



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MR-LİNAK CİHAZINDA YAPILAN TEDAVİ PLANLARININ
ARCHECK® KALİTE KONTROL SİSTEMİ VE İYON ODASI
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

HÜSEYİN SERTEL

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi ÖMER YAZICI

İSTANBUL-2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans(X) Doktora()

Anabilim Dalı : Sağlık Fiziği

Tez Sahibi : Hüseyin SERTEL

Tez Başlığı : MR-Linak Cihazında Yapılan Tedavi Planlarının
ArcCHECK® Kalite Kontrol Sistemi ve İyon Odası ile
Değerlendirilmesi

Sınav Yeri : İstanbul Medipol Mega Üniversite Hastanesi

Sınav Tarihi : 27.10.2022

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Ömer YAZICI

Kurumu

İstanbul Medipol Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Hilal ACAR DEMİR

İstanbul Medipol Üniversitesi

Prof. Dr Merdan FAYDA

İstinye Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla Kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/.....-..... sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr.Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü V.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

HÜSEYİN SERTEL

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve desteğini bizden esirgemeyen ve yol gösteren Sayın Prof. Dr. Hilal ACAR DEMİR'e,

Bilgi ve birikimini bizlere aktaran, tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu tüm katkılarından dolayı danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi ÖMER YAZICI'ya,

Desteğini her zaman yanımda hissettiğim, araştırmacı ve teşvik edici kişiliği ile bizlere ışık tutan Sayın Prof. Dr. Emre Merdan FAYDA'ya,

Eğitimim boyunca tecrübeleriyle bize yardımcı olan Nazlı Bilici GÜVEN, Büşra TAVLI, Gülhan ÇAVDAR, Ertuğrul ERTÜRK ve Basri GÜNHAN'a,

Mesleki tecrübesiyle her konuda bilgi ve tecrübe edinmemi sağlayan Sayın Dr. Görkem TÜRKKAN'a,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım Gönül Tuğçe KAPSON YILDIRIM, Teslime KILIÇASLAN ve Ebru ŞİMŞEK'e,

Sorularıma güler yüzü ile sıklımadan cevap veren Müge ÖZKIRIM'a,

Ulus Liv Hospital Radyasyon Onkolojisi bölümü çalışanları Yavuz KEŞKÜŞ, Sercan ALKAYA, Harun ÇAKIROĞLU, Nuran AKAY, Hüseyin DURMUŞ, Nazife Sinem AĞCA, İrem Nur DUMAN ve Burak GÜRLEYEN'e,

Ve zor zamanlarımda benden desteğini esirgemeyen canım eşim, hayat arkadaşım Kübra SERTEL ve güzel kızım Nil SERTEL'e sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
RESİMLER LİSTESİ.....	xii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER	4
4.1. Kanserin Meydana Gelmesi.....	4
4.2. Radyasyonla Kanser Tedavisi (Radyoterapi).....	4
4.2.1 Küratif radyoterapi.....	5
4.2.2 Palyatif radyoterapi.....	6
4.3. Prostat ve Anatomik Yerleşimi.....	6
4.3.1 Prostat kanseri.....	7
4.3.2 Prostat kanserini oluşturan risk durumları.....	7
4.3.2.1 Kalıtım.....	7
4.3.2.2 Yaş.....	8
4.3.2.3 Irk.....	8
4.3.2.4 Diyet.....	8
4.3.2.5 Kimyasal maddeler.....	8
4.3.3 Prostat kanserinin oluşumu.....	9
4.3.4 Klinik bulgular ve tanı.....	9
4.4 Radyoterapi Tedavi Teknikleri.....	10
4.4.1 Konvansiyonel radyoterapi.....	10
4.4.2 Üç boyutlu konformal radyoterapi.....	11

4.4.2.1 Tanımlanabilir tümör volümü (GTV).....	11
4.4.2.2 Klinik hedef volümü (CTV).....	12
4.4.2.3 Planlanan hedef volümü (PTV).....	12
4.4.2.4 Tedavi volümü (TV).....	12
4.4.2.5 Işınlanan volüm (IV).....	13
4.4.2.6 Risk altındaki organ (OAR).....	13
4.4.2.7 Planlanan riskli organ volümü (PRV).....	13
4.4.3. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT).....	13
4.4.3.1 Step and shoot tekniği (Statik IMRT).....	14
4.4.3.2 Sliding window tekniği (Dinamik IMRT).....	14
4.4.4 Yoğunluk ayarlı ark tedavi (VMAT).....	15
4.5 Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması.....	16
4.6 Gama Analizi.....	17
5. MATERYAL VE METOT.....	20
5.1 GE Discovery 750 HD Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	20
5.2 PTW Pinpoint 3D İyon Odası (31022).....	22
5.3 ArcCHECK®.....	24
5.4 PTW Unidos Elektrometre.....	26
5.5 SPSS.....	27
5.6 Mr-Linak.....	28
5.6.1 MR.....	28
5.6.2 Linak.....	30
5.6.3 Tedavi masası.....	32
5.7 Monaco MR-Linak Planlama Sistemi.....	34
5.7.1 Quadratic underdose.....	35
5.7.2 Quadratic overdose.....	36
5.7.3 Underdose DVH.....	36
5.7.4 Overdose DVH.....	37
5.7.5 Maximum dose.....	37
5.7.6 Target EUD.....	37
5.7.7 Serial.....	38
5.7.8 Parallel.....	39

5.7.9 Target penalty.....	40
5.8 Yöntem.....	40
6. BULGULAR.....	45
7. TARTIŞMA.....	56
8. SONUÇ.....	60
9. KAYNAKLAR.....	62
10. ÖZGEÇMİŞ.....	66



SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AAA :	Analytical Anisotropic Algorithm
BT :	Bilgisayarlı Tomografi
DTA :	Doz Mesafe Uyumu
FFF :	Flattening Filter Free
FFF :	Flattening Filter Free
GTV :	Gross Tumor Volume
Gy :	Gray
HF :	Hipofraksiyone
ICRU :	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT :	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
MLC :	Multileaf Collimator
MR :	Manyetik Rezonans
MU :	Monitor Unit
NCCN :	National Comprehensive Cancer Network
PRM :	Parmakla Rektal Muayene
PSA :	Prostat Spesif Antijen
PTV :	Planning Target Volume
SBRT :	Stereotactic Body Radiation Therapy
SPSS :	Statistical Package for The Social Sciences
TRUS :	Transrektal Ultrasonografi
VMAT :	Volumetric Modulated Arc Therapy
YART :	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

TABLolar LİSTESİ

Sayfa No:

Tablo 6.1 : İyon odası ile elde edilen sonuçların değerlendirmesi.....	46
Tablo 6.2 : ArcCHECK® ile elde edilen sonuçlar.....	49
Tablo 6.3 : ArcCHECK® ve iyon odasından elde edilen sonuçların detaylı raporu..	52
Tablo 6.4 : Hipofraksiyone hasta grubunun arcCHECK® sonuçları bar grafik dağılımı.....	53
Tablo 6.5 : Sbrt hasta grubunun arcCHECK® sonuçları bar grafik dağılımı.....	53
Tablo 6.6 : Hipofraksiyone hasta grubunun iyon odası sonuçları bar grafik dağılımı.....	54
Tablo 6.7 : Sbrt hasta grubunun iyon odası sonuçları grafik dağılımı.....	54
Tablo 6.8 : İyon odası ile alınan ölçümlerin %95 ağırlıkla dağılım yaptığı bölgeleri gösteren grafik.....	55
Tablo 6.9 : ArcCHECK® ile alınan ölçümlerin %95 ağırlıkla dağılım yaptığı bölgeleri gösteren grafik.....	55
Tablo 7.1 : 4 cihazın %90 gama geçme oranı altında kalma durumlarını gösteren tablo. İlgili ışınlamalarda kalma oranları da parantez içerisinde belirtilmiştir.....	59

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No:

Şekil 4.3.1 : Prostatın anatomik yapısı.....	7
Şekil 4.4.1.1 : Konformal baş-boyun planı	10
Şekil 4.4.2.1 : Hedef hacim ve kritik organlar.....	11
Şekil 4.4.3.1 : Step and shoot teknik IMRT.....	14
Şekil 4.4.3.2 : Sliding window tekniği.....	15
Şekil 4.4.4 : Yoğunluk ayarlı ark tedavi kontrol noktası atama	15
Şekil 4.6 : Gama analiz yönteminin şematik gösterimi	18
Şekil 4.6.1 : Gama analizi prensibi.....	19
Şekil 5.1 : GE Discovery 750 HD tomografi cihazı.....	20
Şekil 5.1.1 : Aynı anda farklı kV seviyesi uygulama gösterimi.....	21
Şekil 5.1.2 : Kafa bölgesi farklı kV seviyesi uygulaması.....	21
Şekil 5.2 : Pinpoint 3D İyon odası görünümü.....	22
Şekil 5.2.1 : Pinpoint 3D (31022) iyon odası fiziksel ölçüleri.....	23
Şekil 5.3 : ArcCHECK® genel yapısı.....	24
Şekil 5.3.1 : ArcCHECK® fiziksel özellikleri.....	24
Şekil 5.3.3 : ArcCHECK® kullanımı bağlantı dizilimi.....	26
Şekil 5.4 : Genel görünüm ve tuş fonksiyon listesi.....	26
Şekil 5.6.1.2 : MR-Linak yandan kesit görüntüsü.....	29
Şekil 5.6.1.3 : MR kısmının detaylı fiziksel boyutları	29
Şekil 5.6.1.4 : MR-Linak maximum alan açıklığı.....	30
Şekil 5.6.2 : Cihazın linak kısmı.....	30
Şekil 5.6.2.1 : Cihaz kumanda ekranında MLC görünümü.....	31
Şekil 5.6.3.1 : Görüntü alma ve tedavi alan açıklığı.....	33
Şekil 5.6.3.2 : MR-linak masası ve anterior coil'in kesitsel görünümü.....	33
Şekil 5.6.3.3 : Masanın ve anterior coilin yoğunluk dağılımı.....	34
Şekil 5.7: MR-Linak konturlama örneği.....	35
Şekil 5.7.2 : Quadratic overdose program arayüzündeki görünümü.....	36
Şekil 5.7.2.1 : : Quadratic overdose çalışma mantığının matematiksel karşılığı.....	36

Şekil 5.7.3 : Underdose DVH komutunun çalışma yönünü gösteren şekil.....	37
Şekil 5.7.4 : Overdose DVH komutunun çalışma yönünü gösteren şekil.....	37
Şekil 5.7.7 : Serial komutunun arayüz görünümü	38
Şekil 5.7.7.1 : Serial komutunun k=1 çalışma noktaları	38
Şekil 5.7.7.2 : Serial komutunun k=10 çalışma noktaları.....	38
Şekil 5.7.7.3 : Serial komutunun k=20 çalışma noktaları.....	38
Şekil 5.7.8 : Paralel komutunun power law exponent değeri 4 ile sınırlandırılmış dvh örneği.....	39
Şekil 5.7.8.1 : Paralel komutunun power law exponent değeri 1 ile sınırlandırılmış dvh örneği.....	39
Şekil 5.7.9 : Target penalty komutunun program arayüzündeki görünümü.....	40
Şekil 5.8 : NCCN doz-fraksiyon belirleme tablosu (versiyon 4.2022)	41

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No:

Resim 5.3.1 : İyon odasının ArcCHECK® merkezine konumlandırılması.....	25
Resim 5.6.1.1 : MR görüntüleme birimi cihaza yerleştirme aşaması.....	28
Resim 5.6.2.2 : V diyafram.....	31
Resim 5.6.3 : Tedavi masası, anterior coil ve pozisyonlandırma ekipmanları.....	32
Resim 5.8.1 : ArcCHECK® içerisine yerleştirilmiş iyon odası kesitsel görünümü..	42
Resim 5.8.2 : ArcCHECK® qa platform üzerine yerleştirilmiş hali	42
Resim 5.8.3 : Prostat tedavi planının ArcCHECK® üzerinde oluşturduğu doz dağılımı.....	43
Resim 5.8.4 : 100 MU 10x10cm alanın iyon odası referans noktasındaki doz okuması.....	44
Resim 6.1 : Referans planın tedavi planlama sistemindeki görünümü.....	45
Resim 6.2 : SNC ArcCHECK® değerlendirme programı.....	46

1. ÖZET

MR-LİNAK CİHAZINDA YAPILAN TEDAVİ PLANLARININ ARCCHECK® KALİTE KONTROL SİSTEMİ VE İYON ODASI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

MR-Linak, manyetik rezonans görüntüleme tekniği ve radyoterapi cihazının birleşimi ile oluşan bir tedavi cihazıdır. Bu tedavi cihazında şimdilik yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği uygulanabilmektedir. Hastaların günlük kritik organ ve hedef hacimlerine yönelik tekrardan kontrol ve planlama yapılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı MR-Linak cihazında yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulanan hastaların tedavi planlarının ArcCHECK® kalite kontrol sistemi ve onun içerisine yerleştirilen iyon odası ile değerlendirilmesidir. Bu çalışmada kullanılan ArcCHECK® ve iyon odası tedavi planlama sistemine tanıtılmıştır. Uygulanan tedavi planları doz haritaları kalite kontrol sistemi bilgisayar programı vasıtası ile değerlendirilmiştir.

İyon odası, ArcCHECK® kalite kontrol sistemi merkezine denk gelecek şekilde ayarlanmıştır. Tedavi planlama sisteminde, tedavi planlarının ArcCHECK® üzerinde ve tam iyon odasının referans noktasında oluşturduğu dozlar okunmuştur. Referans olması amacı ile 10x10cm boyutunda alan 100 monitör birim (MU) tedavi planlama sisteminde hesaplatılıp iyon odası referans noktasındaki doz okunmuştur. Tedavi cihazında bu referans alan ışınlanmıştır. Bu alanın oluşturduğu elektrometre yük değeri not alınmıştır. Referans alanın doz değerinin ve onun oluşturduğu elektrometre yük değeri kullanıldı. Tedavi planının merkezdeki iyon odası referans noktası doz değeri ve oradan da elektrometre yük okuması doğru orantı olacak şekilde beklendi ve hesaplandı.

ArcCHECK® kalite kontrol sistemi değerlendirmesi ve iyon odası okuma değerlendirmesi, 10 hipofraksiyone prostat ve 5 sbrt prostat hastasında sırasıyla gama analiz $th_{10\%}3-2mm$ ve $th_{10\%}2-1mm$ kabul kriterleri içerisinde olduğu bulundu.

Anahtar sözcükler: ArcCHECK®, IMRT, İyon odası, MR-Linak

2. ABSTRACT

EVALUATION OF TREATMENT PLANS PLANNED ON MR-LINAC DEVICE WITH ARCCHECK[®] QUALITY CONTROL SYSTEM AND ION CHAMBER

MR-Linac is a treatment device consisting of a combination of magnetic resonance imaging technique and radiotherapy device. In this treatment device, intensity-modulated radiotherapy technique can be applied for now. Recontouring and planning is done for the daily critical organ and target volumes of the patients.

The aim of this study is to evaluate the treatment plans of patients who underwent intensity modulated radiotherapy in the MR-Linac device, with the ArcCHECK[®] quality control system and the ion chamber placed in it. ArcCHECK[®] and ion chamber used in this study are introduced to the treatment planning system. The applied treatment plans were evaluated by means of dose maps, quality control system computer program.

The ion chamber is set to coincide with the ArcCHECK[®] quality control system center. In the treatment planning system, the doses created by the treatment plans on ArcCHECK[®] and at the reference point of the ion chamber were read. As a reference, 100 monitor units (MU) in a 10x10 area were calculated in the treatment planning system and the dose at the reference point of the ion chamber was read. In the therapy device, this reference field is irradiated. The electrometer charge value created by this field was noted. The dose value of the reference field and the electrometer charge value formed by it are known. The dose value of the ion chamber reference point in the center of the treatment plan and the electrometer load reading from there were expected and calculated in direct proportion.

ArcCHECK[®] quality control system evaluation and ion chamber reading evaluation were found to be within the acceptance criteria of gamma analysis th10-3-2%mm and th10-2-1mm in 10 hypofractionated prostate and 5 sbrt prostate patients, respectively.

Key words: ArcCHECK[®], IMRT, İyon odası, MR-Linac

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Gelişen teknoloji sayesinde, iyonlaştırıcı ışınları kullanarak kanser hastalığının tedavisinde kullanılan ve tümör dokusunu, komşu sağlıklı dokuları koruyarak yok edilmesini sağlayan radyoterapi tedavisine olan talep gittikçe artmaktadır. Bu da tedavi cihazlarının daha da fazla geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Klasik radyoterapiye göre daha gelişmiş bir donanıma sahip olan MR-Linak tedavi cihazı, radyoterapiye eklenen Manyetik Rezonans sayesinde hastaya yeni ve önemli kazanımlar sağlamaktadır. Son yıllarda kullanımı giderek artmakta olan MR-Linak tedavi cihazı hızlı ve net görüntü alabilen, hareketi algılayarak tedavi planlaması sağlayan bir sistem olup tedavi sırasında tümörün yada normal dokunun yerinin değiştiği durumlarda ışının hassasiyetle tümöre odaklanabilmesini sağlamaktadır(45).

MR-Linak tedavi cihazında yapılan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tedavi tekniği dünyaca kabul edilen ve düzgün olmayan radyasyon ışın yoğunluğu kullanımına dayalı konformal radyoterapinin yeni bir basamağıdır. YART ile optimal doz dağılımları elde edebilir ve kritik organ dozları daha düşük planlar sağlanabilir. Bu teknikte ışınlanan alan birçok alt alana bölünebilir ve her bir alt alanın radyasyon yoğunluğu değiştirilebilir(25). Yüksek doz değişim bölgelerine ve kompleks alanlara sahip olduğu için YART planlarının kalite kontrolü çok önemlidir. Bu kalite kontrol testlerini ArcCHECK® kalite kontrol sistemi ve iyon odası ile yapmak en güvenilir yöntemlerden biridir. ArcCHECK®, bir planlama sistemi tarafından tanımlandığı şekilde verilen radyoterapi doz dağılımlarının ölçümüne yönelik 3 boyutlu bir ışın dozimetri kalite kontrol sistemi olup bağımsız bir kalite güvence aracıdır(33). Buna ek olarak YART tedavi planlarının kalite kontrolü için sağlam, güvenilir ve basit bir diğer teknik nokta doz ölçümüdür ve yüksek enerjili foton ışınının mutlak doz ölçümü için iyon odaları önerilmektedir(34). Tüm bu bilgiler ışığında bu çalışmada MR-Linak tedavi cihazında YART tedavi tekniği ile hazırlanan tedavi planlarının ArcCHECK® kalite kontrol sistemi ve iyon odası ile yapılan kalite kontrol testlerinin değerlendirilmesinin yapılması amaçlanmaktadır.

Tüm bunlara bağlı olarak bu çalışmada hedeflediğimiz bir diğer konu ise, ölçülen ve hesaplanan dozların hem ArcCHECK® kalite kontrol sistemi hem de iyon odası referans nokta doz farkı yüzdesi bakımından kabul kriterleri içerisinde olduğunu göstermenin kliniğe birçok katkı sağlayacak olmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Kanserin Meydana Gelmesi

Hücreler doğası gereği, sistematik bir biçimde büyür, bölünür ve ölür. Gerekli görülüyorsa her hücrenin içerisinde bulunan gen mekanizmaları bölünmekte olan hücreye bölünme işlemini durdurmasını söyler. Hücre eğer verilen komutun dışına çıkarak bölünme ve büyümeye devam ederse birikerek kitle oluşturur. Bu istenmeyen hücre çoğalması olayı bir süre sonra kendiliğinden duracağı gibi, tamamen kontrolden de çıkabilir. Bu kontrolden çıkma olayı başladığı anda kanserleşme başlamış olur. Bu hücrelere kanser hücresi, kanserleşme ile oluşan kitleye tümör, devamlı çoğalarak biriken kontrolsüz tümörlere kötü huylu tümör, bir süre çoğalıp sonra duran tümörlere de iyi huylu tümör denir(1).

Kanser hücrelerinin çevre dokuya ilerlemesine invazyon, kan veya lenf damarları vasıtasıyla vücuda yayılması ve vücutta herhangi bir normal dokuda tutunarak çoğalması olayına metastaz denir. Kanser hücreleri vücudun başka bölgelerinde metastaz yapmış olsa dahi ilk olduğu organın adı ile anılır. Örneğin kemik metastazı yapmış bir akciğer kanseri hâlâ akciğer kanseri olarak anılır. Bu sebepten dolayı devamlı çoğalan ve büyüyen, vücuda zarar veren, erken tanısı ve tedavisi mümkün olan 200'den fazla hastalığın ortak adı kanserdir (1).

4.2. Radyasyonla Kanser Tedavisi (Radyoterapi)

Kanser teşhisinin erken konulması tedaviye erken başlamasına ve bu tedavinin erken başlaması da tedavinin başarıya ulaşma ihtimalinin artmasına sebep olacaktır. Bu hastalığa uygulanacak tedavi tümör tipine, evrelemesine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer parametrelere bağlı olarak değişiklik gösterebilir.

Cerrahi operasyon kanserin tipine, evrelemesine, bulunduğu dokuya göre uygulanan, uygulandığı alanda etkili olan, farklı uygulama yöntemleri bulunan bölgesel tedavi yöntemidir. Kanser hastalığının çoğunda birincil olarak cerrahi operasyon düşünülür. Cerrahi operasyonun yeterli olmadığı, yayılma şüphesinin olduğu ve mümkün olmadığı durumlarda diğer tedavi biçimleri alternatif olarak

sunulur. Kemoterapi (ilaç tedavisi), kanser hücrelerini yok edici ilaçların damardan veya ağız yoluyla verilerek tüm vücuda yayılması ve yok etmesi esasına dayanan hastanın sağlığını geri kazanmak veya yaşam kalitesini arttırmak amacıyla hastaya periyodik olarak uygulanan kimyasal tedavi yöntemidir. Kemoterapi cerrahi sonrası uygulanabildiği gibi tek başına bir tedavi şekli olarak da uygulanabilir (1).

Radyoterapi uzun zamandır kanser tedavisinde uygulanan etkili tedavi yöntemlerinden biridir. Temel mantığı istenmeyen kanser hücrelerinin direkt ya da in-direkt olarak iyonlaştırıcı radyasyon ile yok edilmesi prensibine dayanır. Burada amaç kanser hücrelerini yok ederken etraftaki sağlam dokuları, organları mümkün olduğu kadar korumaktır. Sadece tedavi alanında etkili olan, şişme, ağırlık hissi, derinin güneş yanığı gibi görünmesi gibi yan etkileri oluşabilen tedavi yöntemidir. Cerrahi operasyondan sonra kalıntı olma ihtimali olan hücrelerin yok edilmesini sağlamak, operasyon alanındaki sağ kalmış hücre sayısını azaltarak tümör aşılama (implantasyon) olasılığını azaltmak, operasyon sahası dışındaki lenf bezi metastazlarına sterilize etmek ve klonojenik hücrelerin yayılma ihtimalini düşürme maksadıyla uygulanır (1,2).

Bölgesel yayılmalar radikal cerrahiye eşdeğer bir şekilde radyoterapi yapılarak tedavi edilebilir. Bu tip hastaların %60'ı cerrahi ve/veya kemoterapi ile birlikte radyoterapi almaktadır. Kanser teşhisi alan hastaların %70'i bölgesel, %30'u metastatiktir. Bölgesel evrede teşhisi yapılan hastaların %50'den fazlasında tedavi sonucu tam olarak elde edilirken, diğer hastalarda nüks görülmektedir. Bundan dolayı hastaya verilen radyoterapi dozunun çok iyi bilinmesi gerekmektedir (3).

4.2.1 Küratif radyoterapi

Olası metastazın ya da aynı bölgede nüks oluşması, mikroskopik tümör kalıntılarının olma ihtimali düşünülen bölgelerin kontrol altına alınması ve birincil tümöre yönelik uygulanan, 18 Gray (Gy) ile 78 Gy arasında doz verilerek uygulanan, hastanın sağlıklı bir şekilde hayatına devam edebilmesi için yapılır. Tümör yerine, alan büyüklüğüne bağlı olarak 180 santigray (cGy) – 200 cGy arası doz verilerek günlük tedavi dozu ayarlanır. Birincil kanser hücresi yok edilmesi amaçlanmış olup olası metastazlar da engellenmiş olur (2,4).

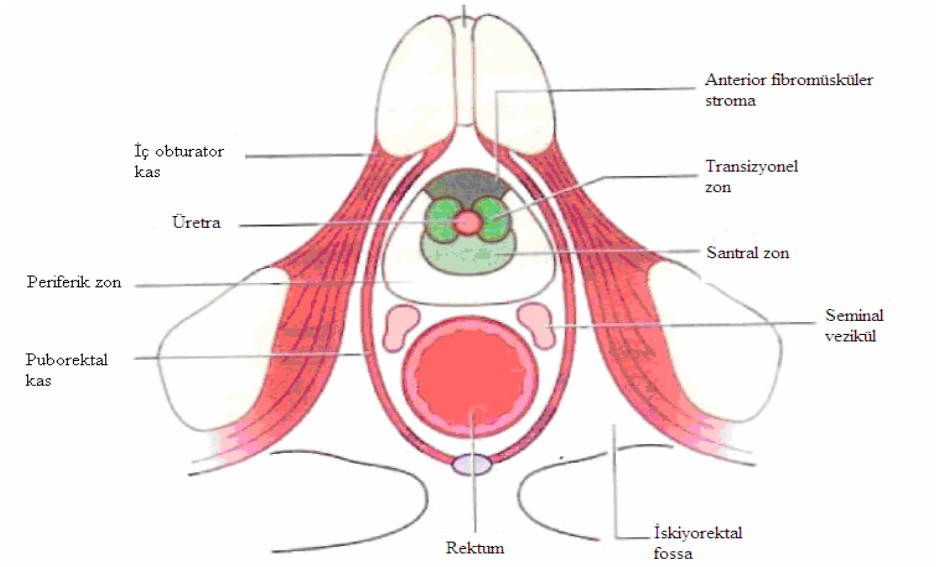
4.2.2 Palyatif radyoterapi

Palyatif radyoterapi genel olarak ağrıyı, kanamayı ve baskıyı giderme amacı ile uygulanan bir metottur. Karaciğer ve kemik metastazları buna örnek olarak verilebilir. Beyin ve omurilik metastazlarındaki uygulamaları bası azaltıcı olarak görülmektedir. Tümörden dolayı durdurulamayan kanamalara karşı uygulamaları da mevcuttur. İleri yaş ve performansı düşük hastalarda yaşam kalitesini iyileştirmek amacıyla tümör küçülmesini sağlamak, daha çabuk sonuç alabilmek için küçültücü tedavi olarak tercih edilir. Günlük tedavi dozu 3 Gy olacak şekilde iki haftada toplam 30 Gy ya da günlük tedavi dozu 4 Gy olacak şekilde bir haftada toplam 20 Gy verilerek hastalara uygulanabilir (2,5).

4.3 Prostat ve Anatomik Yerleşimi

Prostat, kranio-koudal ve antero-posterior boyutları yaklaşık 4cm ve 2,5cm genişliği ise ortalama 3cm'dir. Mesanenin inferior kısmında yerleşmiş olarak bulunur ve üretranın proksimal kısmını çevreleyen fibromusküler ve glandüler bir organdır (6). Biçimi sıkıştırılmış ve ters çevrilmiş koni olarak da tarif edilebilir (7). Ovoid şekilli olmasına rağmen altta daralmış bir apeks ve üst tarafta mesane tabanı ile uzanan geniş bir tabana sahiptir. Prostat kollajen, elastin ve yoğun düz kas yapısından oluşan kapsülle çevrilidir. Anatomik olarak simfizis pubis ile rektumun ampullası arasında bulunur. Yetişkin insanlarda ortalama ağırlığı 20gram kadardır (8). Apeksi inferiorda, ürogenital diyaframın superior fasyası üzerine uzanır.

Prostatın posterior, anterior ve 2 adet infero-lateral yüzeyi bulunmaktadır. Posterior yüzey rektum ampullası önündedir. Rektumun fasyası ve denonvillier fasyası ile ayrılır (9). Posterior kısmı ayrıca üst kısımda seminer veziküller ve vas deferenslerin ampullası komşuluğundadır. Anterior kısmı simfizis pubisin yaklaşık 2cm arkasında bulunur.



Şekil 4.3.1 : Prostatın anatomik yapısı

4.3.1 Prostat kanseri

Prostat kanseri erkekler için önemli bir sağlık sorunu haline gelmiştir. Prostat kanseri görülme durumu yaşla birlikte artış göstermektedir. Prostat kanserine genellikle 50 yaşın altındaki kişilerde tespit edilememektedir ve 40 yaşın altında da tanı konulamamaktadır. Prostat kanserinin yaş aralığında görülme olasılığını yazacak olursak 40 yaş altında 1/10.000, 40-59 yaş arası 1/103 ve 60-79 yaş arası 1/8'dir (10).

4.3.2 Prostat kanserini oluşturan risk durumları

Prostat kanseri oluşmasına etkili olan durumlar kesin bir şekilde tanımlanamamakla beraber kanserin oluşumunda etkili olan bazı risk faktörleri sıralanabilir. Bunlar kalıtım, yaş, ırk, diyet ve kimyasal maddeler olarak tanımlamak mümkündür.

4.3.2.1 Kalıtım

Prostat kanseri birinci derece akrabalarda bulunan kişilerin bu hastalığa yakalanma olasılığı 2-3 kat artar. Bu hastalığın %9'unda genetik yatkınlık tespit edilmiştir (11).

4.3.2.2 Yaş

Prostat kanseri teşhisi konulan hastaların yaklaşık %95'inde tanı 45 ile 89 yaşları arasında (ortalama 72 yaş) konulmaktadır (12).

4.3.2.3 Irk

Beyaz ırkta siyah ırka göre görülme olasılığı daha azdır (13).

4.3.2.4 Diyet

Hayvansal yağlardan zengin diyetin kolesterol dengesini değiştirdiğine ve prostat kanserine yol açtığı düşünülmektedir. Bu hastalığın soya ürünlerinin daha fazla tüketildiği uzak doğu ülkelerinde daha az, yüksek yağ içerikli beslenme alışkanlığı olan ülkelerde daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. E vitamini, selenyum, likopen ve yeşil çay tüketiminin prostat kanseri olma olasılığını azalttığı öne sürülmüştür (13).

4.3.2.5 Kimyasal maddeler

Kadmiyumlu maddelerle etkileşimde bulunurken bu maddenin buharının solunması prostat kanserine yol açtığı bildirilmiştir. Bu hastalığa neyin sebep olduğu kesin olarak bilinmemekle beraber cinsiyet hormonları ile ilgili de değildir. Elde edilen veriler ışığında testosteronun prostat bezindeki hücrelerde aşırı uyarı yaparak kanser oluşturabileceği söylenmekte fakat tek etkenin bu olmadığı düşünülmektedir (13).

4.3.3 Prostat kanserinin oluşumu

Prostat kanseri kendi yapısında bulunan hücrelerden oluşur. Bu kanserde ilk odak bez içerisindeki küçük bir nodül formatındadır ve daha sonra bütün bezi kaplar. Etrafa yayılım gösterir seminer veziküle ilerler. Bunun yanında kan ve lenf yoluyla vücudun diğer kısımlarına yayılır. Sıklıkla vertebralar, pelvik kemikler, diğer kemikler, karaciğer ve akciğerlere yayılır (14).

4.3.4 Klinik bulgular ve tanı

Genellikle yapısı gereği yavaş ilerleyen bir hastalık olduğundan geç klinik belirti vermektedir. Hastalık ilerlediğinde belirti vermeye başlıyor. Bu hasta gurubunun genellikle %75'inde zor idrar yapma şikayeti oluyor. Buda hastalık ilerlediğinde prostat bezinin üretraya yaptığı baskıdan kaynaklanmaktadır.

Belirtileri:

- Sık idrara çıkma
- İdrar yaparken zorluk çekme
- Gece normal olmayan sıklıkta idrara çıkma
- İdrar kalibrasyonunda azalma
- İdrarda arada kan gözlemlenmesi

Bazen ilk gösterdiği belirtiler, tümörün uzak metastaz yayılımı ile ilgili, karın bölgesinin alt kısımlarında, bacaklarda ve bel kısımlarında ağrı, halsizlik, kilo kaybı olabilir (14).

Erken teşhis ihtimali olan prostat kanseri hastalığında doğru ve yerinde tedavi ile hastalığın tedavi şansı yüksektir. Bölgesel olarak hastalık kesin tedavi edilebilir. Bundan dolayı 55 yaş üstü erkekler yıllık rutin prostat muayenesi olması önemlidir (15).

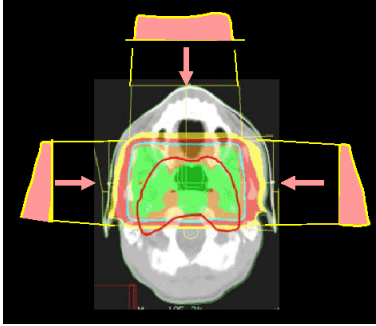
Bu kanser türüne teşhis konulabilmesi için kullanılan üç temel araç bulunmaktadır. Bunlar parmakla rektal muayene (PRM), prostat spesifik antijen (PSA) düzeyi belirlenmesi ve transrektal ultrasonografidir (TRUS). Bu yöntemlerle birlikte şüphe duyulan durumlarda biyopsi yapılarak kesin teşhis konulur.

4.4 Radyoterapi Tedavi Teknikleri

Eksternal radyoterapi teknikleri geçmişten günümüze çok ilerleme kaydetmiştir. Konvansiyonel, 3-boyutlu, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), ve hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi başlangıcından bu zamana kadar olan gelişim sürecini yansıtır (16).

4.4.1 Konvansiyonel radyoterapi

Bu radyoterapi tekniği iki boyutlu radyoterapi tekniği olarak adlandırılır. Bu teknikte ışınlama için gerekli alanlar genellikle basit alanlardan oluşur. Planlar çoğu zaman kutu modeli denilen karşılıklı 4 alan ya da iki karşılıklı yan alan şeklinde uygulanır.



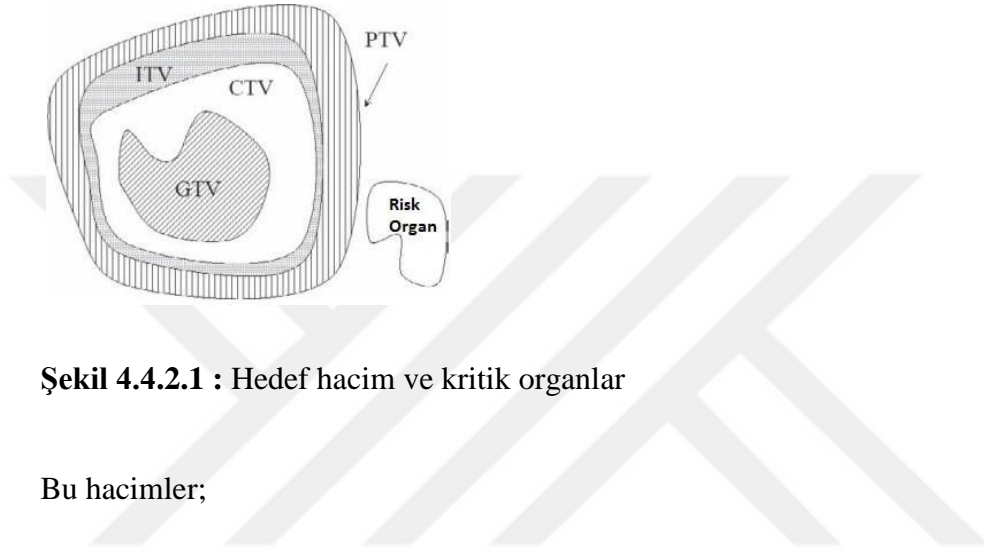
Şekil 4.4.1.1 : Konformal baş-boyun planı

Simülatör cihazı ile ışınlanacak alanın sınırları belirlenir ve hasta üzerine işaretlenir. Alan şekilleri genellikle kare veya dikdörtgen şeklinde ayarlanıp, koruyucu kalın kurşun bloklar vasıtası ile hedef hacim şekline uygun hale getirilir. Işınlama süresi, alan boyutu, yüzde derin doz, cihaza veya kaynak verimine göre elle hesaplanır. Gelişen teknoloji ile birlikte kullanım alanlarının kısıtlı olmasından dolayı çok fazla hayatımızda yer almamaktadır (17,18).

4.4.2 Üç boyutlu konformal radyoterapi

Üç boyutlu konformal radyoterapi, üç boyutlu anatomik bilginin elde edilmesi, işlenmesi ve üzerinde yapılan planlar doğrultusunda gerçekleşir (19).

Tedavi hacimlerinin belirlenmesinde ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) raporlarından yararlanır. ICRU 62'ye göre hacimler şu şekilde tanımlanmıştır (20).



Şekil 4.4.2.1 : Hedef hacim ve kritik organlar

Bu hacimler;

- Tanımlanabilir Tümör Volümü (Gross Tumor Volume, GTV)
- Klinik Hedef Volümü (Clinical Target Volume, CTV)
- Planlanan Hedef Volümü (Planning Target Volume, PTV)
- Işınlanan Volume (Irradiated Volume)
- Riskli Organ (Organs at Risk, OAR)
- Planlanan Riskli Organ Volümü (Planning Organs at Risk Volume, PRV)

4.4.2.1 Tanımlanabilir tümör volümü (GTV)

GTV, kötü huylu tümörün görülebilir veya dokunulabilir boyutları veya konumudur. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi görüntüleme, patoloji gibi eşlik eden protokoller ve bir dizi klinik muayenenin birleşimi sonucunda elde edilen sonuçlara bağlıdır (21).

4.4.2.2 Klinik hedef volümü (CTV)

Yok edilmesi gereken mikroskobik kötü huylu hastalık sınırlarını ve görülebilir GTV'yi içeren doku hacmidir. Genelde GTV çevresinde sabit ya da değişken mesafe sınırları içerisinde kabul edilir. Bazı vakalarda GTV'nin kendisi kabul edilir (21).

4.4.2.3 Planlanan hedef volümü (PTV)

Klinik hedef volüme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve demet yerleşiminin belirlendiği volümdür (22).

- SM (Set-up margin)

Tedavi periyodu boyunca hasta set-up'ında değişiklikler (hastanın tedavi esnasındaki hareketi, tedavi cihazının mekaniksel hatası, dozimetrik salınım, hasta pozisyonlandırma hataları, cihaza bağlı olmayan insan hataları gibi..) tedavi volümünde değişikliğe yol açar. Set-up margin bu yüzden planlanan hedef volümün belirlenmesinde hesaba katılmalıdır.

- IM (Internal margin)

Planlanan hedef volümü CTV içindeki yapıların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermelidir.

Bütün bu olasılıklar doğrultusunda PTV, klinik hedef volümü, yapısal hareketlilikten kaynaklanan marjlar, set-up marjlarını içeren, radyoterapi planlama amaçlı kullanılan geometrik bir olgudur.

$PTV = CTV + IM + SM$ yada $PTV = CTV + X$ cm marj olarak tanımlanır.

4.4.2.4 Tedavi volümü (TV)

Planlanan izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi teknikleri mümkün kıldığı kadarıyla belirlenen dozu sadece verilmek istenen volüme vermek imkansızdır. Bundan dolayı tedavi volümü tedavi edilmek istenen volümden daha büyüktür (22).

4.4.2.5 Işınlanan volüm (IV)

Bu volüm normal doku doz sınırına göre önemli sayılan dozu alan, tedavi edilmek istenen hacimden daha büyük bir hacimdir (22).

4.4.2.6 Risk altındaki organ (OAR)

OAR (risk altındaki organ), radyasyona duyarlı olan, radyoterapi tedavi planlamasını ve önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır (medulla , lens, özafagus mesane rektum vs..) (22).

4.4.2.7 Planlanan riskli organ volümü (PRV)

Hastaların hareket etmesiyle birlikte kritik normal yapılar da hareket eder ve fizyolojik değişiklik ortaya çıkar. Bundan dolayı kritik normal yapı volümlerinde ilave marjlarla planlanan riskli organ volümü belirlenir. Bu riskli organlarda beklenmedik bir yan etki veya hasarı engellemek amacıyla planlanan hedef volümü (PTV) ve planlanan riskli organ volümüne (PRV) göre doz düzenlemesi yapmak gerekebilir.

4.4.3. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, üç boyutlu radyoterapinin teknolojik olarak ilerletilmesiyle ortaya çıkmış bir tedavi tekniğidir. Fikir olarak bu teknik 1970'lerde ortaya atılsa da hayata geçirilmesi teknolojinin de ilerlemesiyle birlikte 1990'ları bulmuştur. Yüksek donanımlı bilgisayarlar ve tedavi görüntüleme birimlerinin gelişmesi IMRT'yi yaygın olarak kullanmaya imkan sağlamıştır (23).

Bu teknikte üç boyutlu radyoterapiden farklı olarak farklı yöndeki ışınlar ile istenilen doz dağılımı elde etmek için radyoterapi planlama sistemi tedavi alanı içerisinde segment adı verilen küçük, birbirinden farklı tedavi alanları meydana getirir (24).

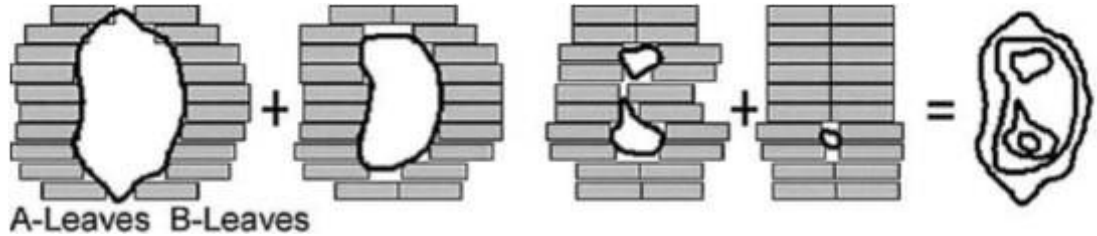
Yoğunluk ayarlı radyoterapi hesaplama yöntemi ise tersten planlama olarak bilinen Inverse Planning'dir. Tersten planlamada kullanıcı hedef volüm ve kritik

volümler için doz sınırlamaları ve kullanılacak tedavi alanlarının özelliklerini belirledikten sonra yoğunluğun ayarlanmasını tedavi planlama sistemine bırakır. Sistem tedavi planlama komutlarını aldıktan sonra bu verileri doz-volüm histogramı şeklinde kendi algoritmasına tanıtır ve kullanıcının olmasını istediği şekle getirebilmek için tedavi cihazı üzerinde bulunan alan şekillendirici ince yaprakları (MLC) kullanarak hesaplar ve doz dağılımı ortaya sunar (24).

Yoğunluğu ayarlanmış ışın demetleri tedavi cihazlarında iki farklı teknikte uygulanır. Step and shoot tekniği (Statik IMRT) ve Sliding Window tekniği (Dinamik IMRT).

4.4.3.1 Step and shoot tekniği (Statik IMRT)

Bu teknik konformal radyoterapi tekniğinden üretilmiştir (şekil 4.3.3.1). Küçük ışın segmentlerinden oluşur. MLC'ler bu segmentleri şekillendirir. Bu segmentlerde alan büyüklüğü ve doz yoğunluğu birbirinden farklıdır. Bir alandan diğer alana geçerken, MLC'ler pozisyon değiştirirken cihaz ışınlamayı keser. Her bir MLC kendine ait doğru pozisyonu bulunca ışınlama başlar (25).

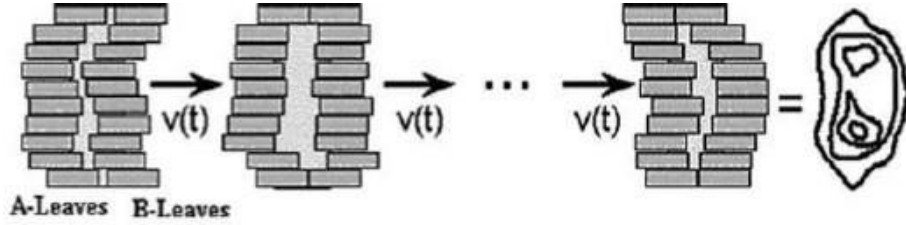


Şekil 4.4.3.1 : Step and shoot teknik IMRT

4.4.3.2 Sliding window tekniği (Dinamik IMRT)

Bu tekniğin Step and Shoot tekniğinden tek farkı alanlar arasında segment pozisyonları değişirken ışınlamaya devam etmesidir. Tedavi açısı değişeceği zaman tedavi cihazı ışınlamayı durdurur (şekil 4.3.3.2). İstenilen doz dağılımının elde edilebilmesi için alan şekillendirici yaprakların arasındaki mesafe ve hareket etme

hızı önemlidir. Statik IMRT ile kıyaslandığında ışınlanmak istenen yapı ile korunmak istenen sağlam doku arası doz geçisi daha iyidir. Statik IMRT'ye göre tedavi süresi daha azdır (25).

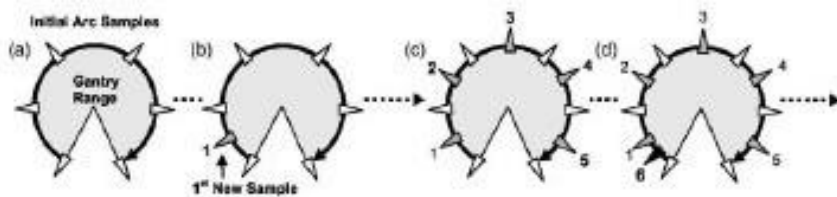


Şekil 4.4.3.2 : Sliding window tekniği

4.4.4 Yoğunluk ayarlı ark tedavi (VMAT)

Rotasyonel ark terapi yada yoğunluk ayarlı ark terapi olarak bilinir. MLC'lerin şekillendirdiği ışınlar tedavi cihazının rotasyonel hareketi ile hastaya iletilir. Dinamik IMRT tekniğine benzemektedir. Aralarındaki fark IMRT'de tedavi planına bağlı olarak oluşturulmuş açılardan ve alanlardan ışınlama yapılırken, VMAT ise hasta etrafında dönerek ışınlama yapar (26).

Bu teknik için önemli bir gelişme ise arkların art arda kullanılmasıdır. İlk etapta başlangıç ve bitiş noktaları belirlenir. Daha sonra aralara kontrol noktaları eklenir (Şekil 4.3.4). Belirli miktar tekrarlamalardan sonra bu kontrol noktaları arasına yeni kontrol noktaları eklenir. Bu yeni noktalara ait MLC konumları ve ışın doz değeri komşu doz noktalar arasından hesaplanarak oluşturulur.



Şekil 4.4.4 : Yoğunluk ayarlı ark tedavi kontrol noktası atama

4.5 Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması

Bu algoritma milyarlarca foton ve parçacığın madde içerisinde iletimini simüle eden bir bilgisayar programıdır. Foton ve parçacıkların, temel fizik kanunlarını kullanarak birbirleriyle etkileşimlerinin olasılıklarının dağılımını hesaplar. Simüle edilen parçacık sayısı arttıkça doz dağılım doğruluğu da o kadar artar. Bununla birlikte hesaplama süreside artar (27).

Genel itibariyle, diğer algoritmalara göre hesaplama süresi fazla olmasına rağmen, Monte Carlo hesaplama algoritmasının verdiği sonuçlar doğru doz dağılımını hesaplamada en doğru sonuçları ortaya koyar. Özellikle akciğer gibi heterojen yapıdaki alanlarda hesaplama doğruluğu önemli derecede yüksektir (27). Monte Carlo doz hesaplama algoritmasıyla geleneksel doz hesaplama algoritmaları arasında doz dağılımı açısından büyük farklılıklar vardır. Monte Carlo algoritmasının radyoterapi planlama ve doz hesaplamada en doğru dozu hesapladığı kanıtlanmıştır (28).

Monte Carlo doz hesaplama algoritması “ altın standart ” olarak ifade edilir. Burada hesaplama yapılmak istenen ortamdaki her parçacığın ayrı ayrı etkileşim ihtimalleri hesaplanır. Monte Carlo hesaplama algoritması, tedavi cihazında ışının oluştuğu noktadan itibaren doz verilmek istenen ortamda dahil olmak üzere ortamların modellenmesiyle oluşur. Her bir vokselin yoğunluğu ve materyal tipi belirlenir. Ardından radyasyon, hedefte birincil bir fotonla yolculuğuna başlar. Bu fotonun enerji ve yönünün olası dağılımları, çeşitli ölçümlerle karşılaştırılmış tedavi cihazı dizaynına bağlı olarak hassas bir şekilde ayrı ayrı üretilir. Her bir vokseldeki foton geçişi boyunca standart veri tabloları kullanılarak her bir etkileşim ihtimali belirlenir. Buna ek olarak bu etkileşimlerden oluşan herhangi bir ikincil fotonun veya elektronun özellikleri de son simülasyon için hesaba tutulur. Bu işlem birincil fotonun soğurulana veya ortamdaki ayrılana kadar tekrarlanır. Ardından oluşan ikincil foton ya da parçacık aynı şekilde simüle edilir. Son olarak bu işlem hedefe yeni bir birincil radyasyon gelmesiyle tekrarlanır. Tipik olarak bu işlem birkaç milyon kez tekrarlanır. Ortam içerisinde bulunan toplam doz, gerçek tedavi ışınlarındaki tüm fotonların dozları depolamasıyla hesaplanır. Monte Carlo uygulamaları çok fazla iş yükü ve zaman istemektedir (28).

4.6 Gama Analizi

IMRT'nin hayatımıza girmesi ile birlikte, dozun hedefte yoğunlaştırılıp normal dokularda hızla düşürülmesinin önü açılmıştır. Bununla birlikte gelişmiş kalite kontrol sistemlerine de gereksinim artmıştır. Hastaya uygulanan tedavinin, doz dağılımının kalite kontrolünü yapmak için birçok yöntem geliştirilmiştir. Diyot, TLD, veya iyon odaları nokta doz için uygun olsa da IMRT için tek başına yeterli değildir. Noktasal doz değerlendirme olanağı sağlayan bu ekipmanlar üç boyutlu veya iki boyutlu doz değerlendirmesi için fikir veremeyebilir. İki boyutta ölçümler yapmak için, radyokromik film ve polimer jeller gibi dozimetre yöntemleri geliştirilmiştir. Bu yöntemler ışınlama sonrası bekleme süresi veya tarama süresi gibi zaman alan işlemlere ihtiyaç duyduğu için pratik hayatta yer bulmamıştır.

Dozun kısa mesafede (birkaç mm) hızla değişim gösterdiği yerlere yüksek doz gradientli bölgeler denir. Dozun uzun mesafede (birkaç cm) değişim gösterdiği yerlere ise düşük doz gradientli bölgeler denir.

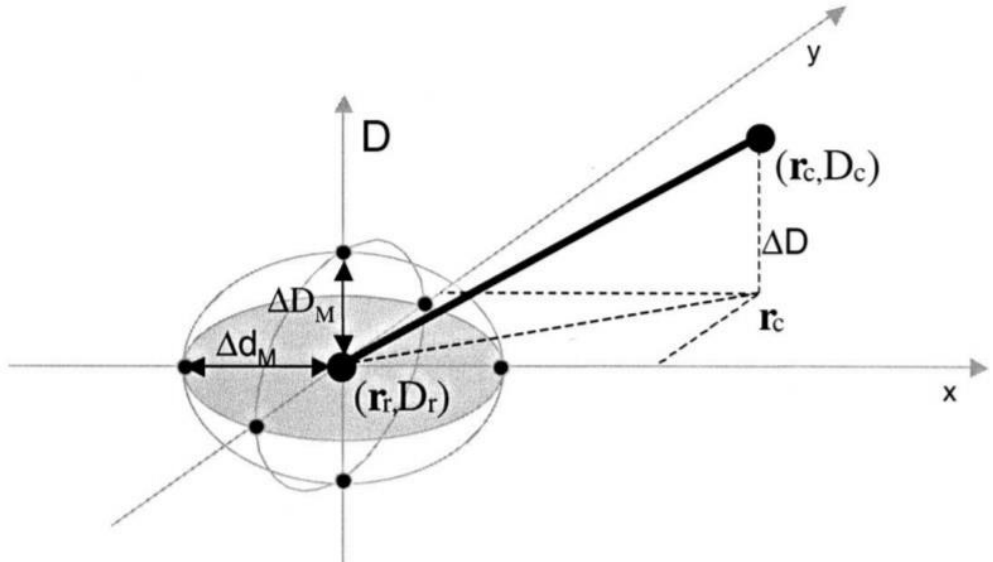
Yüksek doz gradiyenti olan bölgelerde 2mm'lik mesafe uyumu, düşük doz gradiyenti olan bölgelerde ise %2 doz doğruluğu olması ICRU 42 tanımlamasına göre olmalıdır. Gama analizi iki boyutta veya üç boyutta hesaplanan ve ölçülen verilerin karşılaştırmalı değerlendirilmesidir.

Belirlenen bir noktadaki hesaplanan doz ile aynı noktaya denk gelen ölçülerek elde edilen sonuca doz farkı (DF) denir. Hesaplanan ve ölçülen dağılımı ile uygun olmayan yada nerede uyum olmadığının tespiti yapılabilir. Doz farkı düşük doz gradientli bölgede iyi sonuçlar vermesine rağmen, yüksek doz gradientli bölgede küçük mesafelerde yüksek doz değişimi olduğundan dolayı hata yapma olasılığı artar (29,30).

Van Dyk ve ark. doz dağılım değerlendirme işlemini yüksek doz gradiyenti ve düşük doz gradiyenti olan bölgelere bölmüşlerdir. Düşük doz gradientli bölgelerde doz farkı karşılaştırılabilir iken, yüksek doz gradientli bölgede yanlıcı olabilmektedir (29,30).

Yüksek doz gradiyenti olan bölgelerde yanlıcı sonuçlar elde edildiğinden dolayı yeni bir tanımlamaya ihtiyaç duyulmuştur. Bu bölgelerde uyum mesafesi (UM) tanımı kullanılır. UM hesaplanan doz dağılım noktası ile ölçümde o dozun denk

geldiği nokta arası mesafeye denir. Ölçülen doz dağılımı referans, hesaplanan da karşılaştırılan, değerlendirilen olarak kabul edilir. Bu iki tanım (UM ve DF) sınırı olan elipsin çapları olarak kabul edilebilir ve elips denklemleri yazılabilir (29,30).



Şekil 4.6 : Gama analiz yönteminin şematik gösterimi (19)

Tanımlamalar doz farkı için (ΔD_M) ve uyum mesafesi için ise (Δd_M) olarak yapılmıştır. Klinik kalite kontrol geçme kriteri olarak $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm'dir. (AAPM TG 119)

r_r konumundaki bir referans nokta için D_r ölçülen dozu gösterir ve bu kabul kriterlerini eliptik bir yüzey şeklinde tanımlanabilir ve eşitlik 1.2'deki gibi hesaplanır.

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (1.2)$$

Hesaplanan doz dağılımındaki nokta (r_c) ile referans nokta (r_r) arasındaki uzaklık eşitlik 1.3 ile hesaplanır.

$$\Delta r = |r_r - r_c| \quad (1.3)$$

Hesaplanan doz dağılımında belirlenen noktadaki doz $D_c(r_c)$ ve referans doz dağılımındaki nokta arasındaki dozun $D_r(r_r)$ farkı ise eşitlik 1.4 ile verilir.

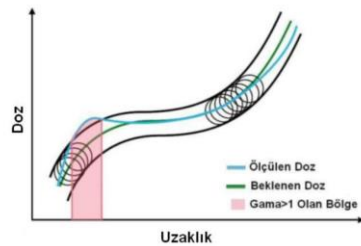
$$\Delta D = |D_c(r_c) - D_r(r_r)| \quad (1.4)$$

Değerlendirilen dozun referans doz ile uyumlu olabilmesi için en az bir noktada eşitlik 1.4'e uyması gerekir. Bu durumu gerçekleştiren noktalar şekil 4.6.1'deki elipsoidin içinde olacaktır.

$$\Gamma_r(r_r, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (1.5)$$

Formül 1.5'te Γ değerinin hesaplanması için gereken formül gösterilmiştir. Γ değeri eğer 1 den küçük çıkıyorsa yapılan analiz doğrudur ve değerlendirilen nokta elipsoidin içerisinde.

Gama analizi hesaplanan doz ve ölçülen doz profillerine bakılarak yapılır. Şekil 4.6.1'de yeşil çizgi hesaplanan doz, mavi çizgi ise ölçülen dozu ifade etmektedir. Bir birim yarıçapına sahip bir dairenin beklenen dozun etrafını sardığı düşünülür. Mesafe yönünde bu 3mm, doz farkında ise %3 olarak değerlendirilir. Varsayılan bu bir birim çemberlerin toplamı bu beklenen dozun etrafında tüp oluşturacak şekilde dizilir. Gama değeri 1'den küçükse sınırlar dahilinde tüpün içerisinde yer alır. 1'den büyük ise başarısızdır ve tüpün dışarısında yer alır. Bu işlem var olan haritalamadaki noktalara uygulanır ve doz haritası değerlendirilir. Gama analizi geçen noktaların oranı %90 altında ise değerlendirme sonucu başarısız olarak nitelendirilir. Set-up koşulları, plan kriterleri, yapılabilecek hatalar araştırılarak düşük geçme ihtimalleri gözden geçirilir. %90 - %95 arasında bir orana sahip gama analizi başarılı varsayılır ve neden düşük geçtiği tartışılır. %95 üstü bir orana sahip ise başarılı olarak değerlendirilir.



Şekil 4.6.1 : Gama analizi prensibi

5. MATERYAL VE METOT

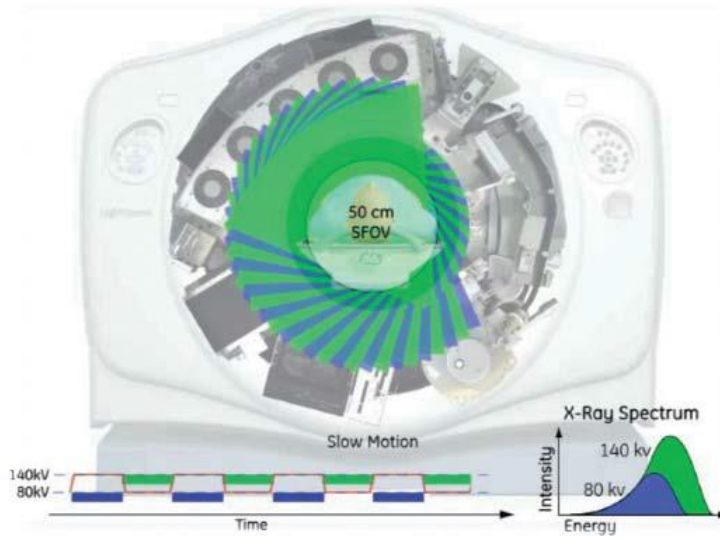
5.1 GE Discovery 750 HD® Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

GE Discovery 750 HD® tomografi cihazı kafa, tüm vücut, kalp ve damar tomografi uygulamalarında kullanılabilir. Bu cihaz hastalık, travma ve anormallik tespiti, planlama, rehberlik ve izleme tedavisi için yeterli tıbbi bir cihazdır. Cihaz resim 5.1’de görüldüğü gibi bir cihazdır. Diğer cihazlarda olduğu gibi kullanıcı cihaz üzerindeki tuşlardan masaya aşağı, yukarı, ileri, geri ve gantry’e de açılı hareketini verebilmektedir(31).

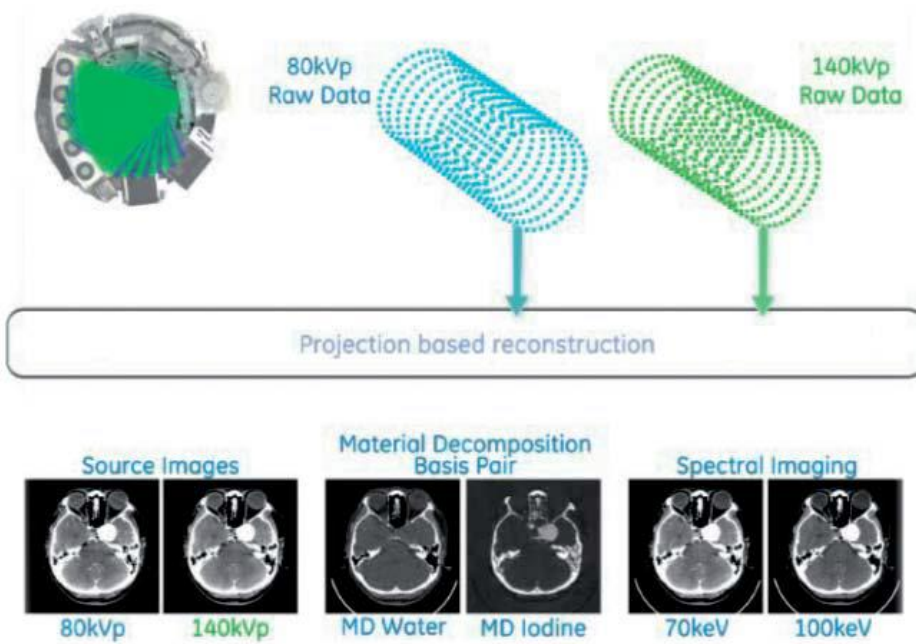


Şekil 5.1 : GE Discovery 750 HD® tomografi cihazı

Cihazın önemli bir özelliğinden bahsedecek olursak, tarama öncesi spektral görüntüleme seçeneği işaretlenmişse sistem aynı anatomik bölgede tek bir rotasyonda farklı kV seviyeleri uygulayarak çekimini yapar(şekil 5.1.1). Bu da vücut içerisindeki farklı atenuasyon katsayısına sahip bölgelerdeki görüntüyü çözebilme ve işleyebilmek için önemli bir özelliktir(31).



Şekil 5.1.1 : Aynı anda farklı kV seviyesi uygulama gösterimi



Şekil 5.1.2 : Kafa bölgesi farklı kV seviyesi uygulaması

Şekil 5.1.1’de de görüldüğü gibi kafa bölgesine yapılan bir çekim mevcut. Bu çekimde iki farklı kV seviyesi uygulanmıştır. Şekil 5.1.2’de de görüldüğü gibi çekim esnasında farklı noktalarda Farklı kV seviyeleri uygulanması işlemi kalsiyum, iyot ve su materyallerini baskın görüntülenmesinde fayda sağlar. Daha sonra görüntü işlenir ve kullanıcıya farklı materyallerin daha net ayrıştığı bir çekim sonucu sunar(31).

Genel özellikleri

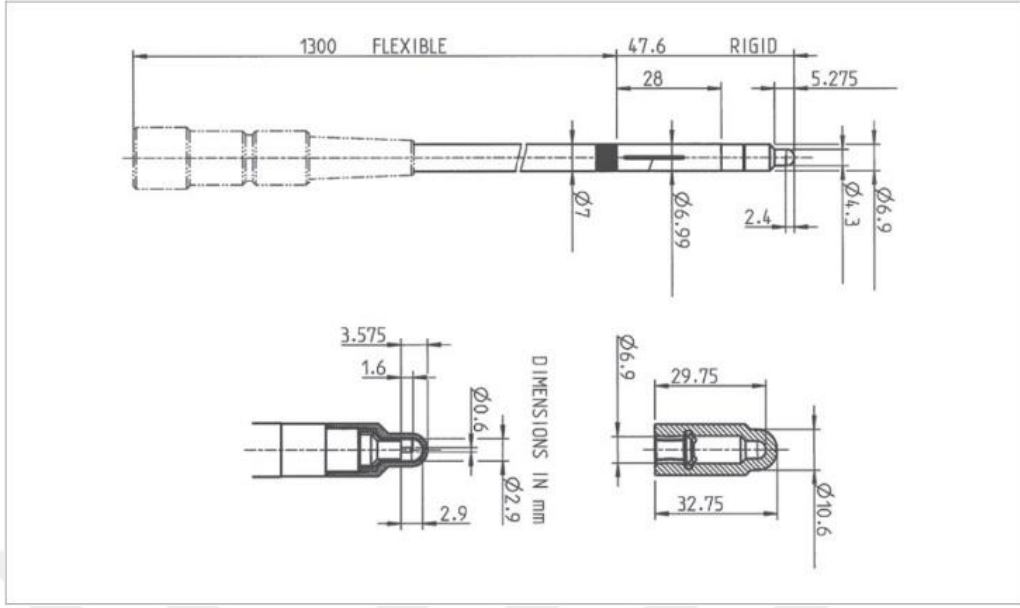
- Hasta taşıma kapasitesi 227 kg,
- 256 kesit,
- Axial, helical, biopsi ve cine modları mevcut,
- 0.625mm, 1.25mm, 2.5mm ve 5mm çekim kalınlığı seçenekleri var,
- kVp seçenekleri 80, 100, 120, 140,
- mA seçenekleri 10-835mA 5mA hassasiyetinde değişiklik gösterebilir,
- 70 cm gantry açıklığı vardır,
- 50 cm maksimum görüntüleme genişliği vardır,
- Çekim esnasında x-ray tüpünün bir tam tur dönüş hızı minimum 0.4 sn'den başlayıp çekim modu ve özelliklerine göre artış göstermektedir.

5.2 PTW Pinpoint 3D® İyon Odası (31022)

Pinpoint 3D (31022) iyon odası küçük alanlarda ölçüm yapılması için ideal olmasına rağmen büyük alanlarda da ölçüm yapabilmektedir. Işın yönüne radyal olarak yerleştirildiğinde küçük alanlarda başarılı sonuç vermektedir. Herhangi bir yönde göreceli doz dağılımını yüksek uzaysal çözünürlükte ölçebilir. Yapısı su geçirmez, tamamen korumalıdır. Havada, suda ve katı fantomda ölçüm alınabilir. Resim 5.2'de de görüldüğü gibi yük toplayan uç kısmı ince ve küçüktür. Bu sayede küçük alan ölçümü yapılabilir. Şekil 5.2.1'de de fiziksel olarak ölçüleri yer almaktadır (32).



Şekil 5.2 : Pinpoint 3D® iyon odası görünümü



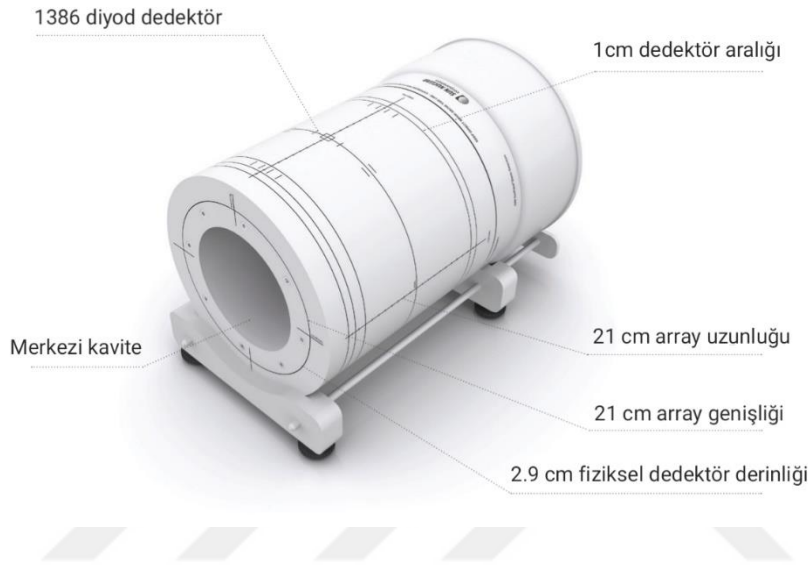
Şekil 5.2.1 : Pinpoint 3D® (31022) iyon odası fiziksel ölçüleri

İyon odası özellikleri;

- Ürün tipi : havalandırılmalı silindirik iyon odası
- Ölçüm miktarları : suda ve havada absorbe doz
- Referans radyasyon kalitesi : ^{60}Co
- Nominal hassasiyet hacmi : 0.016 cm^3
- Referans noktası : iyon odası uç noktasından 2.4 mm uzakta
- Isıtma dozu : 1Gy
- İyon odası voltajı : $\pm(100\dots400)\text{V}$
- Hassas hacimin duvar yapısı özellikleri : 0.57mm PMMA- 1.19g/cm^3 , 0.09mm graphite- 1.85g/cm^3
- Toplam duvar alanı yoğunluğu : 84mg/cm^2
- Hassas hacimin boyutları : yarıçap 1.45mm, uzunluk 2.9mm
- Merkezi elektrot : Al 99.98, çap 0.6mm
- Alan boyutları : $2\times 2\text{cm}^2\dots 40\times 40\text{cm}^2$
- Sıcaklık : $(10\dots 40)^\circ\text{C}$
- Hava basıncı : $(700\dots 1060)\text{hPa}$

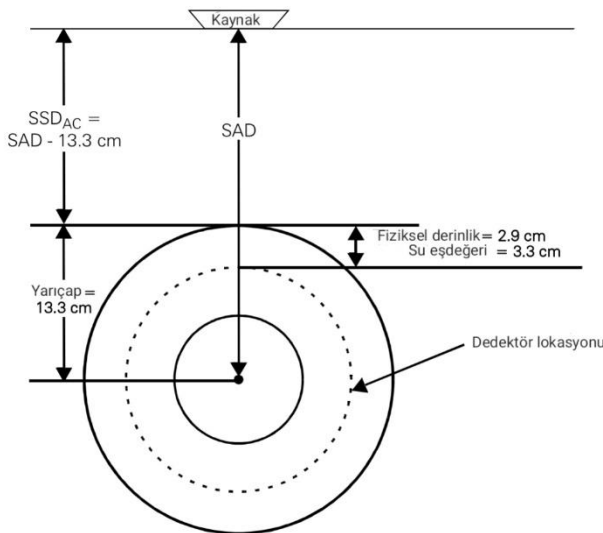
5.3 ArcCHECK®

ArcCHECK® IMRT ve VMAT tedavi planlarının kalite kontrolü için geliştirilmiş bir cihazdır (33). Bu cihaz 1 cm dedektör aralığına sahip, 1386 diyod detektörden oluşan su eşdeğeri silindirik bir fantomdur. Silindirik geometrisinden dolayı bütün dedektörler her gantry açısında ışın demetine dik gelir (şekil 5.3).



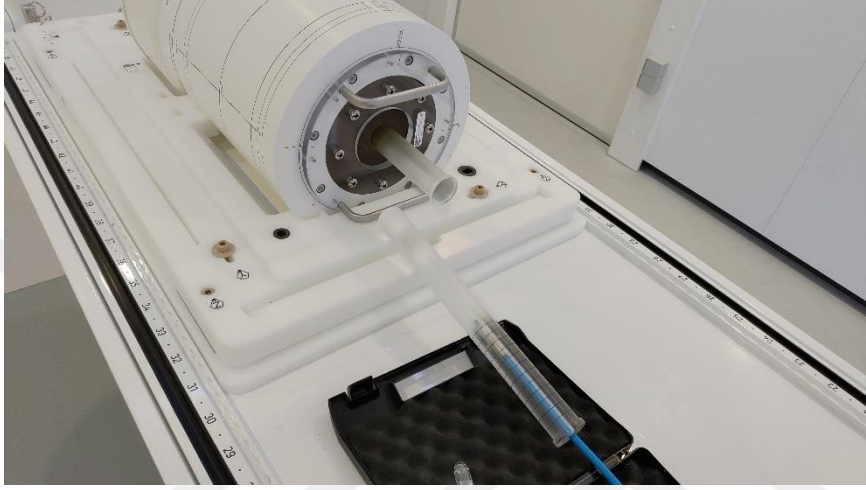
Şekil 5.3 : ArcCHECK® genel yapısı

Aktif dedektör çapı 0.8x0.8 mm'dir. ArcCHECK®'in dış çap ölçüsü 26.6cm'dir. İç ve dış olmak üzere iki kısımdan oluşur. Dış kısım 6cm kalınlığa sahip ve iç kısım 15cm çapında bir kavitedir. ArcCHECK® dedektörleri 3.3cm su eşdeğeri derinliğine sahip, 2.9cm akrilik build-up derinliğinde bulunur(şekil5.3.1).



Şekil 5.3.1 : ArcCHECK® fiziksel özellikleri

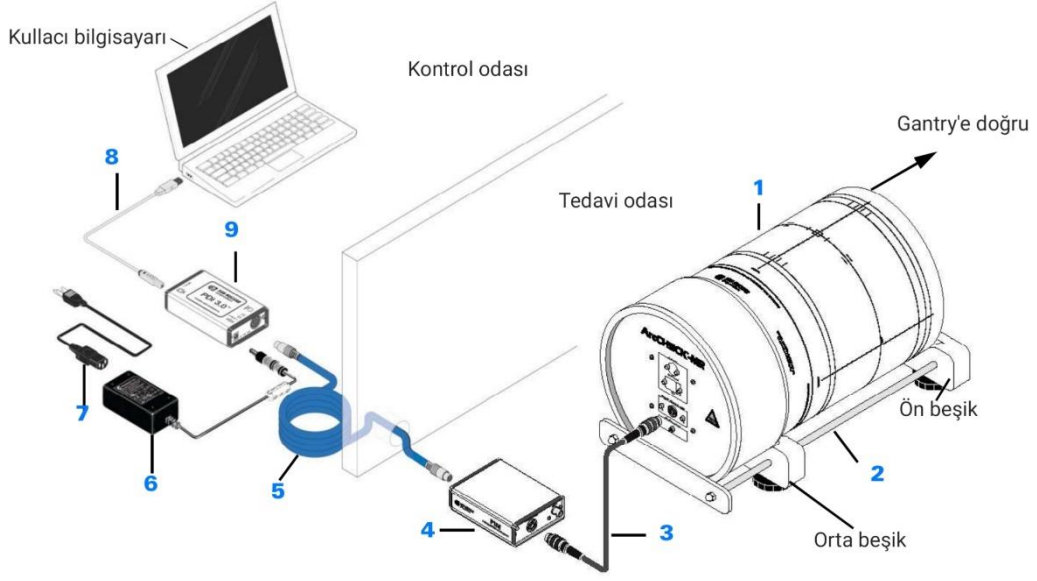
Kavite kısmına yerleştirilen bir plug ve onunda içinde tam eş merkezin iyon odası referans noktasına denk gelecek şekilde olanak sağlayan bir aparatla seçenekler arasında sunulur. ArcCHECK®'in dış ekseninde bulunan dedektörler plan kalite kontrol yaparken aynı zamanda merkezi ekseninde doz okuması yaparakta ayrı bir kalite kontrol yapma imkanı sunar (resim 5.3.2).



Resim 5.3.1 : İyon odasının ArcCHECK® merkezine konumlandırılması

ArcCHECK® ve beraberinde gelen ekipmanlar (şekil 5.3.3)

1. ArcCHECK® cihazı
2. Taşıyıcı beşik
3. 12 pin güç bilgi kablosu
4. Güç arayüz modülü
5. 8 pin güç arayüz kablosu
6. Güç kaynağı
7. Güç kaynağı kablosu
8. Usb kablo
9. Güç bilgi arayüzü



Şekil 5.3.3 : ArcCHECK® kullanımı bağlantı dizilimi

5.4 PTW Unidos® Elektrometre

Ptw® Unidos elektrometre diğer elektrometreler gibi, iyon odalarının topladığı bilgileri işleme ve göstermesi için tasarlanmış bir ekipmandır (şekil5.4). Uyguladığı voltaj ile iyon odasının çalışması ve iyon odasından gelen yüklerin işlenip, gösterilmesiyle de ölçülebilir bir değer okumamızı sağlar. Bu sayede daha önceden medikal anlamda kalibre edilmiş bir sistemin sağlığı gözetim altında tutulmuş olur.



Şekil 5.4 : Genel görünüm ve tuş fonksiyon listesi

Genel özellikleri (34)

- Ölçüm yük aralığı : 2pC...9C
- Ölçüm akım aralığı : 200fA....2.5µA
- Yük çözünürlüğü : 10fC
- Akım çözünürlüğü : 1fA
- Sızıntı akımı : $< \pm 1$ fA
- Sıfırlama süresi : yaklaşık 75 sn
- Ayarlanabilir voltaj : -400V....+400V 1V değiştirme seçeneği ile
- Ölçüleri : 152mm x 257mm x 262mm
- Ağırlık : 5.8kg

5.5 SPSS

SPSS bilgisayar programı (statistical package for the social sciences) ilk versiyonu 1968 yılında piyasaya sürülmüş olup istatistiksel analize yönelik bir bilgisayar programıdır. SPSS özellikle sosyal bilimlerde istatistiksel analiz için çok geniş alanda ihtiyaç duyulmaktadır. Eğitim araştırmacıları, devlet kurumları, sağlık araştırmacıları, veri madencileri, pazar araştırmacıları, anket şirketleri vb. tarafından da pratik olarak kullanılan bir istatistik yazılımıdır. Orijinal SPSS kullanma el kitabı, sosyal bilimlerde araştırmacıların ileri istatistik araştırmalarını nispeten kolayca kullanmalarını sağladığından dolayı sosyoloji bilim dalında en etkili kitap olarak nitelendirilmiştir.

SPSS programı baz kısmında istatistiksel analiz yanında "veri yönetimi (hal seçimi, yeniden dosya şekillendirme, türetilmiş veri yaratılması)" ve "veri dokümantasyonu (bir veri dosyası içinde bir "meta-veri" sözlüğünün depolanması)" işlemlerinin yapılması da bu yazılımın önemli niteliklerindedir (35).

Çalışmamızda analizler için SPSS versiyon 20 kullanılmıştır.

5.6 MR-Linak

Radyoterapi cihazları gelişen teknoloji ile birlikte bugün ilk ortaya çıktığı günden çok farklı bir noktaya gelmiştir. MR-linak cihazı adından da anlaşılacağı gibi MR ve linak birleşimi bir cihazdır. Standart bir linak'ta günlük tedavi görüntülemesi kv, mv ve cbct gibi birimlerde gerçekleşirken bu cihazda manyetik rezonans (MR) ile görüntüleme gerçekleşmektedir. Diğer bir özelliği ise hastanın günlük anatomisine uygun tekrar plan yapma opsiyonudur.

MR-linak üç kısımda inceleyebilir.

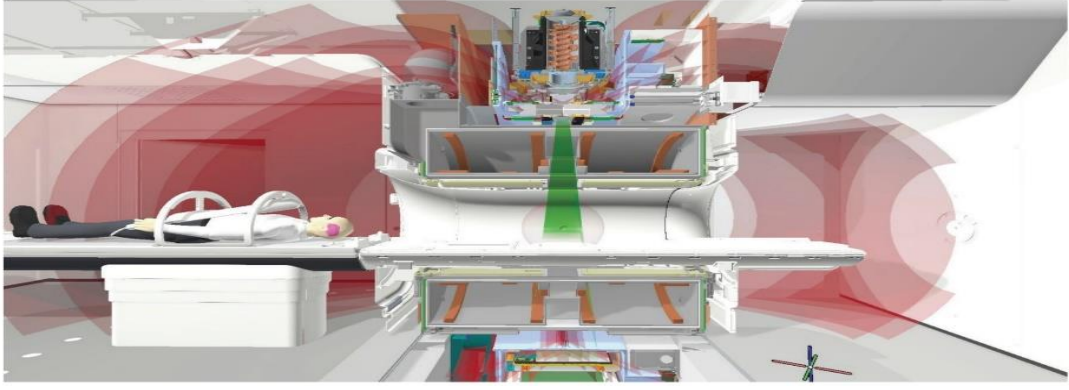
- MR kısmı
- Linak kısmı
- Tedavi masası kısmı

5.6.1 MR



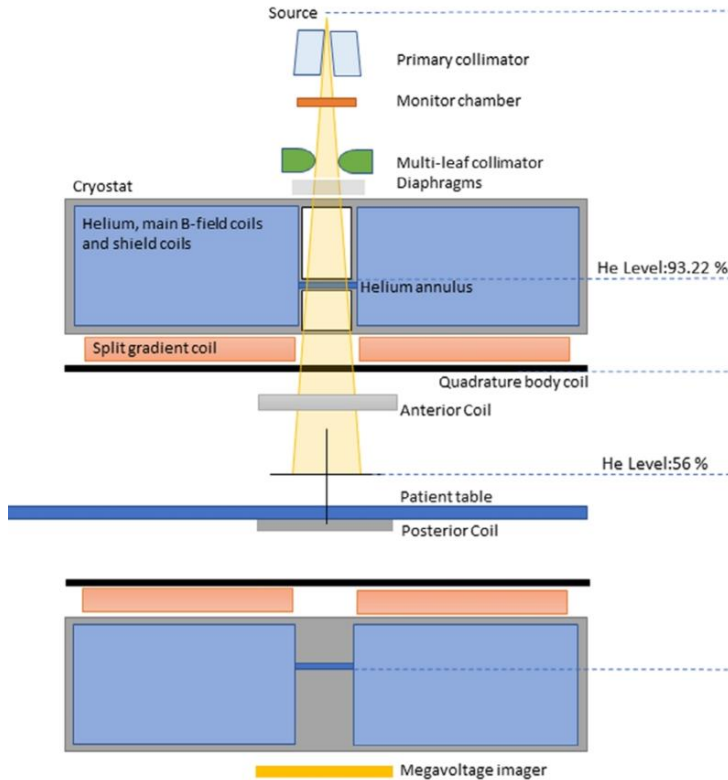
Resim 5.6.1.1 : MR görüntüleme birimi cihaza yerleştirme aşaması

MR görüntüleme birimi eşmerkezi, radyasyon eşmerkezi ile aynı noktaya gelecek şekilde konumlandırılır. Resim 5.6.1'de de görüldüğü gibi iç kısımda mr görüntüleme birimi bulunmaktadır. Dış kısımda da radyoterapi için radyasyonu üreten ve şekillendiren linak kısmı bulunmaktadır.



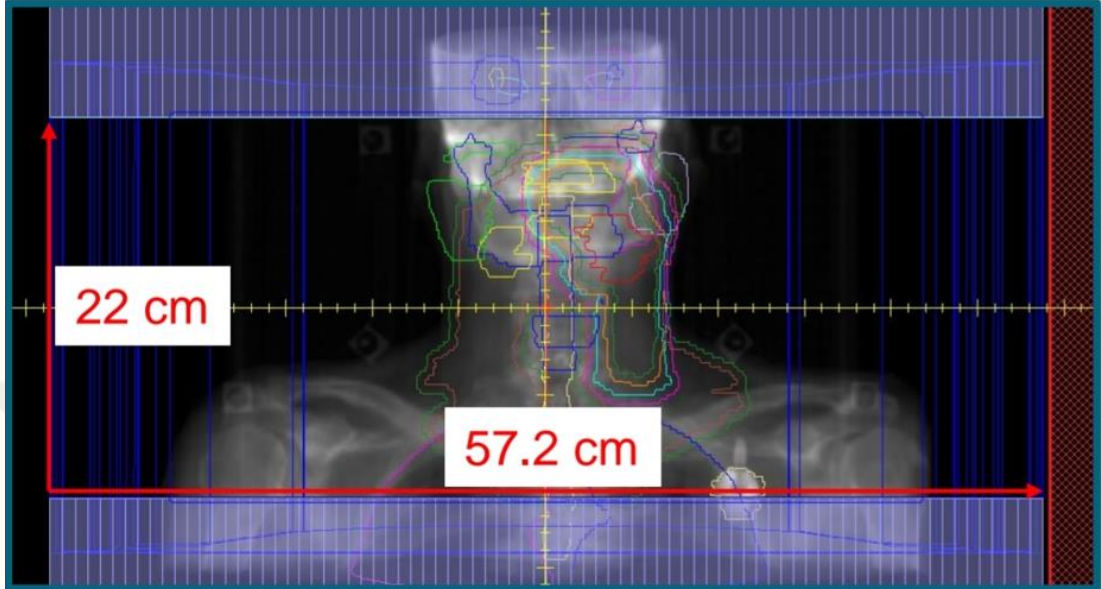
Şekil 5.6.1.2 : MR-Linak yandan kesit görüntüsü

MR sistemi çok düşük sıcaklıklarda çalışması gereken bir yapıdır. İçerisindeki bulunan helium gazı manyetik alan oluşturulurken oluşan sıcaklığı uygun seviyeye düşürmeyi sağlar. Şekil 5.6.1.2’de linak ve MR’ın yandan kesit görüntüsü bulunmaktadır. Burada radyasyonun izlediği yol yeşil olarak işaretlenmiştir. Sadece radyasyonun MR kısmına denk gelecek bölgelerde, ince bir tabaka halinde helium geçişi sağlanacak şekilde MR kısmı inceltilmiştir(36). Radyasyon buradan geçiş yaparken en az soğurmaya uğraması için bu şekilde yapı oluşturulmuştur.



Şekil 5.6.1.3 : MR kısmının detaylı fiziksel boyutları

Şekilde 5.6.1.3’de de görüldüğü gibi coil’lerin soğutulması için sistemin helium ile dolu ve ön-arka mr kısmın birbiri ile helium geçişi bağlantısı olacak şekilde bağlı olması gerekiyor.

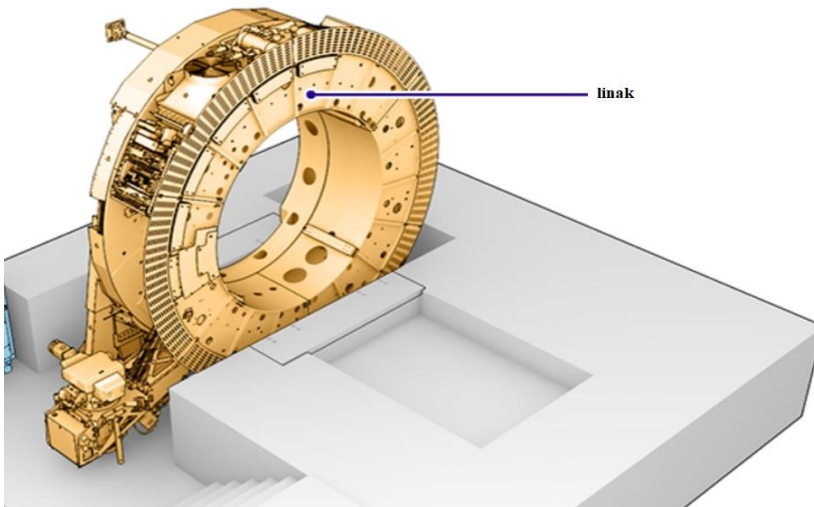


Şekil 5.6.1.4 : MR-Linak maximum alan açıklığı

Cihazın tedavi alanlarının yukarı aşağı yönde sadece 22 cm olabilmesi radyasyonun MR kısmından geçerken bir sınırlamaya uğramasından dolayıdır.

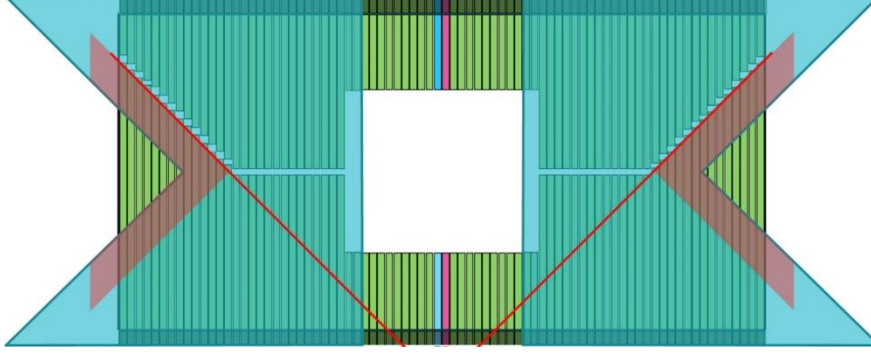
Mr kısmı üreticisi Philips® markadır ve 1,5 tesla gücündedir.

5.6.2 Linak

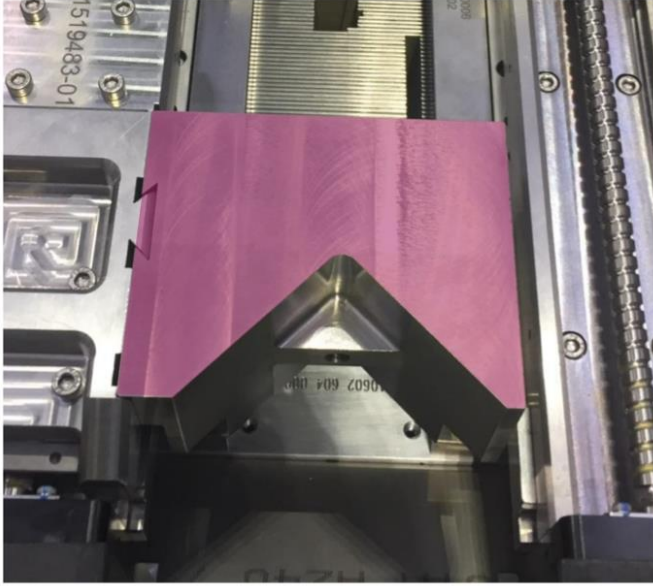


Şekil 5.6.2 : Cihazın linak kısmı

Linak kısmında radyasyonun üretimi ve şekillenmesi vardır. Üretilen radyasyon 7 MV FFF enerjisindedir(37).



Şekil 5.6.2.1 : Cihaz kumanda ekranında MLC görünümü



Resim 5.6.2.2 : V diyafram

Şekil 5.6.2.1’de toplam 160 adet MLC gösterilmektedir. MLC kalınlığı eşmerkezde 7mm’dir. Resim 5.6.2.2’de de radyasyon tedavi alanını şekillendirmeye ve MLC arası sızıntıyı düşürmeye yarayan v şeklinde diyafram gösterilmektedir.

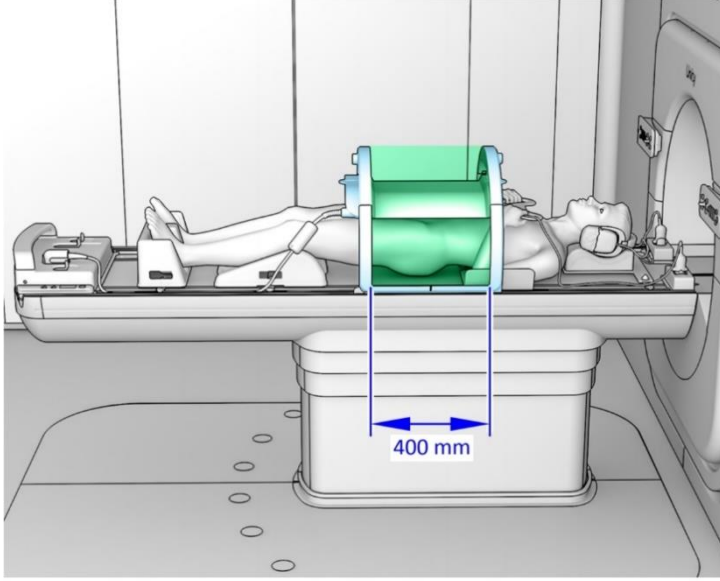
- Odak ile eşmerkez arası mesafe 143,5 cm'dir.
- Maksimum alan genişliği 57,4 cmx22 cm'dir.
- Doz hızı 425 MU/dk'dır.
- Kolimatör sadece 0 derecedir ve değişmemektedir.
- Tedavi tekniği olarak step and shoot IMRT tekniği uygulanabilmektedir.
- Gantry dönüş hızı maksimum dakikada 6 tur'dur.
- Leaf hızı saniyede 6 cm'dir.
- Eşmerkez masa yüzeyinden 14 cm yükseklikte bulunmaktadır.

5.6.3 Tedavi masası

Tedavi masası hastanın tedavi esnasında uzun süre yatabileceği şekilde üstüne yumuşak mat konularak tasarlanmıştır. Hastanın rahatı için kullanılan pozisyonlandırma ekipmanları MR uyumlu olarak üretilmiştir.



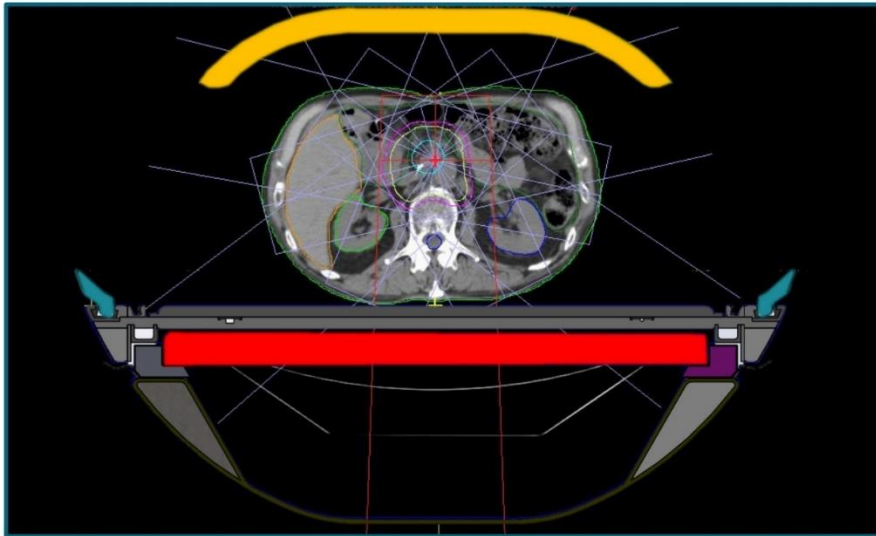
Resim 5.6.3 : Tedavi masası, anterior coil ve pozisyonlandırma ekipmanları



Şekil 5.6.3.1 : Görüntü alma ve tedavi alan açıklığı

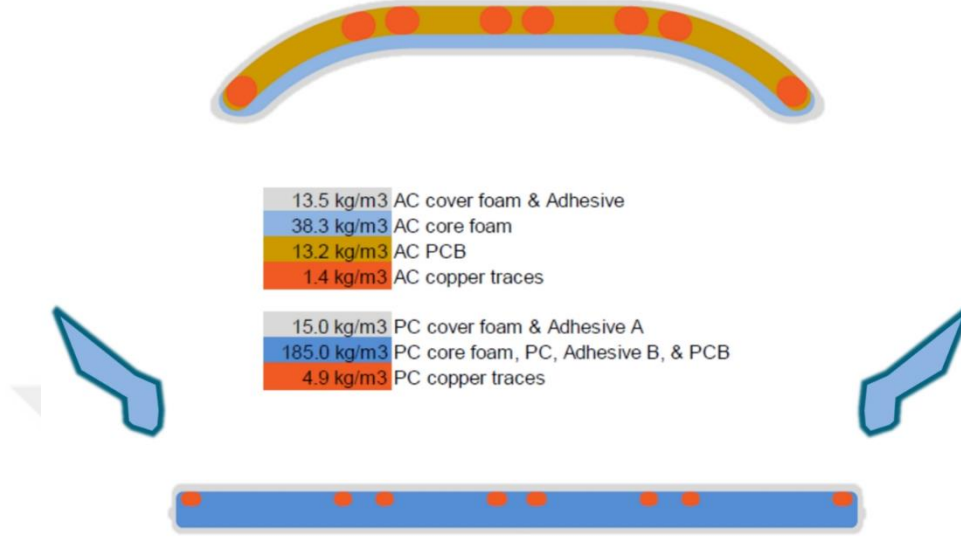
Hastanın ön tarafında bulunan coil görüntü almaya yardımcı olan bir kısımdır. Tedavi ışın alanı sadece yeşil taralı alan içerisinde uygulanabilir (şekil 5.6.3.1).

Tedavi masası sadece cihaz içerisine doğru boyuna hareket yapabilir. Sağa sola ve aşağı yukarı hareketi yoktur.



Şekil 5.6.3.2 : MR-linac masası ve anterior coil'in kesitsel görünümü

Aksiyel kesit olarak incelendiğinde şekil 5.6.3.2’de tedavi masası birçok malzemeden oluştuğu görülmektedir(38). Ön tarafta ön coil, arka kısımda hastanın üzerinde bulunduğu masa ve yumuşak mat vardır.



Şekil 5.6.3.3 : Masanın ve anterior coilin yoğunluk dağılımı

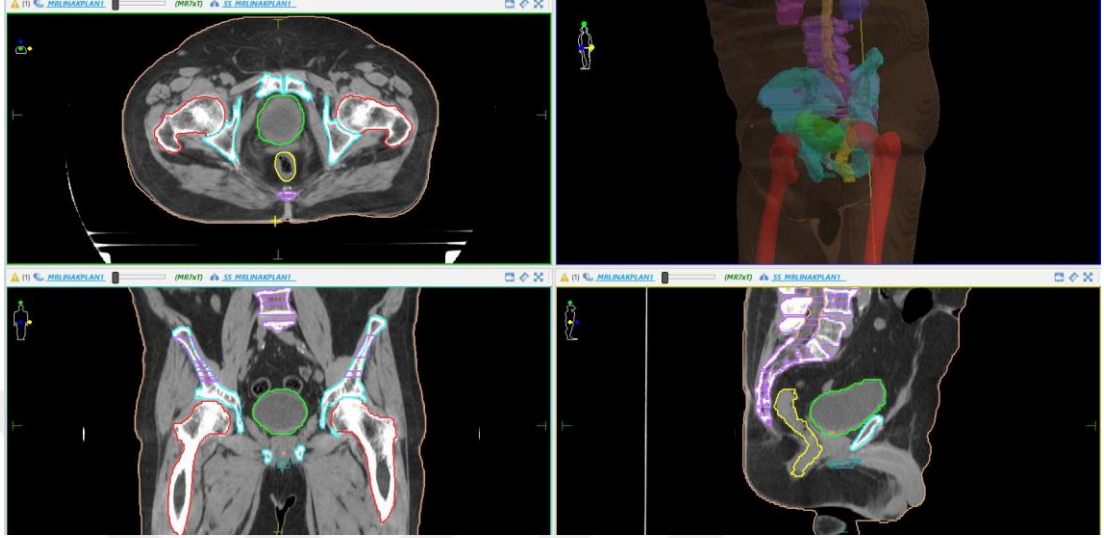
Şekil 5.6.3.3’de de tedavi masasını oluşturan farklı kısımların yoğunlukları görülmektedir. Bu yoğunluklar uygun formatlarda tedavi planlama sistemine girilmesi zorunludur. Tedavi esnasında radyasyonun izlediği yol boyunca farklı materyallerden geçmesi de hesaba katılmak zorundadır.

5.7 Monaco MR-Linak Planlama Sistemi

MR-Linak cihazının planlama sisteminde şu an sadece step-shoot IMRT planları yapılabilmektedir.

Tedavi planına başlarken daha önceden tedavi planı çalışılan, benzer bir doz verilmiş ise o hastanın tedavi planı doz kısıtlamalarını template olarak kaydedip yeni plandan ilerlenebilir. Hiç çalışılmamış bir hasta gurubu ise sıfırdan doz komutları ekleyerek istenildiği gibi yönlendirilebilir.

Plan çalışılmaya başlamadan önce rutin kontroller yapılmalıdır. Tedavi cihazında çekilen MR görüntüsü üzerine elektron-density ataması yapılacağı için kontürlerin doğru ve eksiksiz çizilmesi gerekmektedir (şekil 5.7).



Şekil 5.7: MR-Linac konturlama örneği

Masa değeri lateral ve vertikal oynamadığı için sadece longitudinal olarak hedef volümü ortalayacak şekilde planı konumlandırmak gerekmektedir. Tedavi masası ve hasta anterior yönünde bulunan anterior coil (MR görüntü alma işlevi için) tedavi planına eklenmek zorundadır.

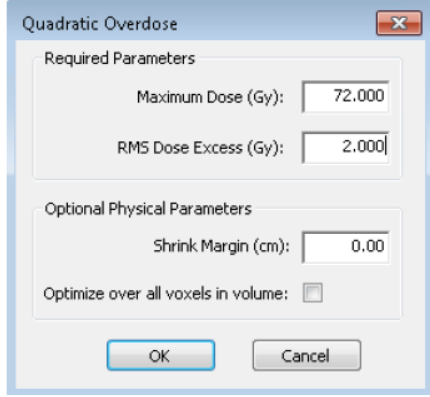
Kontürlerin uygun işlenmesi, masanın ve anterior coilin doğru pozisyonlandırılması ve hedef yapıya uygun plan başlatılması gerekmektedir. Bu işlemlerden sonra klasik IMRT planları gibi açı tayinini yapıp plana başlanıyor. Plan aşaması komut satırında doz komutları üzerinden ilerlemektedir. Bu komutların herbirinin ayrı fonksiyonları mevcut olup bu komutlar şunlardır.

5.7.1 Quadratic underdose

Düşük dozlar için sınırlama sağlayan fiziksel bir doz komutudur. Bu nedenle hedef hacimdeki yapılar için kullanılır ve ilgilenilen hacimde düşük dozu sınırlar(39).

5.7.2 Quadratic overdose

Hem hedefte hem kritik yapılarda dozu sınırlayan bir komuttur. Almasını istemediğiniz doz değerini ve ne kadar esneklik yapılabilme sınırının olduğu bir komuttur(39).



Şekil 5.7.2 : Program arayüzündeki görünümü

72 Gy	74 Gy
72 Gy	72 Gy

$$\sqrt{\frac{(2^2 + 4^2 + 2^2 + 2^2)}{4}} = 2.65 \text{ Gy}$$

2.65 Gy komut özelliklerinde girildiği gibi olmayıp 2Gy'i aştığından optimizasyon birimi bu komutta yer alan özellikleri sağlayana kadar bu komut üzerinde çalışmaya devam eder

Şekil 5.7.2.1 : Çalışma mantığının matematiksel karşılığı

5.7.3 Underdose DVH

Hedef yapılarda, düşük görülen dozlarda istenilen miktarda iyileştirme yapmak için kullanılır. Örneğin hedef yapı sarımı istenilen dozun %92'sini alırken bu komutu kullanmaya ihtiyaç duyup komut satırına eklenir. Özellik olarak tıklandığında istenilen doz ve en az yüzde kaç alması isteniyorsa girilir. Kesinlikle

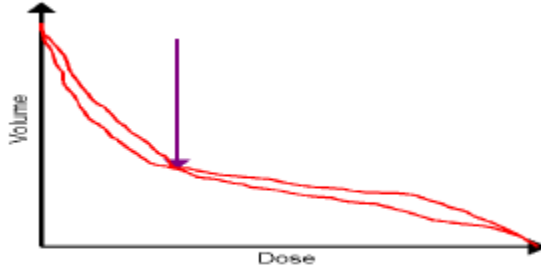
istenilen seviyeye çıkartır fakat sert bir komuttur. Sıcak dozların artmasına ve OAR dozlarının bozulmasına yol açabilir(39).



Şekil 5.7.3 : Komutun çalışma yönünü gösteren şekil

5.7.4 Overdose DVH

Bu komutta underdose DVH’te olduğunun tam tersi, DVH’in istenilen bir noktasının aldığı dozu düşürmek için kullanılır(39).



Şekil 5.7.4 : Komutun çalışma yönünü gösteren şekil

5.7.5 Maximum dose

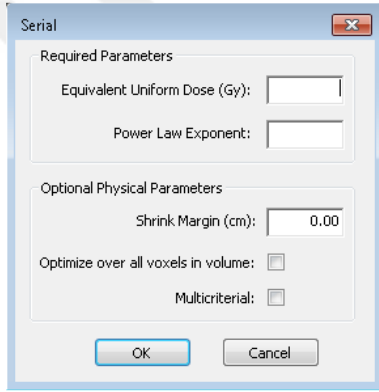
Kritik yapılar ve hedef yapılara tanımlanabilir. Çok sert bir komuttur. Olması istenen maksimum doz eşik değeri ile ilgilenir. Uygulanan bölgede istenilen dozu dışına çıkılmaz(39).

5.7.6 Target EUD

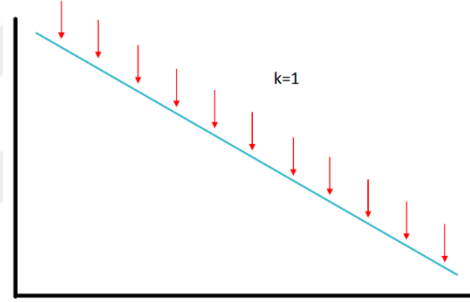
Hedef hacim için öncelikli bir doz komutudur. Hedefe uygulandığında homojen bir dozu temsil eder ve hedef içerisinde homojen olmayan bir doz dağılımı etkisi yaratır(39).

5.7.7 Serial

Kritik organlar için kullanılır. Seri değer komutunda power law exponent kısmı bulunmaktadır. Burada 1'den 20'ye kadar bir sınırlama konulabilir. Kısaca özetleyecek olursak 1 ile verdiğimiz doz kısıtlaması mean değerini düşürmek için DVH'in bütün noktalarında çalışır. 20 ise çok sert olmayan maksimum sınırlaması gibi çalışır. DVH'in sadece son noktasına baskı yapar. Şekillerde serial özellik sayfası ve 1, 10, 20 k değeri uygulandığında DVH üzerindeki etkisi gösterilmektedir(39).



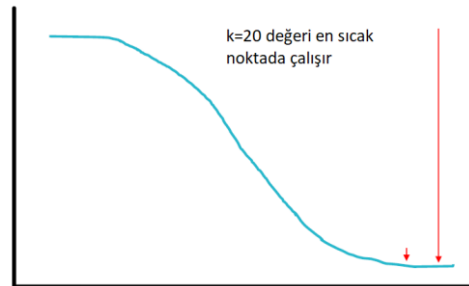
Şekil 5.7.7 : Komutun arayüz görünümü



Şekil 5.7.7.1 : k=1 çalışma noktaları



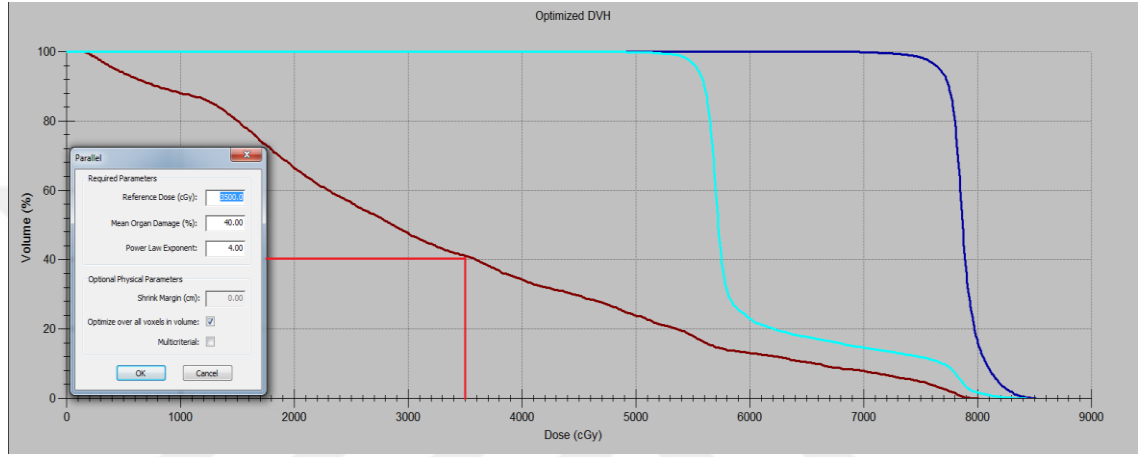
Şekil 5.7.7.2 : k=10 çalışma noktaları



Şekil 5.7.7.3 : k=20 çalışma noktaları

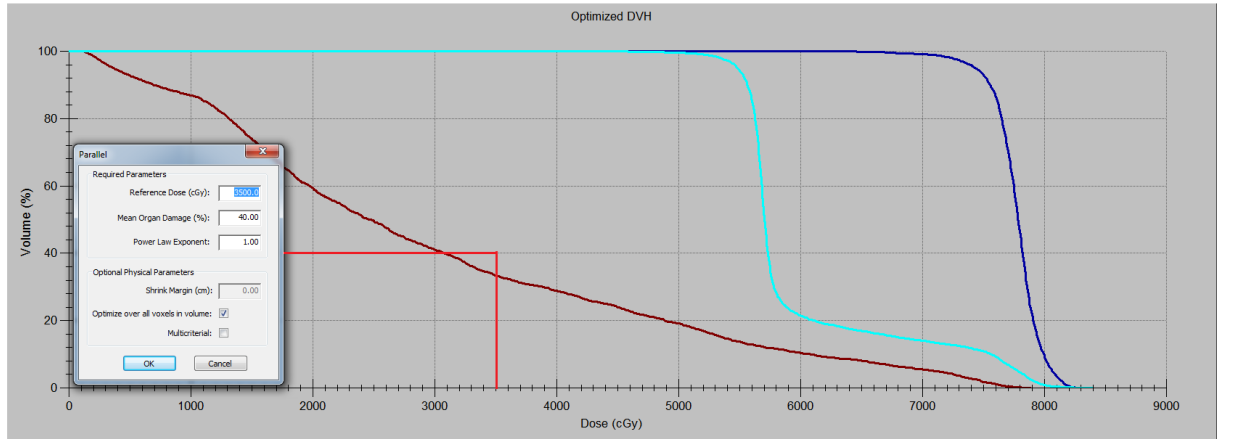
5.7.8 Paralel

Kritik yapılar için kullanılır. Yapının istenilen doz ve yüzdesel volüm sınırlandırılmasının yapıldığı doz komutudur. 1 ile 4 arasında değişen power law exponent değeri vardır. 4 yumuşak, 1 sert olacak şekilde düşünülüp, doz sarımı ve kritik organ dozu takip edilir ve plana yön verilir(39).



Şekil 5.7.8 : Power law exponent değeri 4 ile sınırlandırılmış DVH örneği

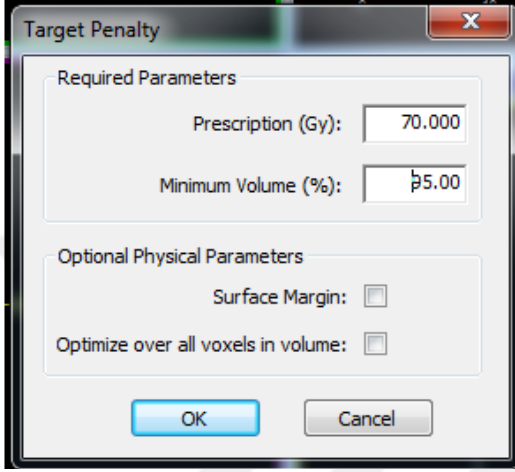
Şekil 5.7.8’de power law exponent değeri 4 ile sınırlandırılmış bir doz komutu DVH’i gösteriliyor. Şekil 5.7.8.1’de de power law exponent değeri 1 olarak değiştirilip kritik yapının dozunun düştüğü, bununla beraber hedef yapıdaki doz sarımında da kayıp olduğu gözlemleniyor. Bütün planlama mantığında olduğu gibi hedefe maksimum, korunacak yapılara minimum doz şeklinde düşünerek dengeli bir plan yapılır(39).



Şekil 5.7.8.1 : Power law exponent değeri 1 ile sınırlandırılmış DVH örneği

5.7.9 Target penalty

Hedef yapılaraya verilmek istenen dozu ve volümsel olarak yüzdesel değerin girildiği bir doz komutudur(39).



Şekil 5.7.9 : Program arayüzündeki görünümü

5.8 Yöntem

Radyoterapi cihazları gelişen teknoloji ile birlikte bugün ilk ortaya çıktığı günden çok farklı bir noktaya gelmiştir. Hedef yapıyı ışınlama ve sağlam dokuyu maksimum derecede koruma her zaman amaçlanan bir durumdur. Bu nedenle ışınlanacak yapının dozları ve fraksiyon sayıları bazen çevresindeki sağlam dokunun tolere edebileceği şekilde belirlenir. Diğer doz fraksiyon belirleme kriterinden birisi ise hekimlerin hasta ile ilgili değerlendirme kriterleridir.

Bu çalışmada prostat radyoterapisi uygulanan hastaların tedavi planlarının tedavi sonrası ArcCHECK® kalite kontrol cihazı ile kalite kontrol sonuçları ve merkezi noktaya yerleştirilen iyon odası ile kalite kontrol sonuçları değerlendirilmiştir.

Prostat hasta grubu iki farklı doz fraksiyon grubuna sahiptir. Hastaların tedavileri risk gruplarına uygun şekilde planlandı. Hastalar ilgili hekim tarafından National

Comprehensive Cancer Network (NCCN) kılavuzu ile uyumlu şekilde klinik tümör evresi (kT), prostat spesifik antijen (PsA) düzeyi, patolojik grad, biyopside tümör yoğunluğu oranı ve gleason skoru özelliklerine göre risk gruplarına ayrıldıktan sonra doz fraksiyon şemaları belirlendi.

Regimen	Preferred Dose/Fractionation	NCCN Risk Group (✓ indicates an appropriate regimen option if radiation therapy is given)					
		Very Low and Low	Favorable Intermediate	Unfavorable Intermediate	High and Very High	Regional N1	Low Volume M1 ²
EBRT							
Moderate Hypofractionation (Preferred)	3 Gy x 20 fx 2.7 Gy x 26 fx 2.5 Gy x 28 fx	✓	✓	✓	✓	✓	
	2.75 Gy x 20 fx						✓
Conventional Fractionation	1.8–2 Gy x 37–45 fx	✓	✓	✓	✓	✓	
Ultra-Hypofractionation	7.25–8 Gy x 5 fx 6.1 Gy x 7 fx	✓	✓	✓	✓		
	6 Gy x 6 fx						✓

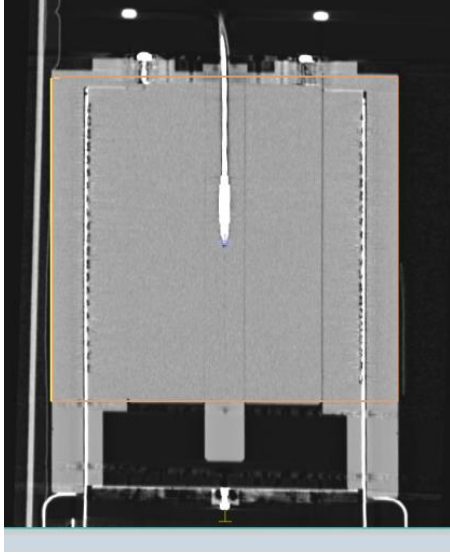
Şekil 5.8 : NCCN doz-fraksiyon belirleme tablosu (versiyon 4.2022)

Hastaların rahat idrar yapabilme durumları ve prostat hedef hacim büyüklükleri de bu kararda dikkate alındı. Bütün bu durumlar gözetilerek daha önceden literatürde sunulmuş çalışmalarla da uyumlu şekilde doz kısıtlama ve önerilerine uygun hastalara hipofraksiyone (70Gy/28Fr) yada SBRT (36,25Gy/5Fr) şemalarında tedaviler uygulandı (40,41).

Tedavi planları kalite kontrol aşaması iki farklı sistemin tek seferde ışınlanarak değerlendirilmesi ile yapıldı. Bu sistemlerin sağlıklı bir şekilde sonuç verebilmesi için önceden kurulumlarının uygun bir şekilde yapılması gerekmektedir.

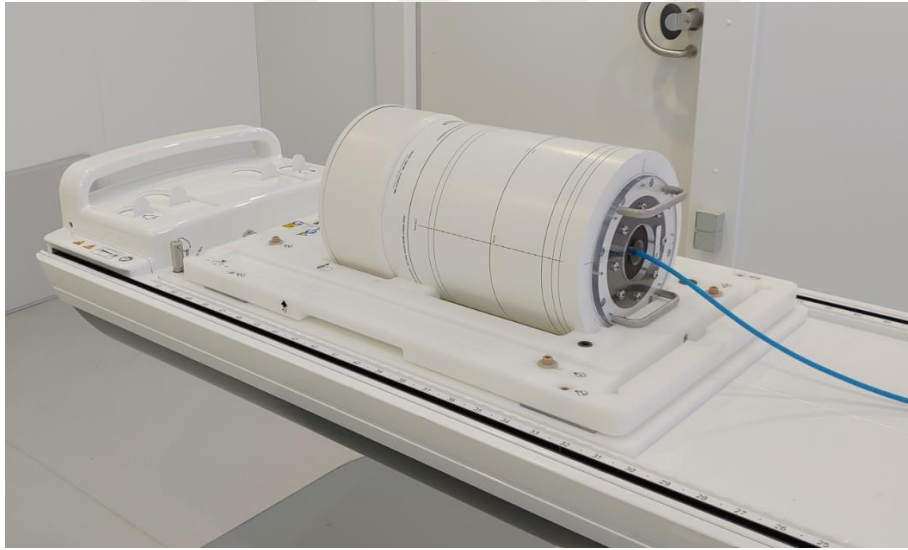
- **ArcCHECK®**

Kalite kontrol ekipmanı olan ArcCHECK® kullanılmaya başlanmadan önce tomografi cihazında uygun şartlar altında çekimi yapıp, tedavi planlama sisteminde eşmerkeze oturtulacak şekilde ayarlanmıştır.



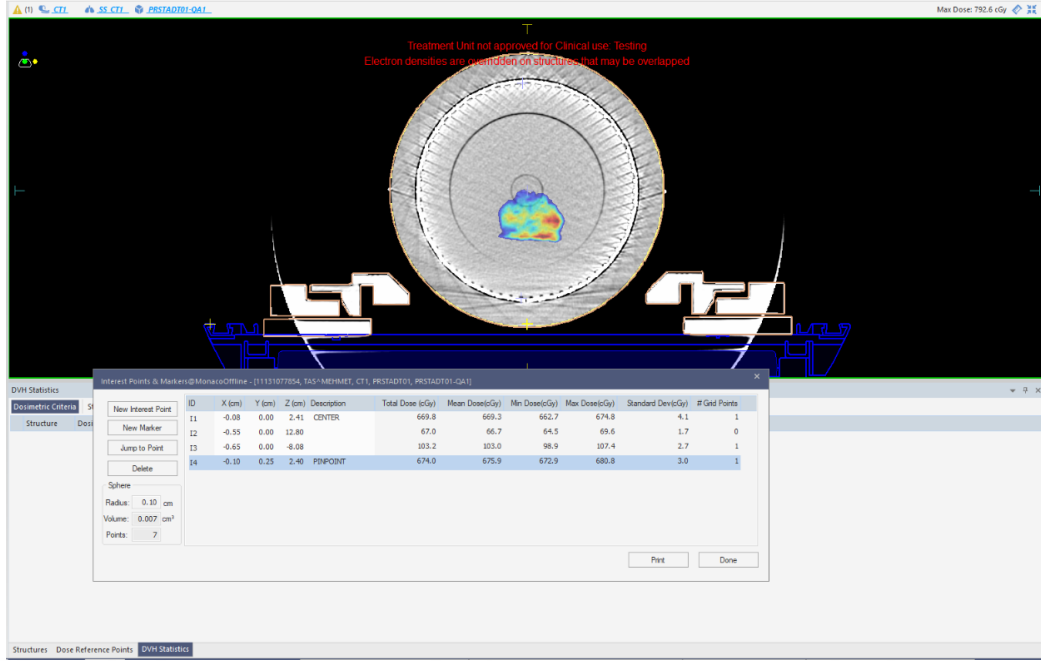
Resim 5.8.1 : ArcCHECK® içerisinde yerleştirilmiş iyon odası kesitsel görünümü

MR-linak cihazında ArcCHECK® kullanımını kolaylaştırıcı, sert bir plastik malzemeden oluşan QA platform bulunmaktadır. Bu platform üzerine yerleştirilen cihazı her defasında eşmerkeze denk gelecek şekilde konumlandırmaya yarar.



Resim 5.8.2 : ArcCHECK® qa platform üzerine yerleştirilmiş hali

Çekilen tomografi görüntüleri tedavi planlama sistemine aktarılır ve elektron yoğunluğu ataması yapılır. QA platform ve ArcCHECK® uygun koordinat sisteminde ise üzerinde doz hesaplama işlemine başlanır ve cihazda da aynı ışınlamayı yaparak kontrol edilir.

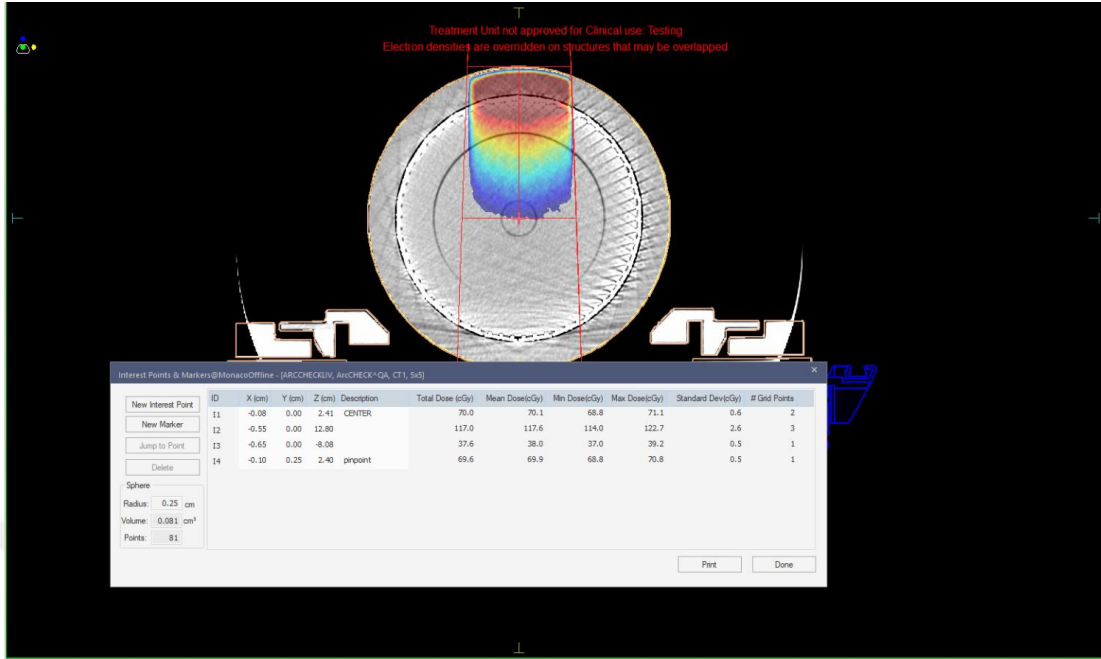


Resim 5.8.3 : Prostat tedavi planının ArcCHECK® üzerinde oluşturduğu doz dağılımı

Resim 5.8.3’de prostat planının ArcCHECK®’de doz dağılımı gözükmektedir. Bu doz haritası cihazın kalite kontrol programının arayüzünde kullanılması amacı ile tedavi planlama sisteminden dışarıya aktarılır. Ayrıca merkezi noktada okunan doz ilgili iyon odasının referans noktasına denk geldiği için oda daha sonra iyon odası değerlendirilmesi sırasında kullanılmak üzere not edilir.

- **İyon odası**

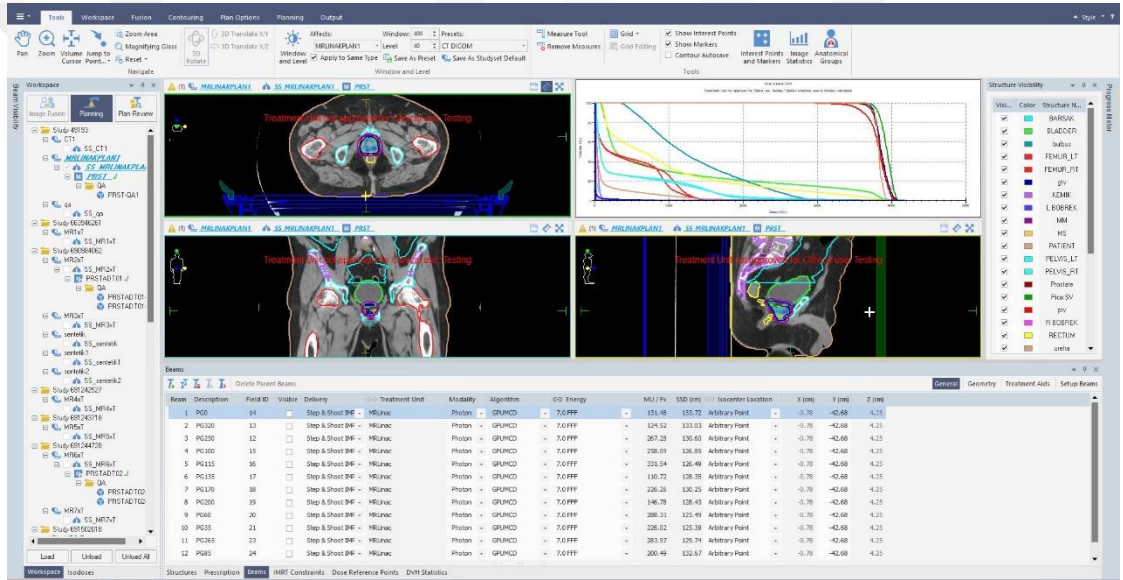
İyon odasının elektrometre yardımıyla çalışması, üzerine gelen radyasyonu coulomb değeri olarak yansıtan bir cihazdır. Bizim ölçüm sistemimizde eşmerkezde bulunan iyon odasını göreceli olarak doğru kalibre edip hasta tedavi planlarını ışınlarken doğru sonuca ulaşmamız gerekir. Bu işlem sırasıyla şu şekilde yapıldı. 10x10 alan 100MU tedavi planlama sisteminde hesaplatıldı. İyon odası referans noktası üzerinde oluşan Gy doz not edildi. Daha sonra cihazda ArcCHECK® kurulumu içerisinde iyon odası olacak şekilde yapıldı. Önceden tedavi planlama sisteminde hesaplatılan 10x10cm alan 100MU cihazda ışınlandı ve elektrometreden bir coulomb değeri elde edildi. Burada bilinen bir Gy değerinin iyon odası üzerinde ne kadar bir coulomb okuması yaptığı tespit edilmiş oldu. Daha sonra yapılan hasta tedavi planları değerlendirmelerinde, basit oran orantı yoluyla elektrometre okuması beklentisi belirlenmiştir.



Resim 5.8.4 : 100 MU 10x10cm alanın iyon odası referans noktasındaki doz okuması

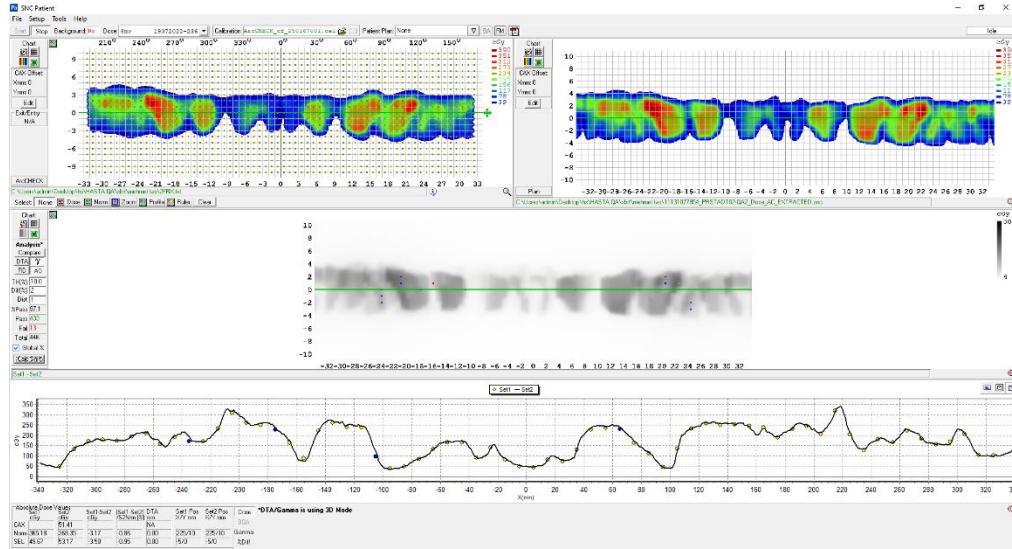
6. BULGULAR

Tedavi planları en az 12, plan doz sarımı ve kritik organ dozları uygun olmadığında daha fazla alan olmak üzere step-shoot IMRT tekniği ile yapılmıştır. ArcCHECK® ve iyon odası ışınlanması hipofraksiyone (70Gy/28fr) tedavi planları kalite kontrollerinde 8-10dk arası sürede ışınlandı. SBRT (36,25Gy/5fr) hasta grubunun kalite kontrol ışınlanması 11-15dk arası sürede ışınlandı. Bu sürelerin hastadan hastaya değişmesi, hasta anatomisine bağlı olarak planın istenilen değerlere ulaşmasına bağlıdır. Asgari bir plan elde etmek için daha fazla tedavi alanı dolayısıyla daha fazla süre, MU ve segment sayısı hesaba dahil olmaktadır.



Resim 6.1 : Referans planın tedavi planlama sistemindeki görünümü

Uygulanan tedavilerin kalite kontrolleri ArcCHECK® ekipmanının SNC Patient programı ile değerlendirildi. Bu değerlendirmeler hipofraksiyone hastalarda threshold10-%3-2mm gama analizi ile değerlendirildi. SBRT hastalarında ise threshold10-%2-1mm olarak değerlendirildi (resim 6.1).



Resim 6.2 : SNC ArcCHECK® değerlendirme programı

İki grup hastanın iyon odası ile nokta doz ölçüm sonuçları aşağıdaki gibidir.

Fark = $\%(\text{ölçüm-hesap})/\text{hesap}$ olarak hesaplanmıştır.

Hipofraksiyone hasta grubu ölçümlerini hf, SBRT hasta grubu ölçümlerini de sbrt diye adlandırdı.

Tablo 6.1 : İyon odası ile elde edilen sonuçların değerlendirmesi

Hasta Adı	10x10cm ref. alan cGY değeri	10x10cm ref. alan elektrometre okuması (nC)	Tedavi planının ref.noktası cGY okuması	Beklenen elektrometre okuması (nC)	Elektrometre Okuması (nC)	% fark
Hf1	71,3	278,7	197,6	772,38	786,1	1,77
Hf1	71,3	278,7	134	523,78	518,8	0,95
Hf1	71,3	278,7	141,2	551,92	565	2,36
Hf1	71,3	278,7	163,2	637,92	662,4	3,83
Hf1	71,3	278,7	148,4	580,07	578,9	0,2
Hf2	71,3	279	150,1	587,34	585,9	0,24
Hf2	71,3	279	212	829,56	814,4	1,82
Hf2	71,3	279	216,7	847,95	867	2,24
Hf2	71,3	279	140,9	551,34	540	2,05
Hf2	71,3	279	127,8	500,08	501,1	0,2

Hasta Adı	10x10cm ref. alan cGY değeri	10x10cm ref. alan elektrometre okuması (nC)	Tedavi planının ref.noktası cGY okuması	Beklenen elektrometre okuması (nC)	Elektrometre Okuması (nC)	% fark
Hf3	71,3	279	271	1060,43	1050	0,98
Hf3	71,3	279	245,5	960,65	977,2	1,72
Hf3	71,3	279	249,6	976,69	986	0,95
Hf3	71,3	279	259,7	1016,21	1027	1,06
Hf3	71,3	279	251,4	983,73	979	0,48
Hf4	71,3	279	12,4	48,52	48,77	0,51
Hf4	71,3	279	194,4	760,69	787,9	3,57
Hf4	71,3	279	248,6	972,78	1001	2,90
Hf4	71,3	279	20,7	81	84,5	4,32
Hf4	71,3	279	22,1	86,47	90,1	4,18
Hf5	71,3	274,4	154,3	593,82	601,6	1,30
Hf5	71,3	274,4	124,3	478,37	487,3	1,86
Hf5	71,3	274,4	90,3	347,52	357,2	2,78
Hf5	71,3	274,4	113,6	437,19	448,4	2,56
Hf5	71,3	274,4	94,1	362,14	366,3	1,14
Hf6	71,3	274,4	267,3	1028,71	1023	0,55
Hf6	71,3	274,4	266,9	1027,17	1026	0,11
Hf6	71,3	274,4	262,8	1011,39	1016	0,45
Hf6	71,3	274,4	268,7	1034,09	1042	0,76
Hf6	71,3	274,4	267,1	1027,91	1027	0,09
Hf7	71,3	274,4	243,9	938,65	945,9	0,77
Hf7	71,3	274,4	242,3	932,49	939	0,69
Hf7	71,3	274,4	251,9	969,44	970,5	0,1
Hf7	71,3	274,4	257,9	992,53	991	0,15
Hf7	71,3	274,4	248,6	956,74	953,1	0,38
Hf8	71,3	274,4	132,6	510,31	519	1,70

Hasta Adı	10x10cm ref. alan cGY değeri	10x10cm ref. alan elektrometre okuması (nC)	Tedavi planının ref.noktası cGY okuması	Beklenen elektrometre okuması (nC)	Elektrometre Okuması (nC)	% fark
Hf8	71,3	274,4	264,4	1017,55	1010	0,74
Hf8	71,3	274,4	264,7	1018,70	1010	0,85
Hf8	71,3	274,4	233,1	897,09	904	0,77
Hf8	71,3	274,4	266,4	1025,24	1019	0,60
Hf9	71,3	278,7	245,2	958,44	946,4	1,25
Hf9	71,3	278,7	232,5	908,80	934	2,77
Hf9	71,3	278,7	190,7	745,41	754,6	1,23
Hf9	71,3	278,7	236,9	926	932,1	0,65
Hf9	71,3	278,7	228,9	894,72	886,2	0,95
Hf10	71,3	278,7	253,8	992,06	1002,3	1,03
Hf10	71,3	278,7	249,6	975,64	965,2	1,07
Hf10	71,3	278,7	193,6	756,75	745,6	1,47
Hf10	71,3	278,7	247,1	965,87	987,2	2,20
Hf10	71,3	278,7	257,3	1005,74	990,2	1,54
Sbrt1	71,3	275,8	690	2669,03	2596,5	2,71
Sbrt1	71,3	275,8	670,8	2594,76	2562,2	1,25
Sbrt1	71,3	275,8	680,9	2633,83	2574	2,27
Sbrt1	71,3	275,8	591	2286,04	2248	1,66
Sbrt1	71,3	275,8	501,4	1939,49	1961	1,10
Sbrt2	71,3	275,8	660,1	2553,37	2526	1,07
Sbrt2	71,3	275,8	695,4	2689,92	2657	1,22
Sbrt2	71,3	275,8	658	2545,25	2501	1,73
Sbrt2	71,3	275,8	643,5	2489,16	2477	0,48
Sbrt2	71,3	275,8	693,3	2681,79	2679	0,10
Sbrt3	71,3	275,8	529,4	2047,80	2053	0,25
Sbrt3	71,3	275,8	601,5	2326,69	2287	1,70

Hasta Adı	10x10cm ref. alan cGY değeri	10x10cm ref. alan elektrometre okuması (nC)	Tedavi planının ref.noktası cGY okuması	Beklenen elektrometre okuması (nC)	Elektrometre Okuması (nC)	% fark
Sbrt3	71,3	275,8	627,7	2428,04	2379	2,01
Sbrt3	71,3	275,8	530,5	2052,06	2020	1,56
Sbrt3	71,3	275,8	359,2	1389,44	1420	2,19
Sbrt4	71,3	275,8	619,7	2397,10	2367	1,25
Sbrt4	71,3	275,8	565,6	2187,83	2201	0,6
Sbrt4	71,3	275,8	614,9	2378,53	2358	0,86
Sbrt4	71,3	276,7	541,1	2099,89	2123	1,10
Sbrt4	71,3	276,7	660,4	2562,87	2533	1,16
Sbrt5	71,3	276,2	585,2	2266,93	2245	0,96
Sbrt5	71,3	276,2	620,4	2403,28	2430	1,11
Sbrt5	71,3	276,2	590,7	2288,23	2278	0,44
Sbrt5	71,3	276,2	602,8	2335,11	2327	0,34
Sbrt5	71,3	276,2	614,1	2378,88	2354	1,04

İki grup hastanın ArcCHECK® kalite kontrol ekipmanı ile değerlendirme sonuçları aşağıdaki gibidir.

Tablo 6.2 : ArcCHECK® ile elde edilen sonuçlar

Hasta Adı	Gama analiz kriteri	Geçme oranı
Hf1	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf1	Threshold10-%3-2mm	99,9
Hf1	Threshold10-%3-2mm	99,9
Hf1	Threshold10-%3-2mm	99
Hf1	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf2	Threshold10-%3-2mm	99,3
Hf2	Threshold10-%3-2mm	99,6

Hasta Adı	Gama analiz kriteri	Geçme oranı
Hf2	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf2	Threshold10-%3-2mm	99,2
Hf2	Threshold10-%3-2mm	99,6
Hf3	Threshold10-%3-2mm	99,1
Hf3	Threshold10-%3-2mm	99,3
Hf3	Threshold10-%3-2mm	99,5
Hf3	Threshold10-%3-2mm	95,4
Hf3	Threshold10-%3-2mm	94,8
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,5
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,5
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,5
Hf4	Threshold10-%3-2mm	99,5
Hf5	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf5	Threshold10-%3-2mm	100
Hf5	Threshold10-%3-2mm	100
Hf5	Threshold10-%3-2mm	100
Hf5	Threshold10-%3-2mm	100
Hf6	Threshold10-%3-2mm	100
Hf6	Threshold10-%3-2mm	100
Hf6	Threshold10-%3-2mm	100
Hf6	Threshold10-%3-2mm	100
Hf6	Threshold10-%3-2mm	100
Hf7	Threshold10-%3-2mm	100
Hf7	Threshold10-%3-2mm	100
Hf7	Threshold10-%3-2mm	100
Hf7	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf7	Threshold10-%3-2mm	100
Hf8	Threshold10-%3-2mm	100
Hf8	Threshold10-%3-2mm	99,8

Hasta Adı	Gama analiz kriteri	Geçme oranı
Hf8	Threshold10-%3-2mm	100
Hf8	Threshold10-%3-2mm	100
Hf8	Threshold10-%3-2mm	100
Hf9	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf9	Threshold10-%3-2mm	100
Hf9	Threshold10-%3-2mm	98,6
Hf9	Threshold10-%3-2mm	99,2
Hf9	Threshold10-%3-2mm	100
Hf10	Threshold10-%3-2mm	100
Hf10	Threshold10-%3-2mm	99,6
Hf10	Threshold10-%3-2mm	99,8
Hf10	Threshold10-%3-2mm	97,6
Hf10	Threshold10-%3-2mm	98,8
Sbrt1	Threshold10-%2-1mm	98,4
Sbrt1	Threshold10-%2-1mm	97,1
Sbrt1	Threshold10-%2-1mm	94,2
Sbrt1	Threshold10-%2-1mm	93,5
Sbrt1	Threshold10-%2-1mm	94,2
Sbrt2	Threshold10-%2-1mm	95,9
Sbrt2	Threshold10-%2-1mm	94,8
Sbrt2	Threshold10-%2-1mm	95,4
Sbrt2	Threshold10-%2-1mm	95,6
Sbrt2	Threshold10-%2-1mm	95,3
Sbrt3	Threshold10-%2-1mm	95,4
Sbrt3	Threshold10-%2-1mm	96
Sbrt3	Threshold10-%2-1mm	95,8
Sbrt3	Threshold10-%2-1mm	95,5
Sbrt3	Threshold10-%2-1mm	95,1
Sbrt4	Threshold10-%2-1mm	95,7
Sbrt4	Threshold10-%2-1mm	96,3

Hasta Adı	Gama analiz kriteri	Geçme oranı
Sbrt4	Threshold10-%2-1mm	96,5
Sbrt4	Threshold10-%2-1mm	94,6
Sbrt4	Threshold10-%2-1mm	92,6
Sbrt5	Threshold10-%2-1mm	95,6
Sbrt5	Threshold10-%2-1mm	96,4
Sbrt5	Threshold10-%2-1mm	94,7
Sbrt5	Threshold10-%2-1mm	97
Sbrt5	Threshold10-%2-1mm	95,3

İyon odası ile bulunan yüzde farklar SPSS programında kullanılmak için 100'den çıkarıldı. Böylelikle hem ArcCHECK® hemde iyon odası plan değerlendirmeleri 100'de kaç ile geçtiği bulundu.

Tablo 6.3 : ArcCHECK® ve iyon odasından elde edilen sonuçların detaylı raporu

Report

tedavi		ic	ac
hf	Mean	98,6232	99,4980
	N	50	50
	Std. Deviation	1,08548	1,01750
	Minimum	95,68	94,80
	Maximum	99,91	100,00
sbrt	Mean	98,7936	95,4760
	N	25	25
	Std. Deviation	,66116	1,19383
	Minimum	97,29	92,60
	Maximum	99,90	98,40
Total	Mean	98,6800	98,1573
	N	75	75
	Std. Deviation	,96359	2,18886
	Minimum	95,68	92,60
	Maximum	99,91	100,00

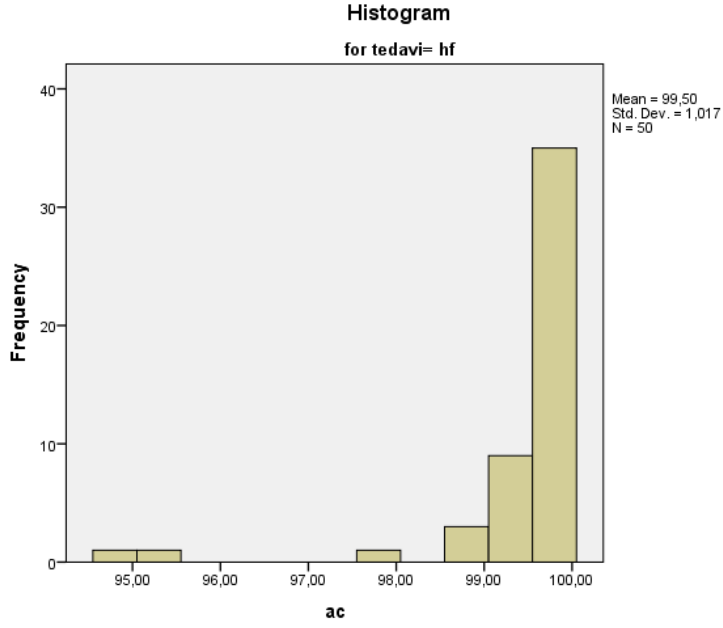
ic = İyon odası

ac = ArcCHECK®

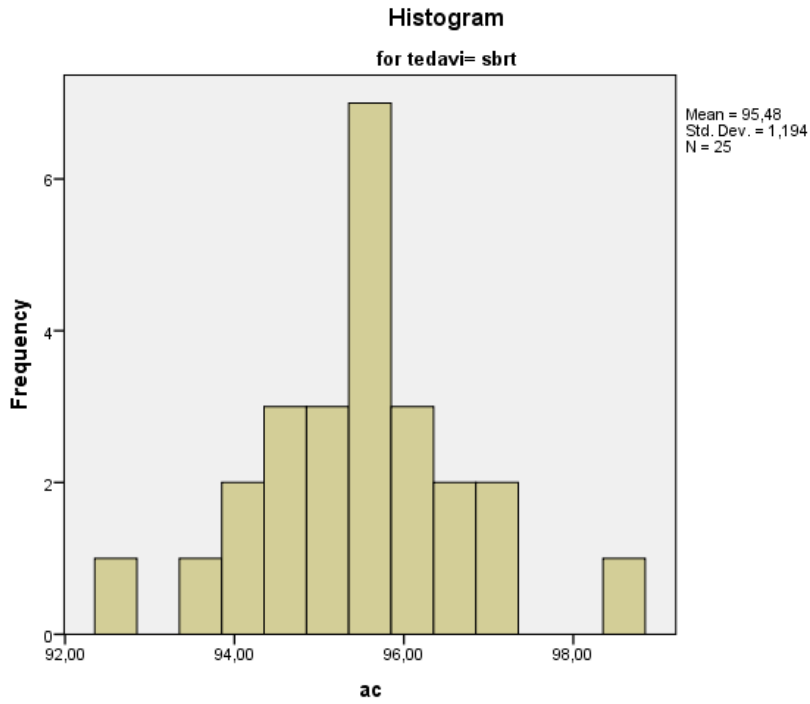
hf = hipofraksiyone

sbrt = stereotaktik vücut ışınlanması

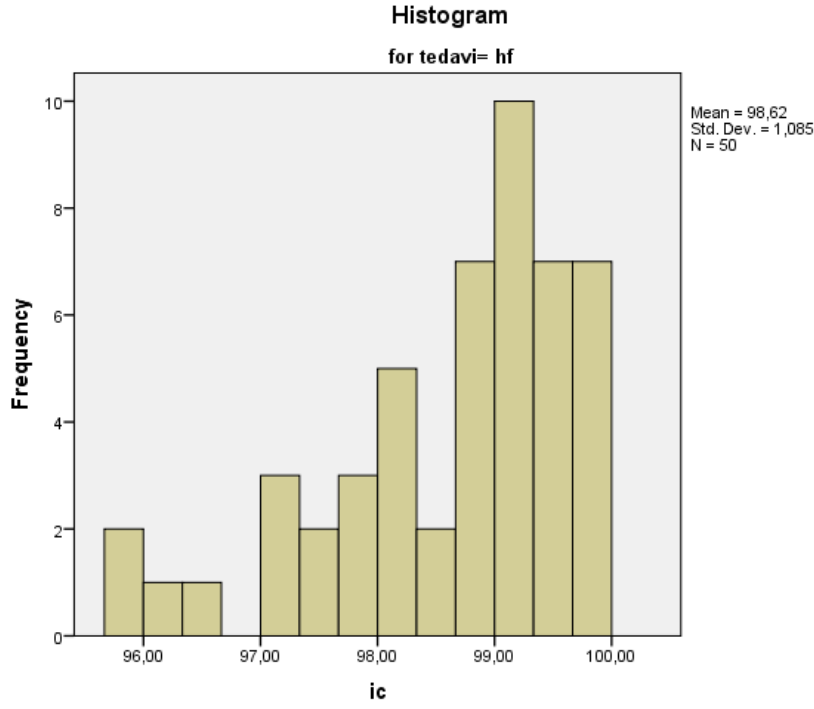
Tablo 6.4 : Hipofraksiyone hasta grubunun ArcCHECK® sonuçları bar grafik dağılımı



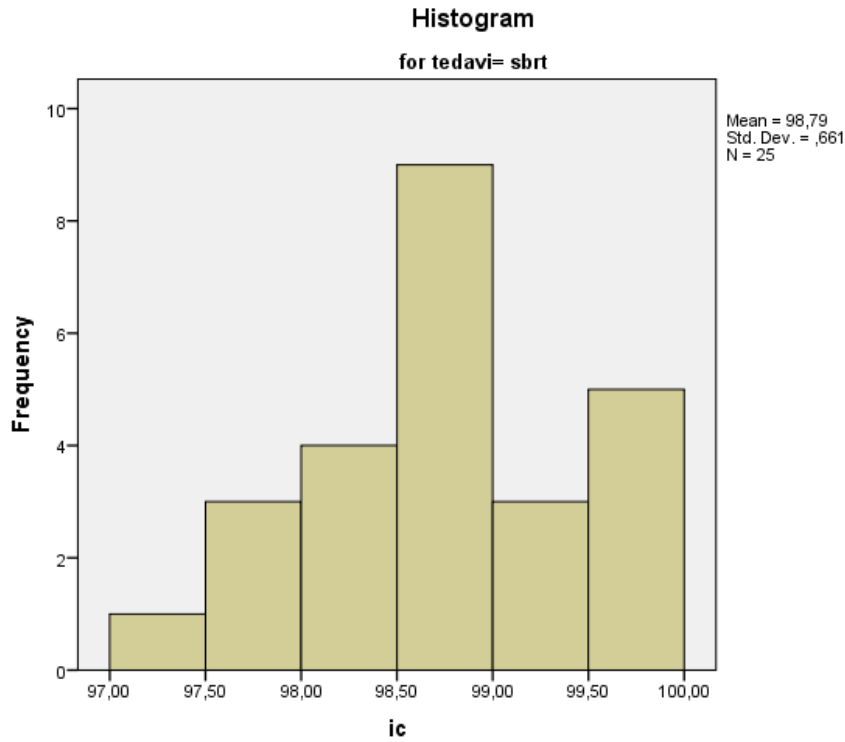
Tablo 6.5 : Sbrt hasta grubunun ArcCHECK® sonuçları bar grafik dağılımı



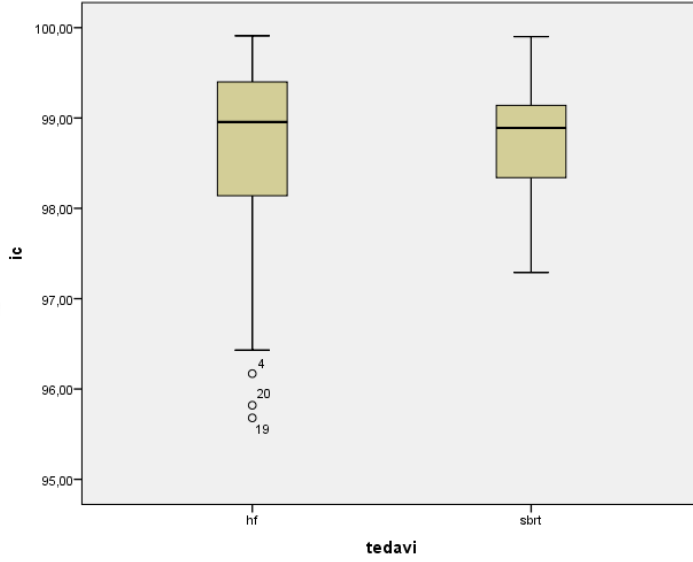
Tablo 6.6 : Hipofraksiyone hasta grubunun iyon odası sonuçları bar grafik dağılımı



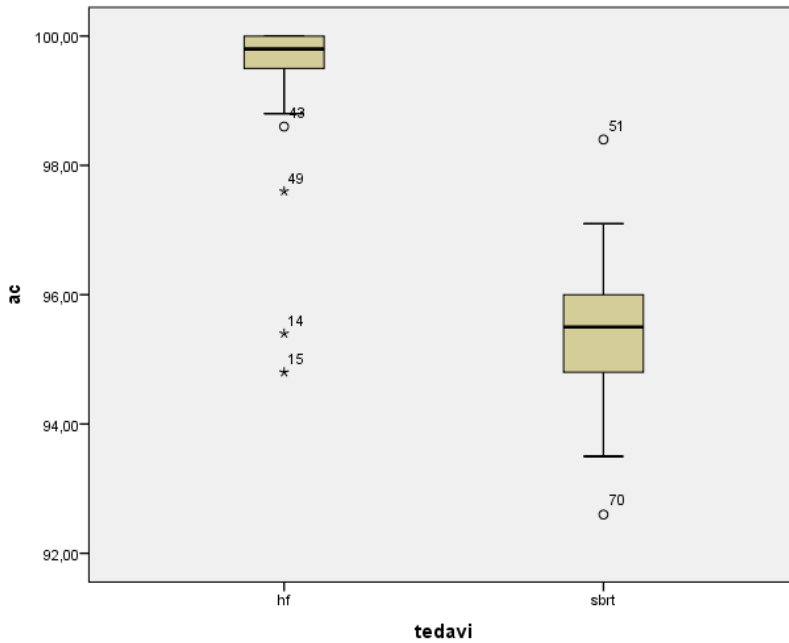
Tablo 6.7 : Sbrt hasta grubunun iyon odası sonuçları grafik dağılımı



Tablo 6.8 : İyon odası ile alınan ölçümlerin %95 ağırlıkla dağılım yaptığı bölgeleri gösteren grafik



Tablo 6.9 : ArcCHECK® ile alınan ölçümlerin %95 ağırlıkla dağılım yaptığı bölgeleri gösteren grafik



7. TARTIŞMA

Radyoterapi zaman içerisinde gelişen teknolojiyle birlikte farklı kontrol mekanizmalarını da gündeme getirmiştir. İlk zamanlarda aktivitesi bilinen bir radyasyon kaynağı ile istenilen derinliğe ışınlatma yapılabilmesi basit tablolar ve hesaplamalar yapılması gerekiyordu. Işınlatma yaparken hedefi ıskalamamak adına fazla marj verilerek ışınlanır, sağlam dokular ile fazla radyasyon teması gerçekleşirdi. Görüntüleme, konvansiyonel simülatörden bilgisayarlı tomografiye geçip, tedavi öncesi günlük pozisyon doğrulamaya geçince hedef marjları düşük tutulmaya başlandı.

Klinik olarak radyoterapi cihazının görüntüleme biriminin güvenilirliği, cihazın mekanik ve dozimetrik sınırlar dahilinde olması uygulanan radyoterapinin dozlarını ve pvt oluştururken oluşturulan klinik marjı etkiler. Yüksek dozda radyoterapi uygulanabilmesi, kısa mesafede hızlı doz düşüşü sağlanması için hesaplama algoritması ve ışın şekillendirici birimin uygun olması gerekir.

Bu çalışmanın amacı MR-linakta tedaviye giren prostat kanseri hastalarının tedavi planlarının doğrulanmasıdır. Bu çalışma hem ArcCHECK® değerlendirme sonucunu, hemde içerisine yerleştirilen iyon odasının planlama ve elektrometre karşılaştırmasını el hesabı yaparak kontrol etmiştir. İyon odası ArcCHECK® merkezine yerleştirildiğinde, sistemin kontrol mekanizmasından bağımsız, ArcCHECK®'i homojen bir fantom gibi kullanarak doz okuması alındı. Işınlatmalar ArcCHECK® ve iyon odası için tek seferde yapıldı. ArcCHECK® ölçümü tedavi planlama sisteminden doz haritası değerlendirmek için alındı ve değerlendirildi. İyon odası değerlendirmesi için ise referans noktasına düşen dozlar ilgili planlar için ayrı ayrı not edildi ve değerlendirildi.

Mr-linak MR görüntüleme sistemi ve linak radyasyon üreten sistemden oluşan bir cihazdır. Klasik radyoterapi cihazlarından farklı olarak tedavi cihazı manyetik alan içerisindedir. Bu manyetik alana giren yüklü parçacığa lorentz force etki eder ve buda parçacığın izlediği yolu değiştirir. Bu manyetik alan içerisindeki etkinin radyasyon etkileşimini modelleme işlemi, beam data collection kısmında ilgili markanın mühendisleri ve medikal fizik uzmanları tarafından yapılır ve tedavi planlama sistemine aktarılır.

B. Yang ve arkadaşları 1.5 tesla MR-linak cihazında 24 hasta ve toplam 189 tedavi planının kalite kontrol ölçümlerini yapmıştır. Burada offline onaylanan planın ArcCHECK® ve merkezine yerleştirilen iyon odası kalite kontrol sonuçları ile online onaylanan planların radcalc nokta doz hesaplama sonuçları karşılaştırılmıştır. Ortalama gama geçme oranları ArcCHECK® için th10,%3,3mm 99.6 ±0.7%, th10,%2,2mm 96.8 ±4% raporlanmıştır. Online planlama kalite kontrol programı ile uyumlu sonuçlar bulunmuştur. İyon odası ile alınan ölçümler %5 sapma kriterleri içerisinde bulunmuştur. Sonuç olarak MR uyumlu ArcCHECK® sistemi bütün hesaplamalarıyla iyi kurulmuş ve uygulanmış, bir yıllık hasta grubunda tedavi planlama sisteminden gelen kalite kontrol verileri ile uygulanan tedavilerin kalite kontrolleri uyumlu olarak bulunmuştur (42). B. Yang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma hasta tedavi planlarının sonuçları ve online planlamada kullanılan radcalc programının sonuçlarının karşılaştırılması üzerinedir. Bu çalışmanın bir kısmında, MR-linak cihazında alınan ArcCHECK® kalite kontrol sonuçlarında yer verilmiştir. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla uyumludur.

Rajesh Thiyagarajana ve arkadaşları Varian® marka clinac ix cihazında ArcCHECK®'in performans testini yapmıştır. Burada hasta planı olarak VMAT planları seçilmiştir. Hasta tedavi planlarını değerlendirme işlemine geçmeden önce cc13s IBA® marka iyon odasının alan boyutu, doz hızı bağımlılığı ve lineerite testleri yapılmıştır. Bizim çalışmamızda olduğu gibi merkezine iyon odası yerleştirilmiştir. 6 başboyun, 2 özofagus, 2 pelvis, 1 abdomen ve 1 meme hastasının tedavi planlarının hem ArcCHECK® kalite kontrolü hemde merkezde bulunan iyon odası doz farkı sonuçları değerlendirilmiştir. Gama analiz sonuçları %3, 3mm ortalama %98,53 bulunmuştur. Tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz ile iyon odası okumaları arasındaki fark ortalama değeri %0.5 bulunmuştur. İstatistiksel olarak tedavi planlama sisteminde hesaplanan ve ölçümde bulunan değerler ArcCHECK®'in rutinde kalite kontrolde kullanılabileceğini göstermiştir(43). Rajesh Thiyagarajana ve arkadaşları klasik bir linakta yapılan çalışmanın sonuçlarını değerlendirmiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi ArcCHECK® sonuçları ve iyon odası okuma farkları ortaya konmuştur. Sonuçlar çalışmamızdaki ile uyumludur.

Yuqing Xia ve arkadaşlarının TG-218 aksiyon limitlerinin uygulanmasıyla ilgili srs ve sbtr planlarının tedavi öncesi hasta bazlı kalite kontrol çalışması bulunmaktadır(44). Bu çalışmada 4 farklı kalite kontrol ekipmanı değerlendirilmiştir. Bunlar Delta4®, Varian® portal dozimetri, ArcCHECK® ve srsMAPCHECK®'tir. Delta4 ekipmanının 1069 tane p-type diyod dedektörü bulunmaktadır ve 22cm çapındadır. Dedektörlerin olmadığı yerde 3 boyutlu olarak dozu interpolate edip öyle değerlendirme yapmaktadır. SrsMAPCHECK® cihazı 77mmx77mm alan içerisinde 1013 adet dedektör bulundurmaktadır. ArcCHECK®'te 1368 dedektörü bulunmaktadır ve dedektörler arası mesafe 1cm'dir.

Tablo 7.1'den de anlaşılacağı gibi dedektör mesafesi az, çözünürlüğü yüksek olan kalite kontrol ekipmanı (srsMAPCHECK®) değerlendirme kriteri yüksek olan srs, sbtr koşullarında çok iyi sonuç vermiştir. Aynı şartlar altında diğer ekipmanlarda %90 gama geçme oranının altında kalıp olumsuz sonuç verme durumları olmuştur. Sonuç olarak çalışmanın sonuç kısmında ArcCHECK® cihazında, srs, sbtr değerlendirmelerinde %3-2mm gama analizini öneriyor.

Srs, sbtr değerlendirmelerinde daha çok küçük hacimli hedefler için daha az sayıda ölçüm noktası oluşturur. Hızlı doz düşüşü olan bölgelerde ölçüm noktası azlığı, yüzdesel olarak bakıldığında o noktalarda değerlendirme başarısızlığa neden oluyor. Kalite kontrol ekipmanı uygun dedektör aralığına sahip değilse kısa mesafede yüksek doz düşüşü okumalarını yapamayacak geçme oranında bir düşüşe neden olacaktır. Yuqing Xia ve arkadaşlarının yaptığı çalışma gösteriyorki yüksek çözünürlüklü ekipmanın (srsMAPCHECK) gama analizi oranları daha yüksek sonuç veriyor. Aynı ışınlama ArcCHECK®'e yapıldığında, dedektör yapısı srs, sbtr değerlendirme kriterine yeterli olmadığından dolayı düşük oranlarda sonuç veriyor.

Tablo 7.1 : 4 cihazın %90 gama geçme oranı altında kalma durumlarını gösteren tablo. İlgili ışınlamalarda kalma oranları da parantez içerisinde belirtilmiştir.

QA device	Technique	Site	4% 1mm	3% 3mm	3% 2mm	3% 1mm	2% 1mm	1% 1mm
Delta4	VMAT	Single intracranial target	96.88 (0%)	98.81 (0%)	98.06 (0%)	93.64 (0%)	88.50 (8.30%)	
	VMAT	Multiple intracranial targets	98.00 (0%)	98.62 (0%)	97.78 (0%)	97.12 (0%)	93.12 (0%)	
	VMAT	Liver	90.99 (0%)	87.69 (0%)	85.52 (8%)	81.36 (12%)	65.76 (32%)	
	VMAT	Lung	94.06 (0%)	89.48 (0%)	88.80 (0%)	86.09 (0%)	66.69 (31%)	
	VMAT	Spine	87.64 (0%)	89.92 (0%)	85.36 (4%)	78.31 (20%)	64.49 (24%)	
	VMAT	Combined Liver, Lung, & Spine	90.27 (0%)	89.02 (0%)	86.30 (5%)	81.19 (12%)	65.98 (29%)	
	IMRT(FFF)	Extracranial targets	93.00 (0%)	93.71 (0%)	93.44 (0%)	92.01 (0%)	81.24 (4.40%)	
Portal Dosimetry	IMRT (non-FFF photons)	Single intracranial target	99.58 (0.61%)	99.23 (1.20%)	99.24 (0.61%)	98.68 (3.68%)	96.67 (30.60%)	
	IMRT (non-FFF photons)	Extracranial targets	95.91 (0%)	95.11 (0%)	94.58 (0%)	90.14 (3.68%)	76.57 (15.44%)	
ArcCHECK	VMAT	Single intracranial target	89.64 (0%)	98.05 (0%)	97.34 (0%)	87.45 (4%)	77.88 (24%)	
	VMAT	Multiple intracranial targets	93.30 (0%)	98.01 (0%)	96.59 (0%)	90.08 (4%)	77.30 (16%)	
SRS MapCHECK	VMAT	Multiple intracranial targets			99.02 (0%)	97.97 (0%)	95.92 (0%)	89.54 (5%)

8. SONUÇ

Tedavi planlama sistemi algoritması, cihaz modellemesi gibi faktörler ne kadar önemli ise tedavi planı kalite kontrol cihazı kurulumu o kadar önemlidir. Cihazın tedavi planlama sistemine tanıtılması, doğru kordinata yerleştirilmesi, doğru elektron yoğunluğu ataması yapılması ve farklı elektron yoğunluğuna sahip cihaz taşıyıcı platformun elektron yoğunluğunun ataması yapılması son derece önemlidir. Uygun olmayan elektron yoğunlukları ortam içerisinde radyasyonun yayılımını doğru bir şekilde dedektörlere yansıtamaz ve doz haritası ile ışınlama sonuçları arasında farklılık oluşur. Aynı şekilde kalite kontrol ekipmanının merkezi ile tedavi cihazının eş-merkezi birbirine denk gelecek şekilde hem cihazda ışınlama yaparken hemde tedavi planlama sisteminde koordinat olarak yerleştirilmesi gerekir. Bu konular değerlendirme kriteri çok sert olan durumlarda önem arz etmektedir. Th10, %2, 1mm gibi bir sbtr kriterinde, dedektörler arası mesafenin 1cm olduğu bir cihazda kurulumun iyi olması gerekir. Mekanik olarak doğru konumlandırma önem arz etmektedir. Hızlı doz düşüşü bölgelerinde, doz okumaları ilgili dedektörlerin üzerine denk gelmediği zaman plan değerlendirmesi o noktalarda hata verebilir. Özellikle sbtr plan değerlendirmelerinde tedavi planlama sisteminden gelen haritayı programa yüklerken x, y, z düzleminde 0.1mm kaydırma verebileceğiniz hassasiyette bir menü belirlemektedir. Bu komple doz haritası 0.1mm hassasiyette istenildiği yönde kaydırmaya yarar. Eğer düşük geçen bir plan bu düzenleme ile değeri yükseliyorsa menüde ki auto calc shift fonksiyonu yetersiz kaldığı içindir.

Çalışmamızda 10 hipofraksiyone ve 5 sbtr olmak üzere prostat hastası gurubundan toplam 75 ArcCHECK® ve iyon odasından elde edilen sonuçlar yer almaktadır. Çalışmanın sonucuna göre hipofraksiyone hasta grubunun tedavi planlarının kalite kontrolünün ArcCHECK® ile yapıldığında th10, %3, 2mm ve sbtr hasta grubunun th10, %2, 1mm kriterlerinde değerlendirilmesi uygun bulunmuştur. Sbrt plan değerlendirmesi yaparken th10, %2, 1mm ArcCHECK® için sert bir değerlendirme kriteridir. Dedektörler arası mesafenin 1cm olduğu düşünüldüğünde ve uyum mesafesinin 1mm hassasiyeti olan değerlendirme kriterinde cihazın verdiği sonuçlar her 1mm'de bir olan dedektör okumalarından değil, 1cm'de bir olan

dedektör okumalarından interpolasyon yöntemi ile doz dağılım şeması haritalandırılıp değerlendirilir. Hızlı doz düşüşü bölgelerinde dedektörler arası mesafenin 1cm olmasından dolayı istenilen performansı sergileyemez ve o noktalarda hata verir. Yuqing Xia ve arkadaşlarının yaptığı çalışma gösteriyorki yüksek dedektör çözünürlüğüne sahip srsMAPCHECK® aynı ışınlama değerlendirme sonucunu daha yüksek bir geçme oranı veriyor. Bizim çalışmamızdaki sbirt hasta gurubunun ortalama ArcCHECK® değerlendirme sonucu th10, %2, 1mm 95.47, en düşük sonuç ise 92.6'dır. Geçme oranı %95 ve üstü kabul edildiğinde elde ettiğimiz ortalama değer uygundur.

Hipofraksiyone hasta gurubunun ortalama ArcCHECK® değerlendirme sonucu th10, %3, 2mm 99.49 en düşük 94.8'dir. Geçme oranı %95 ve üstü kabul edildiğinde elde ettiğimiz ortalama değer uygundur.

İyon odası ile alınan sonuçlarda bağımsız bir kontrol sistemi olarak değerlendirilmiştir. Nokta doz bakıldığı için planın uygunluğunu sadece basit şekilde fikir sahibi olmak adına değerlendirmeye sokabilir. Ölçümü yapılan hipofraksiyone ve sbirt hasta gurubunda iyon odası ölçüm sonuçları ortalaması 98.68'dir. %95 üstünde uygun olarak kabul edilmiştir. Cihaz modellemesi ise hem merkezi hatta iyon odasının bulunduğu noktada hem de dış dedektörlerin bulunduğu kısımda iyi çalışmış, farklı noktalarda manyetik alan etkisi olsa dahi doğru doz dağılımını yansıtmıştır.

Kullanılan ekipmanın özelliklerini bilmek, uygun şartlarda kurulumunu yapmak, alınan sonuçların uygunluğunu değerlendirmek adına yapılan çalışmaları araştırmak ve kullanımını öyle yapmak gerekir. Bizim çalışmamız tartışma kısmında bahsedilen çalışmalarla uyumlu bulunmuştur.

9. KAYNAKLAR

1. Chao, C.K.S., Perez., C.A., Brady, L.W., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Gemici, C., Mayadağlı, A., Parlak, C., Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 5-7,112-521 (2004).
2. Perez, C.A., Brady, L.W., “Principles and practice of radiation oncology 2nd ed.”, J.B. Lippincott Ed, Londra, 69-84 (1991)
3. [Uzal C., “Kanserde Işınlama Teknikleri”, Öncü Ltd., Ankara, 1-2, 7-9, 13-25, 40-42 (1995)
4. Hossfeld, D.K., Sherman, C.D., Love, R.R., Bosch, F.X. , “Manual of clinical oncology 5nd ed.”, UICC, Cenevre, 8-10(1990)
5. Mazon, J.J., Locoche, T., Maugis, A., “Techniques d’irradiation des cancers”, Vigot, Paris, 206-211(1994)
6. Horoz R. (2006). Prostat Kanseri Tanısında Prostat Masajı Sonrası PSA Dinamiğinin Diagnostik Değeri, Uzmanlık tezi, Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul
7. Tanagho, E.A. (1992). Anatomy of the lower urinary tract. Walsh, P.C., Retik, A.B., Stamey, T.A. ve Vaughan, E.D.(Ed.). Campbell's Urology (s. 40- 69). Philadelphia: W.B. Saunders Co.
8. Tanagho, E.A. (1995). Anatomy of the genitourinary tract. Tanagho, T.A., McAninch, J.E. (Ed.). Smith's General Urology (s. 1-16). Nonvalk: Appleton & Lange
9. Hinman, F. (1993). Atlas of Urosurgical Anatomy, Philadelphia: W.B Saunders Co.
10. Prostat Kanseri. (t.y). Erişim: 24.01.2009
[http://www.akdeniz.edu.tr/tip/web/eng/ders form/UROLOJI/pkanser.htm](http://www.akdeniz.edu.tr/tip/web/eng/ders_form/UROLOJI/pkanser.htm)
11. Carter, B.S., Beaty, T.H., Bova, G.S. (1993). Hereditary prostate cancer epidemiologic and clinical features. J Urol., 150, 797-802.
12. Begun, F.P. (1993). Epidemiology and natural history of prostate cancer. Lepor, H., Lawson, R.K. (Ed.). Prostate Disease (s. 257-268). Philadelphia: WB Saunders Company.
13. Dalsuna, S. (2007). Prostat Kanseri Tedavisinde Konvansiyonel ve Konformal

Radyoterapi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.

14. Doll, R. (1980). The Epidemiology of Cancer. *Cancer*, 2475- 2485.

15. Dobbs, J., Barrett, A. ve Ash, D. (1999). *Practical Radiotherapy Planning Third Edition* (s. 271- 280). London: Arnold.

16. (Benedict S.H., Yenice K.M., Followill D., Galvin J.M., Hinson W., Kavanagh ve ark. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group101. *Med. Phys.* 2010; 37: 4078-4101.)

17. (Bucci M.K., Bevan A., Roach M. Advances in radiation therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D and Beyond, *CA Cancer J Clin* 2005; 55-117-134, American Cancer Society, 2005.

18. *Conventional 2D Treatment Planning / 3D Treatment Planning*, Washington University in St. Louis School of Medicine, Department of Radiation Oncology, [online]..... radonc.wustly.edu/pdf/2d3d.pdf).

19. (Khan F.M. *The physics of radiation therapy*. USA: Wolters Kluwer| Lippincott William&Wilkins, 2012.

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

21. (Podgorsak E B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and students*. Vienna, Australia: IAEA, 2005.

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

23. (Williams J.R., Thwaites D.I. *Radiation Therapy Physics in Practice*. Oxford University Press,2000.

24. (Journal of the ICRU, volume 10 no 1, ICRU Report 83, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), UK, 2010.)

25. (Taylor A., Powell M.E. Intensity modulated radiotherapy-what is it?. Cancer Imaging. 2004; 4(2): 68-73.).
26. (Craft D., McQuaid D., Wala J., Chen W., Salari E., Bortfeld T. Multicriteria VMAT optimization. Med. Phys. 2004: vol.39: 68.).
27. Khan F.M. The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010
28. Ma C.M, Li J.S, Deng J, Fan J. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for Cyberknife Treatment Planning. Journal of Physics. 2008; 102 (1):
29. Low DA, Dempsey JF, (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method.
30. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. 'A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.' Med Phys 25.1998; 5: 656-661.
31. GE Discovery 750 HD product description paper (<https://www.gehealthcare.com/courses/discovery-ct750-hd>)
32. Detectors for ionizing radiation including codes of practice paper. (<https://www.ptwdosimetry.com/en/support/downloads/?type=3451&downloadfile=1503&cHash=390ad915264205500518c46e0bb18874>)
33. ArcCHECK[®] the benchmark for 3D pre-treatment qa paper. (https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/ArcCHECK_3DVH_041122.pdf)
34. PTW UNIDOS WEBLINE brochure (<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/unidos-webline/?type=3451&downloadfile=1593&cHash=6096ddc2949f8baf5d556e931e6c865>)
35. (<https://tr.wikipedia.org/wiki/SPSS>)
36. Elekta Unity for Magnetic Resonance Radiation Therapy (MR/RT) White Paper
37. Commissioning measurements on an Elekta Unity MR-Linac (<https://doi.org/10.1007/s13246-022-01113-7>)
38. Unity physics training introduction to the couch

39. Küçük T. (2018). Montecarlo Algoritması Kullanılan Tedavi Planlama Sisteminde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi İle Tüm Kemik İliği Işınlaması, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir
40. Randomized Phase III Noninferiority Study Comparing Two Radiotherapy Fractionation Schedules in Patients With Low-Risk Prostate Cancer
41. Intensity-modulated fractionated radiotherapy versus stereotactic body radiotherapy for prostate cancer (PACE-B): acute toxicity findings from an international, randomised, open-label, phase 3, non-inferiority trial
42. Initial clinical experience of patient-specific QA of treatment delivery in online adaptive radiotherapy using a 1.5 T MR-Linac DOI: [10.1088/2057-1976/abfa80](https://doi.org/10.1088/2057-1976/abfa80)
43. Analyzing the performance of ArcCHECK diodearray detector for VMAT (<https://doi.org/10.1016/j.rpor.2015.10.004>)
44. Application of TG-218 action limits to SRS and SBRT pre-treatment patient specific QA
45. Clinical utility of a 1.5 T magnetic resonance imagingguided linear accelerator during conventionally fractionated and hypofractionated prostate cancer radiotherapy.