nazofarenks Kanseri Tedavisinin Dozimetrik Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi.
- [29] **Karaca, M.** (2008) Nazofarenks Kanseriinde Kemoradyoterapi. Ankara Üniversitesi.
- [30] **Ozyar, E.** (2013) Temel Klinik Ve Radyoterapi Kitabı. Birinci Baskı.
- [31] **Vincent, G., Wilfried, D.N., Avraham, E., Nancy, L., Danielle, V.W., Dirk, V.G.** (2007) “Intensity Modulated Radiation Therapy For Head And Neck Carcinoma” The Oncologist 12. 555-564.
- [32] **Bhide, S.A., Kazi, R., Newbold, K., Harrington, K.J., Nutting, C.M.** (2010) ‘The Role Of İntensity-Modulated Radiotherapy İn Head And Neck Cancer.’ Indian J Cancer 47.3:267-73.
- [33] **Carol, M.P., Targovnik, H., Smith, D., Cahill, D.** (1992) 3-D Planning And Delivery System For Optimized Conformal Therapy. Inter J Radiat Oncol Biol Phys 24: 156.
- [34] **Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Palta, J.R., Rosen, I., Sharpe, M.B., Xia, P., Xiao, Y., Xing, L., Yu. C.X.**, (2003) Guidance Document On Delivery, Treatment Planning, And Clinical İmplementation Of IMRT: Report Of The IMRT Subcommittee Of The AAPM Radiation Therapy Committee. Med. Phys. 30

- [35] **Boyer, A.L.** (2003) Static MLC IMRT (Step And Shoot) AAPM 2003 Summer School Published Proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State Of The Art.
- [36] **Schlegel, W., Bortfeld, T., Grosu, A.L.** (2006) New Technologies In Radiation Oncology. Verlag Berlin Heidelberg: Springer.
- [37] **Keall, P., Wu, Q., Wu, Y., and Kim, J.Oh.,** (2003) Dynamic MLC IMRT AAPM 2003 Summer School published proceedings, Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art.
- [38] **International Commission of Radiation Units and Measurements, (ICRU)** Report Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). 1999.
- [39] **International Commission of Radiation Units and Measurements, (ICRU)** Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy 1993.
- [40] **IAEA TRS-398.** Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. International Atomic Energy Agency. Austria; 2004.
- [41] **Dogan, N.** (2005) Tools For Imrt QA. Department Of Radiation Oncology, Virginia Commonwealth University, Medical College Of Virginia Hospitals, Richmond, VA, USA.
- [42] **Niroomand, R.A., Robert, C.B., Coursey, M., Gall, K.P., Galvin, J.M., Mclaughlin, W.L., Meigooni, A.S., Rodgers, J.E., Soares, C.G.,** (1998) Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee TG 55. Med Phys. 25 : 2093-2115.
- [43] **Sahin, S.** (2016). Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Hasta Planlarının Kalite Kontrollerinde İki Farklı Dozimetrik Sistemin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi
- [44] **Dyk, V.J., Barnett, R.B., Cygler, J.E., Shragge, P.C.,** (1993) Commissioning and Quality Assurance of Treatment Planning Computers. Int. J. of Radiation Oncology Biol. Phys. 26:261-273.
- [45] **Mackie, T.R.** (2006) History of tomotherapy. Phys. Med. Biol. 51. R427- R453.
- [46] **Galvin, J.M., Ezzell, G., Eisbrauch, A., Yu, C., Butler, B., Xiao, Y., Rosen, I., Rosenman, J., Sharpe, M., Xing, L., Xia, P., Lomax, T., Low, D.A., Palta, J.** (2004) Implementing IMRT in clinical practice: A joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicist in Medicine. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. Vol. 58, No. 5, pp. 1616–1634.
- [47] **Balog, J., Soisson. E.** (2008) Helical tomotherapy quality assurance. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 71, No. 1, Supplement, pp. S113-S117.
- [48] **Fenwick, J.D., Tome, W.A., Jaradat, H.A., Hui, S.K., James, J.A., Balog, J.P., DeSouza, C.N., Lucas, D.B., Olivera, G.H., Mackie, T.R., Paliwal, B. R.** (2004). Quality assurance of a helical tomotherapy machine. Phys. Med. Biol. 49, 2933-2953.
- [49] **Gunhan, B.** (2010) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Hasta Planlarının Kalite Kontrollerinde İki Farklı Dozimetrik Sistemin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Doktora Tezi

- [50] **Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J.A.** (1998) A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 1998; 25: 656-661.
- [51] **Low, D.A., Dempsey, J.F.** (2003) Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30: 2455-2464.
- [52] **Zhen, H., Nelms, B.E., Tomé, W.A.** (2011) 'Moving from Gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA.' *Med Phys* 38. 10: 5477-5489.
- [53] **Winkler, P., Zurl, B., Guss, H., Kindl, P., Stuecklsheiger, G.** (2005) Performance analysis of a film dosimetric quality assurance procedure for IMRT with regard to the employment of quantitative evaluation methods. *Phys. Med. Biol.* 50, 643-654.
- [54] **Stock, M., Kroupa, B., Georg, D.** (2005) Interpretation and evaluation of the γ index and the γ index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys Med Biol.* 50: 399- 411.
- [55] **Van Esch, A., Clermont, C., Devillers, M., Lori, M., Huyskens, D.P.** (2007) On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and Octavius phantom. *Med. Phys.* 34 (10), 3825-3837.
- [56] **PTW. Freiburg;** (2015) Ionizing Radiation Detectors Including Code of Practice.
- [57] **PTW. Freiburg ;** 2008/2009 Radiation Medicine QA Solutions Catalog.
- [58] **Poppe, B., Blechschmidt, A., Djouguela, A., Kollhoff, R., Rubach, A., Wilborn, K.C., Harder, D.** (2006) Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med. Phys.* 33 (4).
- [59] **Bohsung, J.** (2004) Application Note, The 2D Array 729 A new way of dosimetric verification of IMRT Beams, PTW Frieberg, Berlin.
- [60] **Nelms, B.E., Simon, J.A.** (2007) A survey on planar IMRT QA analysis. *J Appl Clin Med Phys.* 8: 76–90.
- [61] **Qin, S., Zhang, M., Kim, S., Chen, T., Kim, L.H., Haffty, B.G.** (2013) A systematic approach to statistical analysis in dosimetry and patient-specific IMRT plan verification measurements. *Radiation Oncology* 8:1-16.
- [62] **Letourneau, D., Gulam, M., Yan, D., Oldham, M., Wong, J.W.** (2004) Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiotherapy and Oncology.* 70: 199-206.
- [63] **Childress, N.L., Rosen, II.** (2003) The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 56: 1464-1479.

EKLER

EK1 : Etik Kurul Kararı





EK1 : Etik Kurul Kararı

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ



THE REPUBLIC OF TURKEY
ISTANBUL AYDIN UNIVERSITY

**T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK
ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARARI**

Sayı : B.30.2.AYD.0.00.00-050.06.04/90
Konu : Çalışmanız hk.

09.05.2019

Sayın, Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK

İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.05.2019 tarihinde yapılan olağan toplantısında çalışmanızla ilgili alınan 2019/90 nolu karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinize sunarım.

Prof. Dr. Ahmet Şükrü AYNACIOĞLU
İstanbul Aydın Üniversitesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı



KARAR 1

Protokol No : 2019/62
Sorumlu Yürütücü : Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK
İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi
Yardımcı Araştırmacı : Peyruze Gizem KURT

İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi Öğretim Elemanı Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK'in "Üç Ayrı Kansere Olgusunda Kalite Kontrol Ölçüm Analizlerinin Karşılaştırılması" konulu yukarıda bilgileri verilen girişimsel olmayan klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup çalışmanın belirtilen yöntemlerle gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel olarak herhangi bir sakınca olmadığına oy birliğiyle karar verilmiştir.

İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	"Üç Ayrı Kanser Olgusunda Kalite Kontrol Ölçüm Analizlerinin Karşılaştırılması"
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2019/62

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi Beşyol Mahallesi, İnönü Cd. No:38, 34295 Küçükçekmece/İstanbul
	TELEFON	+90 (212) 411 61 00 / 29190
	FAKS	+90 (212) 411 62 43
	E-POSTA	iaudhetik@aydin.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Biyofizik		
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Tıp Fakültesi		
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-		
	DESTEKLEYİCİ	-		
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-		
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-		
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>	
FAZ 4		<input type="checkbox"/>		
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>		
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>		
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>		
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>		
Diğer ise belirtiniz: Retrospektif arşiv taraması				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının

Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ahmet Şükrü AYNACIOĞLU

İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

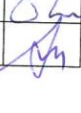


DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		08.11.2018	01	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU		-	-	Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
OLGU RAPOR FORMU		08.11.2018	01	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ		-	-	Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama					
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>					
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ						
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>					
	İLAN	<input type="checkbox"/>					
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>					
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>					
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>					
DİĞER:	<input type="checkbox"/>						
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 90	Tarih: 09.05.2019					
	İstanbul Aydın Üniversitesi Tıp Fakültesi Öğretim Elemanı Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZVÜREK'in "Üç Ayrı Kansere Olgusunda Kalite Kontrol Ölçüm Analizlerinin Karşılaştırılması" konulu yukarıda bilgileri verilen girişimsel olmayan klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup çalışmanın belirtilen yöntemlerle gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel olarak herhangi bir sakınca olmadığına oy birliğiyle karar verilmiştir.						

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ahmet Şükrü AYNACIOĞLU
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ahmet Şükrü Aynacıoğlu

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım		İmza				
			E	X	E	H	E	H					
Prof. Dr. Ahmet Şükrü AYNACIOĞLU	Tıbbi Farmakoloji	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	<input type="checkbox"/>	E	H	X	E	H		
Prof. Dr. Ayşe Canan YAZICI GÜVERCİN	Biyostatistik ve Tıp Bilişimi	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	<input type="checkbox"/>	K	X	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	
Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER	Protetik Diş Tedavisi	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	<input type="checkbox"/>	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	
Prof. Dr. Hasan SAYGIN	Makine Müh.	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	<input type="checkbox"/>	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	
Zeynep AKYAR	Hukuk	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	<input type="checkbox"/>	K	X	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	
Dr. Öğr. Üyesi Kamil TEMİZYÜREK	Biyofizik	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	<input type="checkbox"/>	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	
Dr. Öğr. Üyesi Murat AKSU	Tıp Tarihi ve Etik	İstanbul Aydın Üniversitesi	E	X	K	<input type="checkbox"/>	E	<input type="checkbox"/>	H	X	E	H	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ahmet Şükrü AYNACIOĞLU
İmza:



Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Peyruze Gizem	Soyadı	Kurt
Doğ.Yeri	Merkez / Mardin	Doğ.Tar.	24.12.1994
Email	peyruzegizemkurt@gmail.com	Tel	0531 329 70 76

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Aydın Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü-Sağlık Fiziği	
Lisans	İstanbul Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü	2016
Lise	Aziz Sancar Anadolu Lisesi	2011

Staj Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Medikal Fizik Uzmanı	Medical Park Göztepe	2018
2.	Medikal Fizik Uzmanı	Medical Park Bahçelievler	2018-2019
3.	Medikal Fizik Uzmanı	İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	2018

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Tomotherapy TPS	İyi

Kurs ve Seminerler

1.	Uygulamalı Giriřimcilik Sertifikası – Kasım 2015
2.	33. Uluslararası Türk Fizik Kongresi – Eylül 2017
3.	IAEA Absorbe Doz Protokolleri ve Klinik Uygulamalar Semineri– Eylül 2017
4.	16. Ulusal Medikal Fizik Kongresi – Ekim 2017
5.	Medikal Işınlamalarda Radyasyondan Korunma alıştayı – Mayıs 2019
6.	4. Uluslararası Sağlık Bilimleri ve Yönetimi Kongresi – Haziran 2019

