



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BAŞ BOYUN KANSERLİ HASTALARDA TEDAVİ  
PLANLAMALARININ ÜÇ BOYUTLU GAMA ANALİZİ**

Büşra TAVLI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK  
LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN Prof. Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL – 2018





T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BAŞ BOYUN KANSERLİ HASTALARDA TEDAVİ  
PLANLAMALARININ ÜÇ BOYUTLU GAMA ANALİZİ**

Büşra TAVLI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK  
LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN Prof. Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL – 2018

## TEZ ONAYI

Anabilim Dalı: Radyasyon Onkolojisi.

Program: Sağlık Fiziği.

Tez Başlığı: Baş Boyun Kanserli Hastalarda Tedavi Planlamalarının Üç Boyutlu Gama Analizi.

Öğrencinin Adı-Soyadı: Büşra Tavlı.

Savunma Sınav Tarihi: 22 / 06 / 2018

Bu tez çalışması jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir

Jüri Başkanı	Ünvanı, Adı-Soyadı Kurumu	İmza
Tez Danışmanı	Ünvanı, Adı-Soyadı Kurumu	İmza
Üye	Ünvanı, Adı-Soyadı Kurumu	İmza
Üye	Ünvanı, Adı-Soyadı Kurumu	İmza
Üye	Ünvanı, Adı-Soyadı Kurumu	İmza

Acıbadem Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca bu tez yukarıdaki jüri tarafından onaylanmış ve Sağlık Bilimleri Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

İmza

Prof. Dr. Uğur Özbek Enstitü Müdürü

## **BEYAN**

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

21/05/2018

Büşra TAVLI

## İTHAF

Kendi ayakları üzerinde durabilen bir birey olarak beni yetiştiren canım babam  
Ramazan Tavlı' ya ithaf ediyorum.



## TEŞEKKÜR

Deneyimleriyle beni yönlendiren ve tez çalışmamın her anında beni destekleyen değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Meltem SERİN'e

Yüksek lisans eğitimimin boyunca bilgi ve tecrübelerini bize aktaran ve yardımlarını hiçbir zaman bizden esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a, Doç. Dr. Banu ATALAR'a, Sayın Öğr.Gör. Bülent YAPICI'ya, Sayın Fizik Yüksek Müh. Gökhan AYDIN'a ve Dr. Bilgehan ŞAHİN'e;

Tez çalışmam sürecinde daima ilgi ve alakasını bana gösteren, değerli hocam Sayın Fizik Yüksek Müh. Emine Burçin İSPİR'e

Yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman beni destekleyen, bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, mesleki kariyerimde ileri görüşlülüğü ile bakış açımı ve kendimi geliştirmemde rol model olan, bu yolda kendime güvenmememi sağlayarak yol gösteren, meşguliyetlerine rağmen değerli zamanını bana ayıran ve tezimle ilgili gerek deneyimleri gerek öngörülerini benimle paylaşan değerli hocam Sayın Öğr.Gör. Görkem GÜNGÖR'e

Hayatımın her anında yanımda olan kıymetli ailem canım annem babam Nihal-Ramazan TAVLI ve canım kardeşim Ahmet Burak TAVLI'ya

Son olarak yüksek lisans eğitimim süresince hem teknik bilgisini hem de sabrını hem de desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen hayat arkadaşım Samet ASLAN'a

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

<b>TEZ ONAYI</b> .....	<b>4</b>
<b>BEYAN</b> .....	<b>iii</b>
<b>İTHAF</b> .....	<b>iv</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>v</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>vi</b>
<b>KISALTMALAR LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>ŞEKİLER DİZİNİ</b> .....	<b>x</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>xi</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>1</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>3</b>
<b>GİRİŞ</b> .....	<b>5</b>
<b>1. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>6</b>
1.1. Nazofarenks Kanseri .....	6
1.1.1. Nazofarenks Kanseri Tedavisinde Hedef Hacimler.....	6
1.1.2. Nazofarenks Kanseri Tedavisindeki Kritik Organlar .....	8
1.2. Nazofarenks Kanselerinde Radyoterapi .....	9
1.2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi .....	9
1.2.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) .....	10
1.2.3. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (YAAT).....	10
1.3. Tedavi Planlarının Kalite Kontrolü ve Sistemi .....	11
1.3.1. Kalite Kontrol Sistemleri .....	11
1.3.2. Gama Analizi .....	12
<b>2. MATERYAL</b> .....	<b>17</b>
2.1. Hasta Tipi ve Seçimi .....	17
2.2. Varian Truebeam Linear Hızlandırıcı .....	17
2.3. Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi .....	18
2.4. Analitik Anizotropik Algoritma (AAA).....	18
2.4.1. Doz Hesaplama Algoritması .....	21
2.5. Homojenite İndeks .....	21
2.6. ArcCHECK™ .....	22
2.7. 3DVH™ Programı .....	25

<b>3. METOT</b> .....	<b>28</b>
3.1. Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler .....	28
3.2. Tedavi Planların Değerlendirilmesi .....	29
3.3. ArcCHECK™ Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması .....	31
<b>4. BULGULAR</b> .....	<b>34</b>
<b>5. TARTIŞMA</b> .....	<b>59</b>
<b>6. SONUÇ</b> .....	<b>62</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b> .....	<b>64</b>



## KISALTMALAR LİSTESİ

AAA: Anizotropik Analitik Algoritma

BFB: Başlangıç Faz Boşluğu

BEV: Işın yönünden bakış (Beam Eye View)

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CTV: Klinik Hedef Hacim (Clinic Target Volume)

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

DICOM: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim Sistemi

(Digital İmaging and Communications in Medicine)

Dmaks: Maksimum doz derinliği

DVH: Doz-Hacim Grafiği

DYART: Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

GTV: Makroskopik Hedef Hacim (Gross Target Volume)

Gy: Gray

ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu

(International Commission on Radiation Units and Measurements)

IM: İç sınır (İnternal margin)

Maks: Maksimum

MC: Monte Carlo

MFB: Modifiye Faz Boşluğu

MR: Manyetik Rezonans

MU: Işınlama İzlem Birimi

MV: Megavoltaj

ms: Milisaniye

NFK: Nazofarenks Kanseri

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

PTV: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

RT: Radyoterapi

SIB: Eş Zamanlı Ek Doz (Simultane Integre Boost)

SM: Konumlandırma sınırı (Set up margin)

SNC: Sun Nuclear

SYART: Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

UM: Uyum Mesafesi

YAAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

3BKRT: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi



## ŞEKİLER DİZİNİ

ŞEKİL 1: ICRU62 Tarafından Tanımlanan Hedef Hacimlerin Şematik Gösterimi...7	7
ŞEKİL 2: Gama Analizi Yönteminin Şematik Gösterimi.....14	14
ŞEKİL 3: Gama Analizi Prensibi.....16	16
ŞEKİL 4: BFB ve MFB Seviyesi Tanımlaması ve Lineer Hızlandırıcı Şeması.....19	19
ŞEKİL 5: ArcCHECK™ Tasarımının Hasta Geometrisi ile Benzerliği.....22	22
ŞEKİL 6: ArcCHECK™ Dedektörlerinin BEV Görüntüsü.....23	23
ŞEKİL 7: CavityPlug™ ve MultiPlug™ Görüntüsü.....24	24
ŞEKİL 8: ArcCHECK™ Tarafından Işınlanan Planların 2B Gama Analizi .....25	25
ŞEKİL 9: TPS ve 3DVH™ yazılımının çalışma prensibinin şematik gösterimi.....27	27
ŞEKİL 10: Hedef Hacimlerin BT Görüntüsü .....29	29
ŞEKİL 11: TPS’de Hesaplanan Planların Hedef Hacim Dozlarının DVH Görüntüsü.....30	30
ŞEKİL 12: TPS’de Hesaplanan Planların Kritik Organ Dozlarının DVH Görüntüsü.....30	30
ŞEKİL 13: ArcCHECK™ Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması.....32	32
ŞEKİL 14: Hedef hacimlerin 3DVH™ Programındaki DVH Görüntüsü.....33	33
ŞEKİL 15: Kritik organların 3DVH™ Programındaki DVH Görüntüsü.....33	33

## TABLolar DİZİNİ

<b>TABLO 1:</b> NFK kanseri tedavisinde kritik organ tolerans dozları ve olası yan etkiler.....	8
<b>TABLO 2:</b> PTV 70 T için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	34
<b>TABLO 3:</b> PTV 70 T için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> HI değerleri.....	35
<b>TABLO 4:</b> PTV 70 N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	36
<b>TABLO 5:</b> PTV 70N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> HI değerleri.....	37
<b>TABLO 6:</b> PTV 60 T için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	38
<b>TABLO 7:</b> PTV 60 T için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> HI değerleri.....	39
<b>TABLO 8:</b> PTV 60 N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	40
<b>TABLO 9:</b> PTV 60N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> HI değerleri.....	41
<b>TABLO 10:</b> PTV 56 N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	42
<b>TABLO 11:</b> PTV 56N için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> HI değerleri.....	43
<b>TABLO 12:</b> Beyin Sapı için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	44
<b>TABLO 13:</b> Kiazma için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	45
<b>TABLO 14:</b> Sol Optik Sinir için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	46
<b>TABLO 15:</b> Sağ Optik Sinir için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	47
<b>TABLO 16:</b> Spinal kord için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	48
<b>TABLO 17:</b> Sol Göz için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	49
<b>TABLO 18:</b> Sağ Göz için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	50
<b>TABLO 19:</b> Sol Lens için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	51
<b>TABLO 20:</b> Sağ Lens için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	52
<b>TABLO 21:</b> Sol Koklea için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	53
<b>TABLO 22:</b> Sağ Koklea için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	54
<b>TABLO 23:</b> Sol Parotis için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	55
<b>TABLO 24:</b> Sağ Parotis için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	56
<b>TABLO 25:</b> Mandibula için TPS ve 3DVH <sup>TM</sup> değerleri.....	57
<b>TABLO 26:</b> İki Boyutta ve Üç Boyutta Gama Analizi Değerlendirmesi.....	58

## ÖZET

Radyoterapide hedef hacme maksimum dozu vererek kritik organlarda maksimum koruma sağlamak büyük önem taşımaktadır. Doz dağılımlarının doğru öngörülebilmesi için tedavi planlama algoritmalarının radyasyonun doku içerisindeki davranışını iyi modellemesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında Eclipse™ TPS’de kullanılan Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) ile yapılan yoğunluk ayarlı ark terapi (YAAT) planlarının karşılaştırılması ve kalite kontrollerinin (KK) yapılması amaçlanmıştır.

Çalışmada nazofarenks kanserli hastalar seçilmiş ve bu hastaların YAAT planları yapılarak hesaplama sonrası belirlenen hedef hacim ve kritik organ dozlarına DVH’de bakılmıştır. YAAT planlarının kalite kontrollerini yapabilmek amaçlı planlar ArcCHECK™ fantomu kullanılarak ışınlanmış, sonuçların karşılaştırılabilmesi için veriler 3DVH™ yazılıma aktarılmış ve PDP algoritması kullanılmıştır.

ArcCHECK™ fantomunda elde edilen verilerin iki boyutta ve üç gama boyutta analizleri yapılmıştır. Ayrıca 3DVH™ programı ile TPS tarafından hesaplanan doz dağılımları belirlenen hedef hacimler ve kritik organlar için karşılaştırılmıştır. Hedef hacimler için Dmaks, D%99, %1, Dort ve HI değerlerine bakılırken, kritik organlar için Dmaks ve D.1cc değerlerine bakılmıştır.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda TPS ve 3DVH™ karşılaştırılması sonucu PTV70 Gy tümör dozunda, dmaks p değeri 0.656, D%99 p değeri 0.064, D%1 p değeri 0.245 ve Dort p değeri 0.140 bulunurken HI p değeri 0.002 bulunmuştur. Spinal kord dmaks p değeri 0.001, D0.1cc için p değeri 0.026 bulunmuştur.

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda TPS tarafından hesaplanan ve ArcCHECK™ ile ölçülerek 3DVH™ ile analiz edilen hedef hacim ve kritik organ dozları için değerlerimiz uyum içindedir.

PDP algoritmasının DVH etkisini doğru bir şekilde tahmin ettiği ve hasta tabanlı kalite kontrol yöntemlerinde hassas ve spesifik olduğu gözlemlenirken, buna ek olarak gerçek hasta anatomisinde, tüm doz hacmi için gama geçiş oranının başarısız olunan doz seviyesi ve anatomik konumu hakkında bilgi eksikliğinden dolayı tek başına gama analizinin yeterli olmadığı öngörülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** AAA, ArcCHECK™, Eclipse™, PDP, 3DVH™

## **SUMMARY**

### **Three Dimensional Gamma Analysis Of Treatment Plans for Head and Neck Cancer Patients**

In radiotherapy it is extremely important to give the maximum dose to the target volume and thus obtain maximum protection in critical organs. In order to foresee correctly the dose distribution, treatment planning algorithms should make a good modelling of how radiation will function within the tissue. In the current work the aim is to compare Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) used in Eclipse™ TPS and Volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans VMAT and making quality controls.

Patients with nasopharynx cancer have been selected for the study; VMAT plans of these patients are done and the target volume and critical organ doses ascertained after calculations are looked at DVH. Plans aiming to conduct quality control of VMAT plans are irradiated using ArcCHECK™ phantom and the parameters were transferred to 3DVH™ programme so that the results can be compared. PDP algorithm is used. The parameters obtained through ArcCHECK™ phantom has been analysed two-dimensionally and three-dimensionally. Dose distribution calculated by 3DVH™ program and also by TPS has been compared in terms of target volumes and critical organs.

For target volumes Dmaks, D99%, 1%, D0.1cc and HI values are observed and for critical organs Dmaks and D0.1cc values are looked at. As a result of the statistical analyses conducted in the result of TPS and 3DVH™ comparison the following values have been found: in PTV70 Gy tumour dose dmaks p value is 0.656, D99% p value 0.064, D1% p value 0.245 and D0.1cc p value 0.140 whilst HI p value is 0.002. Spinal cord dmaks p value is 0.001, for D0.1cc p value is 0.026.

As a result of the statistical analysis we see that the dose distribution for target volume and critical organ dose calculated by TPS and the 3DVH™ values measured by ArcCHECK™ have shown consistency.

It has been observed that PDP algorithm can predict correctly the effect of DVH and is very sensitive and specific in patient based quality control. Furthermore it is

forseen that in real patient anatomy, due to lack of information on anatomic positioning and unsuccessful dose level of gamma transition rate for total dose volume, gamma analysis method is not by itself sufficient.

**Key Words:** AAA, ArcCHECK™, Eclipse™, PDP, 3DVH™



## GİRİŞ

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar ile taşınan bir enerjidir. Radyoterapi, iyonize radyasyon kullanılarak tümör hücrelerinin yok edilmesi veya büyümelerinin durdurulmasıdır. Radyoterapide amaç tümöre maksimum hasarı verirken aynı zamanda sağlıklı doku ve organların minimum zarar görmemesini sağlamaktır.

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte yeni tedavi cihazları ve bu cihazlar tarafından desteklenebilen yeni tedavi yöntemleri üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi(YART) ve yoğunluk ayarlı ark terapiye (YAAT) gibi teknikler kullanılmaya başlanmıştır. Gelişen bu tedavi tekniklerinin doğruluğunun ölçülebilmesi için kalite kontrol yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur.

Yıllar içinde tedavi yöntemlerinin gelişmesi ile birlikte kalite kontrol yöntemleri de gelişmiştir. Nokta doz ölçebilen sistemlerden üç boyutlu doz ölçebilen sistemlere geçilmiştir. Fakat bu yöntemler içinde en çok kullanılan yöntem gama analizi yöntemi olmuştur. İki boyutta gama analizi bize planın kalite kontrolünü yapabilen ve değerlendirebilen en pratik yöntemdir. Fakat son yıllar içinde Kruel ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmalar 2-boyutlu gama analizinin bir planı değerlendirmede tek başına yeterli olmadığını göstermiştir. 2-boyutta gama analizi bize sadece planın başarılı olup olmadığını göstermektedir, başarısız olduğu vokseller hakkında bize bilgi vermemektedir. Bundan dolayı hasta tabanlı 3-boyutta gama analizi yapabilen 3DVH™ yazılımı ArcCHECK™ tarafından geliştirilmiştir.

Bu çalışmada kritik organların fazla olması ve radyoterapinin ana tedavi yöntemi olarak kullanımından dolayı baş boyun kanserlerinden nazofarenks kanseri tercih edilmiştir. TPS tarafından hesaplanan hedef ve kritik organ DVH dozlarının doğruluğunu ArcCHECK™ cihazıyla yapılan ölçümlerde elde edilen dozların 3DVH™ metodu kullanılarak kontrol edilmesi amaçlamıştır.

## **1.GENEL BİLGİLER**

### **1.1.Nazofarenks Kanserleri**

Nazofarenks tümörlerine, tümörlü olan bölgeye cerrahi olarak ulaşılması zor olmasından, erken evrede bile boyunda tutulan lenf nodları olabildiğinden ve nazofarenks tümörleri radyosensitif olduğundan ana tedavi yöntemi olarak radyoterapi uygulanmaktadır. Nazofarenks kanserlerinin radyoterapi ve kemoterapiye olan duyarlılığından dolayı diğer baş boyun kanserlerinden farklılık göstermektedir (1-3).

Nazofarenks kanserli hastaların tanısında radyolojik görüntüleme yöntemlerinden bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans inceleme (MR) kullanılır (4). Bunların yanına ek olarak metastatik tutuluları göstermesi açısından PET/BT kullanılır (5).

#### **1.1.1.Nazofarenks Kanseri Tedavisinde Hedef Hacimler**

Tümör lokalizasyonu ile ilgili bütün tanımlar ICRU 29, 50, 62, 71 ve 83 numaralı raporlarda detaylı şekilde anlatılmıştır.

Makroskopik Hedef Hacim (GTV); Elle hissedilebilen veya görülebilen tümör hacmidir. Nazofarenks kanserinde GTV, tümörü ve lenf nodlarını içerir.

Klinik Hedef Hacim (CTV); Klinik çalışmalar, makroskopik tümörün etrafında teşhis edilemeyen subklinik hücrelerin var olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle GTV tedavi edilirken bu bölgelerin de tedavi alanına dahil edilmesi gerekmektedir. (ICRU 50)

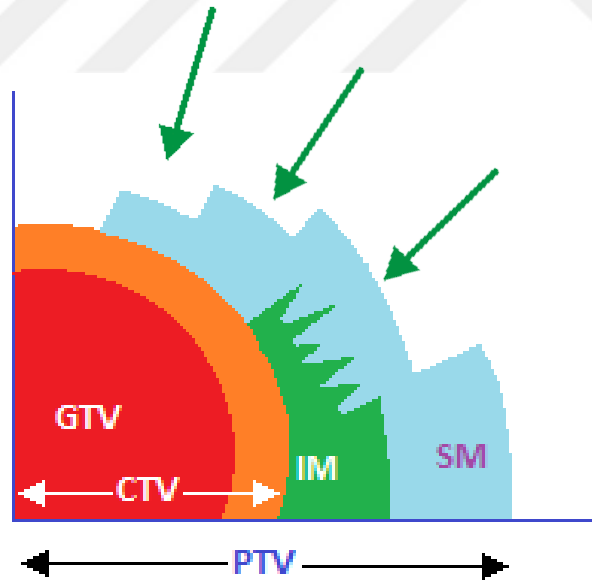
Planlanan Hedef Hacim (PTV); Meydana gelebilecek hatalara karşı istenilen dozun CTV hacminin içinde kalmasını sağlamak amaçlı verilen bir geometrik sınırdır. PTV içerisinde hem konumlandırma hatalarını engellemek hem de hastanın

nefes hareketleri, kalp atışı, gaz çıkışı gibi organ hareketlerinden dolayı meydana gelebilecek hataları engelleyebilmek amacıyla verilen bir sınırdır. PTV f6rn6l6 eşitlik 1.1’de g6sterilmiştir. (ICRU 62)

Internal sınır (IM); Tedavi boyunca CTV yerleşimi, b6y6kl6đ6 ve şeklinde beklenen varyasyonlar ile fizyolojik hareketler (solunum, yutkunma, mesane ve rektum doluluğ6, kalp atışı, bağırsak hareketleri) CTV’ ye bir sınır eklenmesini gerektirir. (ICRU 62)

Konumlandırma Sınırı (SM); Tedavi planlaması ve uygulanması s6resince hasta pozisyonundaki ve kullanılan ekipmanlara ait belirsizlikler hedef hacimde değişikliğe yol a4ar. Bu nedenle hedef hacim belirlenirken bir sınır verilmesi gerekmektedir. Bu sınır konumlandırma sınırı olarak adlandırılır. (ICRU 62)

$$PTV=CTV +IM + SM \quad (1.1)$$



şekil 1: ICRU62 Tarafından Tanımlanan Hedef Hacimlerin şematik G6sterimi

### 1.1.2.Nazofarenks Kanseri Tedavisindeki Kritik Organlar

Radyoterapi ışınlamaları sırasında amaç hedef hacme maksimum dozu verirken, kritik organlarda oluşabilecek yan etkiyi minimuma indirmektir. Nazofarenks lokalizasyonu nedeniyle birçok organa komşudur bu nedenden dolayı nazofarenks planlamaları yapılırken kritik organlar büyük önem taşımaktadır. Nazofarenkse komşu organların başlıcaları; spinal kord, kiazma, beyin sapı, parotisler, optik sinirler, beyin, iç kulaklar, brakial sinirler, oral kavite ve mandibula gibi organlardır. Kritik organ dozlarını belirleyebilmek için RTOG 0225 protokolünü kullandık (6).

Tablo 1: NFK kanseri tedavisinde kritik organ tolerans dozları ve olası yan etkiler.

ORGAN	OLASI YAN ETKİ	TOLERANS DOZU
Beyin	Hemipileji, Koma	Maksimum 60-65 Gy
Beyin Sapı	Hemipileji	Maksimum 54-60 Gy
Brakial Sinirler	Üst Ekstremité , Hemipileji	Maksimum 65-70 Gy
Cilt	Ülser, Nekroz	Ortalama 60 Gy
Kiazma	Görme Kaybı	Maksimum 54-56 Gy
Koklea	İşitme Kaybı	Maksimum 40-45 Gy
Mandibula	Osteoradyonekroz	Maksimum 70 Gy
Spinal kord	Hemipileji, Hemiparazi	Maksimum 45 Gy
Parotis	Kserostomia	Ortalama 26-30 Gy

## **1.2.Nazofarenks Kanserlerinde Radyoterapi**

Evreleme sonrası nazofarenksteki tümörün hem lokalizasyonu hem de radyasyona olan duyarlılığı sebebiyle nazofarenks kanserinde radyoterapi ana tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. Radyoterapiye ek olarak uygulanan kemoterapi, tedavinin etkinliğini arttırdığı gibi yan etkileri de arttırmaktadır. Erken evre nazofarenks kanseri tanısı almış hastalarda radyoterapinin başarısı %80-95 oranındadır (1-3).

Radyoterapi genellikle eksternal şekilde uygulanmaktadır. Fakat eksternal radyoterapi dışında brakiterapi de uygulanan yöntemler arasındadır. Eksternal tedavi yıllar içinde gelişme göstererek 2 boyutlu, 3 boyutlu, YART ve YAAT şeklinde olmuştur. Bu yöntemler arasındaki temel fark tümöre daha iyi doz dağılımları uygulanabilirken, normal doku dozunun düşürülmesi ve kritik organların korunmasında son derece etkilidir (7-8).

Nazofarenks ışınlamalarında genel olarak primer tümöre uygulanan dozlar 65-70 Gy arasındadır. Boyunda tutulan bölgelerde ise 65-70 Gy arasında değişir. Boyunda metastazı olmayan hastalarda servikal lenf nodlarına 50-60 Gy uygulamak yeterlidir (9).

### **1.2.1.Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi**

Nazofarenks kanserli hastaların tedavisinde 3BKRT tedavi planlamasının gelişmesi oldukça önemlidir. Konformal tedavilerde tümöre istenilen doz verilebilirken, normal dokuda herhangi bir toksite oluşma olasılığını minimuma indirmiş oluruz. Hastaya uygulanan radyasyon ışınlarını farklı gantri, kolimatör, masa açılara ek olarak kullanılan kompensatörler yardımı ile reçete edilen dozun tamamı hedef hacme verilmeye çalışılır. 3BKRT ile birlikte gelişen çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) sayesinde de tümör hacminde istenilen doz yoğunluğunun

sağlanması daha kolaylaşmış, doz dağılımı daha homojen olarak yapılmış ve kritik organlar için daha fazla koruma sağlanmıştır.

### **1.2.2.Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)**

3BKRT'nin özel bir formudur. Işın demetlerinin yoğunluğu değiştirilerek radyasyon dozu üç boyutlu tümör hacmi ile uyumlu hale getirilir. Ters planlama algoritması kullanılır.

Ters planlama, matematiksel olarak belirtilen klinik hedeflerle başlar ve bir bilgisayar optimizasyon algoritması ile istenen doz dağılımını sağlayabilecek parametreleri otomatik olarak belirlemek için kullanılır. Kritik organların tolerans dozları ve hedef hacmin alması istenilen doz sisteme girilerek optimizasyon başlatılır. Bilgisayarlı optimizasyon algoritması ile, radyasyon ışınlarının her birini bir dizi kalem ışınlarına bölünür ve bu ışınların her birinin yoğunluğunu değiştirerek, tümör hedefine uyan kompozit üç boyutlu doz dağılımı oluşturulur (10).

Işın yoğunluğu görüntülenebilir tümör hacminde artırılırken, normal dokuya komşuluğu olan yerlerde azaltılır veya tamamen kesilir. Böylece tümör hedeflenen doza ulaşır fakat riskli organ dozları ve yan etkiler azalır ve daha iyi bir lokal kontrol sağlanır (11-12). YART tekniğinin planlaması ve tedavisi diğer tekniklere göre daha uzun sürmektedir.

### **1.2.3.Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (YAAT)**

YAAT, radyasyon demetini hasta etrafında 360 derece döndürerek optimize doz dağılımı sağlayan bir tedavi tekniğidir. Tedavi hedefin büyüklüğüne bağlı olarak tek veya birkaç ark şeklinde planlanabilir. Bu teknikte gantri, ÇYK ve doz hızı tedavi

süresi boyunca değişebilmektedir. Çoklu hareket limitleri nedeniyle radyasyon çıktısının azaltıldığı veya kesildiği süre minimumdur (13).

YAAT tekniğinde, Işıllama İzlem Birim (MU) sayısının azaltılması hem tedavi süresinin kısaltılmasına hem de daha az toplam vücut dozuna neden olacağından ikili yarar sağlamaktadır. YAAT tedavisi nazofarenksin yerleşim yeri ve hareketinin kısıtlı olmasından dolayı çok uygundur (13).

### **1.3.Tedavi Planlarının Kalite Kontrolü ve Sistemi**

#### **1.3.1.Kalite Kontrol Sistemleri**

Bilgisayar teknolojilerinin gelişmesi ile tedavi planlarının kalitesinin ve tedavilerin dozimetrik doğruluğunun artmasını hedeflenir. Fakat her teknolojik yenilikte olduğu gibi bilgisayar kullanımı da bize bazı dezavantajları ve sistemlerde oluşabilecek hataların sorumluluklarını getirecektir. Hastaya verilen dozun bir bilgisayar hesaplaması kullanılarak kontrol edilmesi ile elle hesaplama yaparak kontrol edilmesi aslında benzer hata ve problemleri içermektedir. Hastadaki bir noktadaki doz üç farklı hesaplamanın sonucudur.

1. Referans noktasındaki emilen dozunun referans durum için belirlenmesi
2. Bilgisayar tarafından, referans noktadaki doza göre hastadaki noktalardaki dozun hesaplanması.
3. Hastanın konumlandırılması ve tedavisi.

Dozdaki belirsizlik yukarıdaki adımların her birinin belirsizliklerinin bir kombinasyonudur. Bilgisayar çoğu uygulamada sadece 2.adımda kullanılmaktadır. Dolayısıyla bilgisayar hesaplamalarının yanı sıra aynı cihazda ve aynı referans noktalarında yapılan deneysel bir ölçüme gerek duyulmaktadır.

Bilgisayar tarafından üretilen doz dağılımı rölatif doz ölçümü ile karşılaştırıldığında eğer %2'nin altındaysa (veya izodoz hatları pozisyonun 2mm'in altında ise) bu tedavi kabul kriterleri içerisindedir. (ICRU 42)

Kalite kontrol sistemlerinin amacı bilgisayar tarafından hesaplanan dozun doğruluğunu kontrol etmektir. Kalite kontrol, tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından hesaplanan doz dağılımı ile hastaya uygulanan doz dağılımının benzerliğini analiz ederek yapılır.

TPS tarafından hesaplanan dozun doğruluğunun kalite kontrolünü yapabilmek için dozimetrik ekipmanlara gerek duyulmaktadır. Doğrudan veya dolaylı olarak kerma, eşdeğer doz, emilen doz olarak iyonlaştırıcı radyasyonu ölçebilen cihazlara dozimetri denir, dozimetri ölçüm sonucunu sayısal bir değer olarak ifade edebilen cihazlardır. Dozimetride olması beklenen bazı fiziksel nicelikler bulunmaktadır. Bunlar doğruluk, hassaslık, doğrusallık, yön bağımlılığı, mekânsal çözünürlük ve enerji bağımlılığıdır.

Radyoterapide en çok kullanılan dozimetri çeşitleri iyon odaları, Termoluminesans dozimetri (TLD), OSLD, diyot dedektörleri olarak gösterebiliriz. Tedavi yöntemlerindeki gelişmeler ile daha farklı dozimetrelere ihtiyaç duyulmuştur. Bunlar film dozimetri, elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID), Matrixx, MapCHECK ve son zamanlarda geliştirilen Delta 4 ve ArcCHECK™ gibi dozu üç boyutta ölçebilen sistemlerdir.

ArcCHECK™, planlama sistemi tarafından hesaplanan doz dağılımı ile verilen radyoterapi doz dağılımlarının ölçülmesi için tasarlanmış üç boyutlu bir dozimetre kalite kontrol sistemidir.

### **1.3.2.Gama Analizi**

YART'nin klinik kullanımının artması ile, kritik organların daha iyi korunabilmiştir fakat gelişmiş kalite kontrol yöntemlerine gereksinim artmıştır. Hastaya uygulanan doz dağılımının doğruluğunu kontrol etmek için birçok yöntem geliştirilmiştir. İyon odaları, TLD veya diyot dozimetre ile nokta doz ölçümleri yapılabilir. Ancak YART planları için bu dozimetrelere tek başına yeterli değildirler çünkü sadece dozu tek bir noktada ölçebilirler. Bunlara ek olarak iki boyutta

niceliksel ölçümler yapmak için, radyokromik film ve polimer jeller gibi çok boyutlu dozimetreler geliştirilmiştir. Fakat bu yöntemler ışınlama sonrası bekleme süresi, tarama işlemleri gibi zaman alıcı işlemlere gerek duyduğundan rutin kullanıma uygun bulunmamıştır.

ICRU 42 tanımlamasına göre düşük doz gradiyenti olan bölgelerde %2 doz doğruluğu, yüksek doz gradiyenti olan bölgelerde ise 2mm'lik mesafe uyumu olmalıdır. Gama analizi 2 boyutta veya 3 boyutta hesaplanan ve ölçülen doz dağılımının karşılaştırılarak doğrulanmasıdır (14-15).

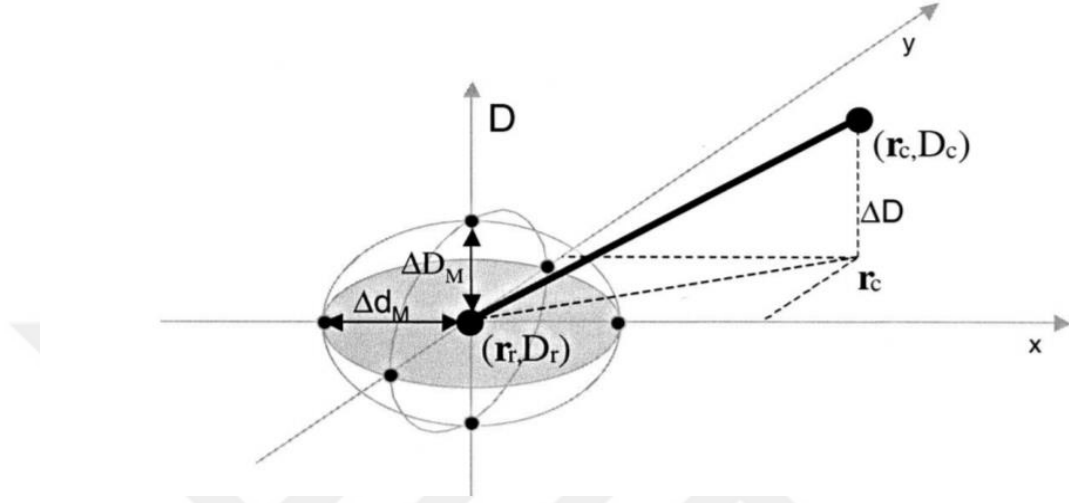
Dozun kısa mesafede (birkaç mm) hızla değişimini gösterdiği bölgeler yüksek gradiyentli bölgelerdir. Buna karşı dozun uzun mesafede (birkaç cm) yavaş değişim gösterdiği bölgeler düşük gradiyentli bölgeler olarak adlandırılır.

Bir referans noktadaki hesaplanan doz ile aynı noktadaki ölçülen doz arasındaki farka doz farkı (DF) denilir. Bu yöntemler ölçülen ve hesaplanan izodoz eğrileri üst üste bindirilerek kabul edilebilir limit doğrultusunda değerlendirilir. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımındaki nümerik farkın sonucunda uyumsuz doz bölgeleri saptanabilir. Doz farkı hesaplama yöntemi düşük doz gradiyent bölgelerinde kullanışlı olmasına rağmen, yüksek doz gradiyent bölgelerinde küçük uzaysal farklar büyük doz değişimlerine sebep olduğundan dolayı hayata meyillidir (14-15).

Van Dyk ve ark. tarafından temelleri atılan gama analizi daha sonra Low ve ark tarafından geliştirilerek bugün kullandığımız halini almıştır (14). Van Dyk ve ark. doz dağılımı karşılaştırmalarını, farklı kabul kriterlerine sahip olan yüksek ve düşük doz gradiyent bölgelerine bölmüşlerdir. Düşük doz gradiyentli bölgelerde ölçülen ve hesaplanan doz arasındaki fark doğrudan karşılaştırılabilirken, yüksek doz gradiyentli bölgelerde doz farkı yanıltıcı olabilmektedir (14-15).

Yüksek doz gradiyentine sahip alanlarda hata olabilmesinden dolayı yeni bir kavrama ihtiyaç duyulmuştur. Bu bölgelerde uyum mesafesi (UM) kavramı kullanılır. UM hesaplanan doz dağılımındaki veri noktası ile aynı dozu veren ölçülen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Ölçülen doz dağılımı referans ve hesaplanan ise karşılaştırılan doz dağılımı olarak kabul edilmektedir. Bu iki ölçüt

(UM ve DF) bir sınırı olan elipsin çapları olarak kabul edilebilir ve elips denklemini yazılabilir (14-15).



Şekil 2: Gama Analizi Yönteminin Şematik Gösterimi (14).

Kabul kriterleri doz farkı için ( $\Delta D_M$ ) ve uyum mesafesi için ( $\Delta d_M$ ) olarak tanımlanmıştır. Klinik kalite kontrol uygulamalarımızda standart geçme kriteri  $\Delta D_M = 0.3$  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.

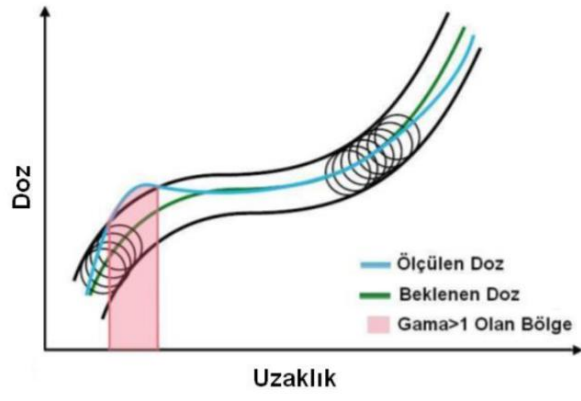
$$\Delta D = |D_C(r_C) - D_r(r_r)| \quad (1.4)$$

Karşılaştırılan dozun referans doz dağılımı ile uyumlu olabilmesi için en az bir noktada eşitlik 1.4'e uyması gerekmektedir. Bu koşulu sağlayan noktalar şekil 1'deki elipsoidin içinde olacaktır.

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

$\Gamma$  değerinin hesaplanması için gereken formül 1.5'de gösterilmiştir. Yapılan hesaplamalar sonucunda eğer  $\Gamma$  değeri 1'den küçükse yapılan analiz doğrudur ve değerlendirilen noktalar elipsoidin içindedir.

Gama analizi değerlendirilirken hesaplanan doz ve ölçülen doz profillerine bakılır. Şekilde yeşil çizgi beklenen dozu, mavi çizgi ölçülen dozu göstermektedir. Bir birim yarıçapı olan bir dairenin beklenen dozun etrafını sardığı varsayılır. Uzaysal yönelimde bu 3 mm, doz yöneliminde beklenen dozun maksimumunun %3'üdür. Varsayılan bir birim yarıçaplı çemberlerin toplamı, beklenen doz etrafında bir tüp şeklini alır. Gama değeri, ölçülen dozun tüpün içinde olduğu bölgelerde 1'den küçük, dışında olduğu bölgelerde ise 1'den büyük olacak şekilde tanımlanmaktadır. Gama değeri 1'den küçükse analiz başarılıdır fakat 1'den büyük ise analiz başarılı olmamıştır. Bu değerlendirme işlemi doz haritasındaki bütün noktalara uygulanmaktadır. Gama analizini geçen noktaların oranı %90'ın üzerindeyse kalite kontrol olarak uygundur ve tedavi planı hastaya uygulanabilir. Fakat eğer gama analiz sonuçları %95'in altında bir değerde ise plan başarısız olmuştur ve gerekli düzeltmeler yapılarak tekrar analiz edilmesi gerekmektedir.



Şekil 3: Gama Analizi Prensibi (14).

## **2.MATERYAL**

### **2.1.Hasta Tipi ve Seçimi**

Bu çalışma Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Acıbadem Maslak Hastanesinde tedavi gören 14 nazofarenks kanserli hasta planları kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın amacı Eclipse™ tedavi planlama sistemi (TPS) kullanılarak hesaplanan hedef hacim ve kritik organ dozları ile PTW® ArcCHECK™ ile ölçülen hedef hacim ve kritik organ dozlarının karşılaştırılmasıdır. Hastaların planları Varian TrueBeam™ lineer hızlandırıcı cihazı kullanılarak 6 MV foton enerjisiyle üç ark YAAT yöntemiyle yapılmıştır.

### **2.2.Varian Truebeam Linear Hızlandırıcı**

Klinikte kullanılan Varian TrueBeam™ lineer hızlandırıcı cihazında 6-10 MV düzleştirilmiş ışınlar ve 6-10 MV düzleştirilmemiş foton enerjileri ve 6-9-12 MeV elektron enerjileri bulunmaktadır. 100 cm mesafede açılabilen en küçük alan 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup>, en büyük alan ise 40 x 40 cm<sup>2</sup>'dir. Cihazda toplam 120 adet ÇYK bulunmaktadır. İzomerkezde 20x20 cm<sup>2</sup> alanda yaprak genişliği 0.5cm iken geri kalan yaprakların genişlikleri 1cm'dir. Truebeam™ lineer hızlandırıcı ile tedaviye başlamadan önce anlık kV-MV-CBCT görüntüleri alınarak pozisyon doğrulaması yapılabilmektedir.

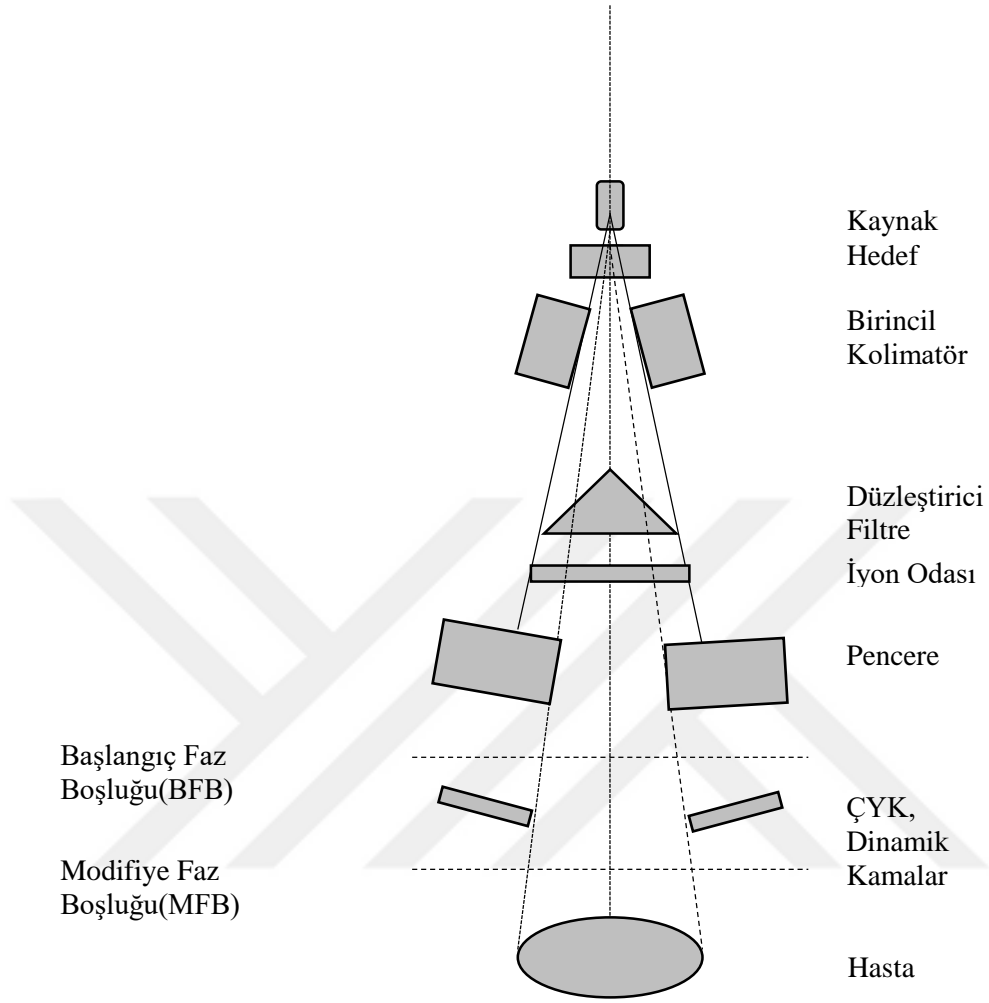
### **2.3.Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi**

Eclipse™ tedavi planlama sistemi, düzleştirilmiş-düzleştirilmemiş foton ışınları, protonlar, elektronlar, harici tedaviler, brakiterapi ve kobalt tedavisi gibi radyasyon tedavisini destekleyen kapsamlı entegre bir sistemdir (20). Çalışmadaki tedavi planları Eclipse™ 'in 13.6 versiyonu ile yapılmıştır. Eclipse™ 13.6 versiyonunda hesaplama algoritması olarak Acuros XB veya Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) kullanılmaktadır. Bu çalışmamızda planlarımızı AAA algoritması ile hesapladık.

### **2.4.Analitik Anizotropik Algoritma (AAA)**

AAA, klinik ışını karakterize etmek ve gerekli fiziksel parametreleri modelleyebilmek için MC metotlarını kullanan 3 boyutlu konvolüsyon / süperpozisyon foton dozu hesaplama algoritmasıdır (17). Foton ve elektron ışınlarının akısını ve enerji spektrumlarını kategorize etmek amacıyla temel fiziksel parametrelerden yararlanarak su eşdeğer bir ortamda saçılma özelliklerini belirlemek için kullanılır (17).

Lineer hızlandırıcılarda pencerelerin altında kalan alanda kalan ve faz boşluğu olarak tanımlanan klinik ışın; Başlangıç Faz Boşluğu (BFB) ve Modifiye Faz Boşluğu olarak(MFB) olarak ikiye ayrılır. BFB de bulunan ÇYK, bloklar gibi ışını biçimlendirebilen aksesuarların etkisi MFB'unda hesaplanır (18).



Şekil 4: BFB ve MFB Seviyesi Tanımlaması ve Lineer Hızlandırıcı Şeması (18).

AAA algoritması yapılandırma modülü ve doz hesaplama modülü olmak üzere iki modülden oluşur. Yapılandırma modülü, klinik ışığın faz boşluğunu tanımlayabilmek için kullanılmaktadır (18). Faz boşluğunu tanımlanırken bu modülde üç çoklu kaynak kullanılır. Bunlar birincil foton kaynağı, ekstra fokal foton kaynağı, elektron kontaminasyon kaynaklarıdır (18).

a) Birincil Foton Kaynağı

Birincil foton kaynağı hedefe çarpan elektronlar tarafından meydana gelen bremsstrahlung fotonlarını modeller (18-20). Bu kaynak üç temel fiziksel parametre ile modellenmiştir;

- 1) MC yöntemleriyle önceden hesaplanmış foton enerjisi spektrumu,
- 2) Ortalama radyal enerji, düzleştirici filtreden gelen ışın sertleştirme etkisini hesaba katarak foton ışınının ortalama enerjisinin ışın merkez ekseninden artan mesafe ile nasıl azaldığını,
- 3) Radyal yoğunluk profili; Tedavi alanı boyunca düzleştirme filtresinin altındaki foton akıcılık değişimini hesaba katar.

b) Ekstra Fokal Foton Kaynağı

Ekstra fokal foton kaynağı, kaynak hızlandırıcının kafasındaki pencerelerden, birincil kolimatrden ve düzleştirici filtreden saçılan fotonları modellemektedir (18-20).

Ekstra odaklı foton kaynağı, düzleştirme filtresinin alt düzleminde bulunan sınırlı bir genişliğe sahip sanal bir kaynak olarak modellenmiştir. Bu ikinci kaynak, izomerkeze daha yakındır ve birincil foton kaynağından daha geniş bir ışın üretir. Bu ikincil kaynaktan bulunan akı, birincil kaynaktaki akıdan hesaplanır.

c) Elektron Kontaminasyon Kaynağı

Elektron kontaminasyon kaynağı, lineer hızlandırıcının kafasındaki ve havadaki Compton etkileşiminden kaynaklanan elektronları modellenmektedir (18-20). Elektron kontaminasyonlarındaki foton ışınları düzleştirici filtre, iyon odaları, kolimatörler ve havayı izleyerek yol alırlar. BFB ve MFB arasında YK gibi aksesuarlar varsa, BFB'deki elektronların büyük bir bölümünü absorbe edebilir ve

aksesuar MFB'de görünen kontaminasyon elektronlarının kaynağı olur. Bu, farklı doz derinliklerinde lateral olarak entegre edilmiş elektron kontaminasyon dozunu tanımlayan derinliğe bağlı eğri ile modellenmiştir.

#### **2.4.1. Doz Hesaplama Algoritması**

Doz hesaplama modülü, foton enerji spektrumu, ortalama radyal enerji ve saçılma çekirdekleri gibi temel fiziksel parametrelere dayanmaktadır. Tüm temel fiziksel parametreler su eşdeğeri ortam için önceden tanımlanmıştır ve hesaplama sırasında bu parametreler hastanın gerçek yoğunluklarına ölçeklenir. Hastanın vücut hacmi hesaplama voksellerine bölünür.

Foton hesaplaması için MC metotları ile tek enerjili kalem demet kerneller dizisi tasarlanır. Hesaplamanın ilk kısmı, hastanın su eşdeğeri ortam olduğu farz edilerek yapılır. İlk olarak, her ışın demeti için önceden hesaplanan tek enerjili kernellerden, çok enerjili kalem demet kernelleri tasarlanır. Sonraki aşamada, hesaplama modeli enerji birikimini derinlik ve derinliğe dik olarak lateral bileşen boyunca ayırır. Heterojen ortamların hesaplanması için elektron yoğunluğuna bağlı olarak bir düzeltme yapılır. Saçılma kernelleri, ağırlıklı olarak üç Gaussian fonksiyonunun toplamından oluşturulur. Üçlü Gaussian kernellerinin temel özelliği, hata fonksiyonlarının toplamı olarak ifade edilebilmesidir ve bu evrişimi analitik olarak yapmasına izin verir (18,20,21).

#### **2.5. Homojenite İndeks**

Radyoterapide temel amaç, sağlıklı dokulara ve kritik organlara minimum doz verilirken hedef hacme homojen bir şekilde maksimum doz verilmesini sağlamaktır. Yapılan planlardaki doz dağılımlarının değerlendirebilmek için DVH ve izodoz çizgileri kullanırız.

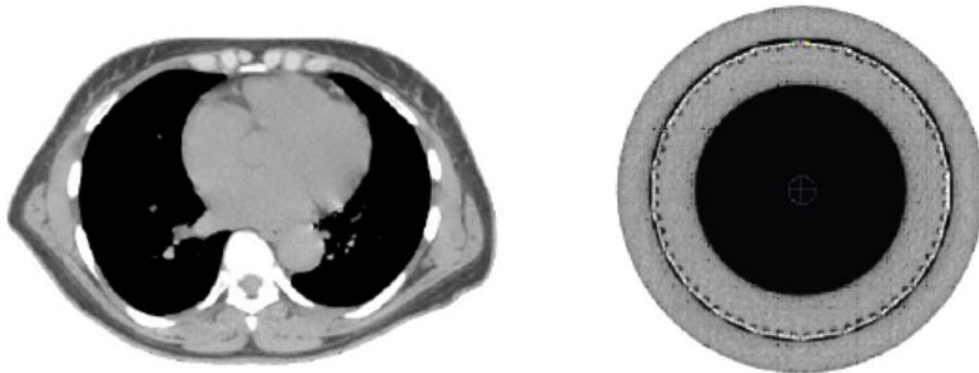
Büyük hacim verilerinin yorumlanması sırasında DVH ve izodoz çizgilerinden yararlanmak hem zaman alıcı hem de karmaşık olmuştur. Bu nedenle, tedavi planlarının doz dağılımını analiz edebilen homojenite indeks gibi basit ve hızlı tanımlara ihtiyaç duyulmuştur. Homojenite indeksi (HI), hedef hacimdeki doz homojenliğini analiz eden ve nicelik kazandıran hızlı basit bir değerlendirme aracıdır. HI değerlendirmesi yapabilmek için yıllar içinde birçok formül oluşturulmuştur.

Bu tez çalışmasında HI formülü olarak 2.1 de gösterilen ICRU 83 numaralı raporda bildirilen formülü kullanılmıştır.

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}} \quad (2.1)$$

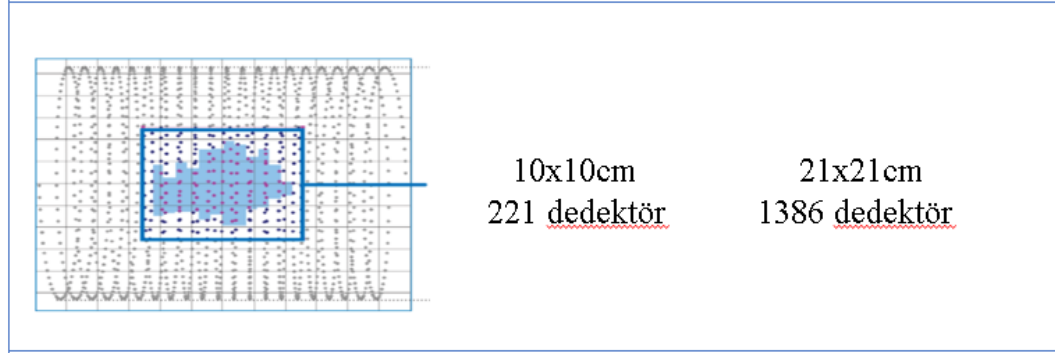
## 2.6. ArcCHECK™

Bir planlama sistemi tarafından hesaplanan dozun doğruluğunu üç boyuta kontrol edebilmek için Sun Nuclear firması tarafından geliştirilmiş bir kalite kontrol sistemidir. Hastanın geometrisine uygun olarak silindirik şekilde düzenlenmiş bir su eşdeğer fantomdur.



Şekil 5: ArcCHECK™ Tasarımının Hasta Geometrisi ile Benzerliği (23).

Helikal dedektör geometrisine sahip olması sebebiyle BEV açısından daha az dedektörün üst üste gelmesini sağlar ve gölgelendirme oranını azaltır. BEV'e göre dedektörlerin geometrisi daima sabittir.



Şekil 6: ArcCHECK™ Dedektörlerinin BEV Görüntüsü (23).

ArcCHECK™ fantomunda  $10 \times 10\text{cm}^2$  alanında 221,  $21 \times 21\text{cm}^2$  alanında ise 1386 tane n tipi diyot dedektör silindirik yüzeyde 1cm aralıklarda bulunmaktadır. Silindirik şeklin avantajı alan açılı bağımlılığını ortadan kaldırmaktır. Bu dedektörler 10mm sensör aralığı ile spiral bir düzen içerisinde yer almaktadır. Diyotlar arasındaki açı  $5.45^\circ$ 'dir. Her diyotun aktif ölçümü  $0.8 \times 0.8\text{mm}^2$  alandır ve yüzeyden 2.9cm derinlikte konumlanmış. Her sensörde doz ölçümleri 50ms içinde güncellenir ve ölçüm için zaman sınırı veya doz sınırı yoktur. Fantomun merkezi 15cm çapındadır (22).

Katı bir homojen çekirdek, iyon odası veya diyot dizileri olan dozimetrik bir çekirdek ve doz çalışmaları için heterojen malzemeler içeren bir çekirdek gibi çeşitli aksesuarları barındıracak şekilde tasarlanmıştır. ArcCHECK™ silindir eksenini etrafında dönme açısını ve eksenin eğimini ölçmek için iki eğim ölçer içerir (22).

ArcCHECK™, eksenini koronal ve sagittal lazerleri kullanarak SAD ile aynı hizaya olacak şekilde konumlandırılmıştır. ArcCHECK™, her açı için giriş ve çıkış dozunu ölçer. ArcCHECK™ ile, gantri açısı, yaprak-bitiş konumu, mutlak doz ve zaman (4D) ölçülür ve hata kaynaklarını belirlemek için korelasyona tabi tutulur. Her gantri açısı için, ArcCHECK™, ışının girişindeki yüksek doz bölgesi ve çıkıştaki düşük doz bölgelerini ölçerek yüksek ve düşük doz bölgeleri için TPS modelleme hatalarını tespit eder.

İzomerkez'de veya boşluk içindeki başka yerlerde doz ölçmek isteyenler için, Sun Nuclear çok yönlü MultiPlug™ ve CavityPlug™ dedektörlerini sunmaktadır.

**a) CavityPlug™**

Cavityplug™, ArcCHECK™ fantom içerisine yerleştirilebilen ve merkezi ekseninde hassas bir şekilde dozu ölçmemizi sağlayan bir alettir.

**b) MultiPlug™**

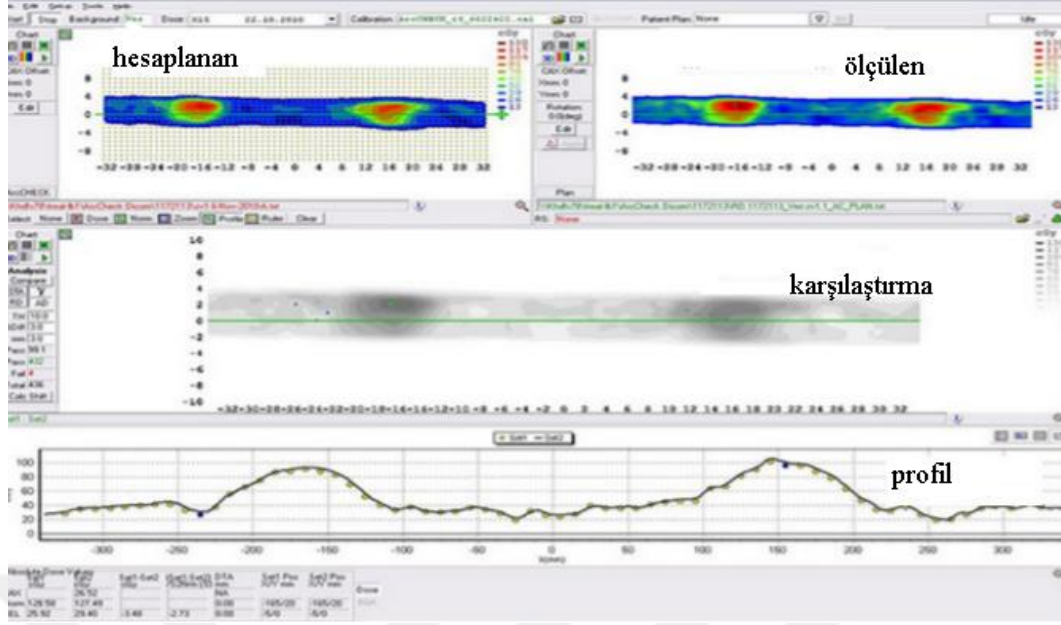
CavityPlug™'dan farklı olarak Hounsfield Birimi (HU) dönüşüm testi yapabilen, kas, kemik, akciğer, yağ, titanyum gibi doku eşdeğerlerini içerir. Ve dozu izomerkez dahil 25 noktada ölçebilir.



Şekil 7: MultiPlug™ ve CavityPlug™ Görüntüsü (23).

ArcCHECK™ verilerini analiz edebilmek için özel bir yazılım programı olan SNC Hasta (v.6.1.1, SunNuclear) kullanılmıştır. Bu program kullanılarak ArcCHECK™ tarafından ölçülen doz ile TPS tarafından planlanan doz noktalarına kıyaslanır. Ölçülen verileri UM, Gama ( $\gamma$ ) ve Gradyent Telafisi kullanarak karşılaştırmamızı sağlar.

Biz iki boyutta yaptığımız kalite kontrollerinde UM mesafesi 3mm ve doz farklı %3 olarak belirlendiğinde planın doğruluk değerinin %95'in üzerinde hedeflendi.



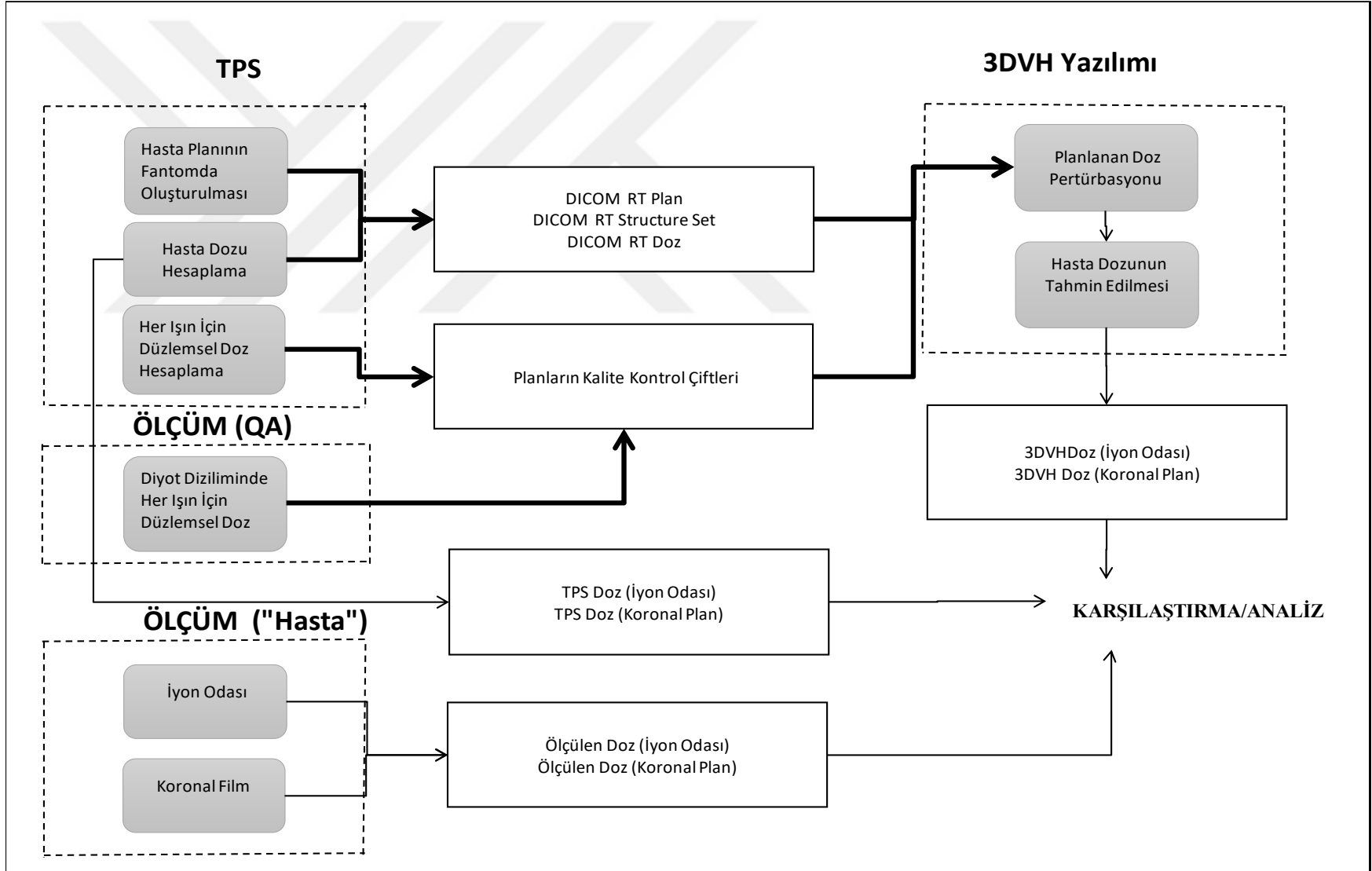
Şekil 8: ArcCHECK™ Tarafından Işınlanan Planların 2B Gama Analizi

### 2.7.3DVH™ Programı

Sun Nuclear firması tarafından geliştirilen hastaya özgü kalite kontrol yöntemi olan 3DVH™ yüksek güvence sunmaktadır. Planned Dose Perturbation (PDP) algoritması kullanılarak, hasta anatomisine uygun olabilmesi için iki boyutta ölçümlerini, üç boyutta doz hacmine dönüştürür. Böylece hesaplanan ile ölçülen dozlar arasında planda nerede hata olduğunu detaylı bir şekilde gösterir. Bu yazılım bizim mutlak ve yüzdelik dozu karşılaştırmamızı sağlarken, SSD, derinlik gibi düzeltmeleri yapabilmektedir. Yapılan programda tüm lineer hızlandırıcı modelleri için ÇYK ve enerjileri dahil edilmiştir. 3DVH™ yazılımının kullanımı kolaydır. TPS'den gelen tedavi planı, BT görüntüleri, BT görüntülerinin üstüne oluşturulan hedef yapılar ve kritik organlar, TPS tarafından hesaplanan doz DICOM dosyası ile birlikte 3DVH™ yazılımına aktarılır. Ölçülen ile hesaplanan dozların karşılaştırılabilmesi için diyot dedektörlerin yerlerine karşılık gelen bir doz şeması çıkarılır. Böylece bu yazılım sayesinde bir planın diyot dedektörler seviyesindeki gama analizi yapılabilir. Aynı zamanda bu yazılımla karşılaştırma yapabilmek için ArcCHECK™ diyotları ile her alanda ölçülen veriler de aktarılır. Planlanan doz ile

ölçülen düzlemsel doz arasındaki tutarsızlıklar hesaplanır ve bu hesaplanan hatalar orijinal tedavi planına geri planlanır. Bu süreçte hesaplama algoritması olarak PDP kullanılır. Bu kullanılan hesaplama algoritmasına ek olarak TPS tarafından hesaplanan doz değerleri ile ArcCHECK™ diyotları arasındaki dedektör aralığı aynı yoğunlukta olmadığından dolayı, Smarterpolation olarak bilinen özel bir interpolasyon uygulanır. Bu işlem sayesinde 3DVH™ yazılımı, planın tamamı için üç boyutta gama indekslerini ve her yapı için DVH farklılıklarını ve planlanan ve pertürbasyon matrisleri arasındaki üç boyutta gama indekslerini hesaplayabilir (23). 3DVH™ yazılımındaki bir diğer avantaj ise tüm hacmin gama geçiş oranı ile birlikte istenilen her organ için de gama geçiş hızını hesaplayabiliyor olmasıdır.





Şekil 9: TPS ve 3DVH™ yazılımının çalışma prensibi şematik gösterimi (23).

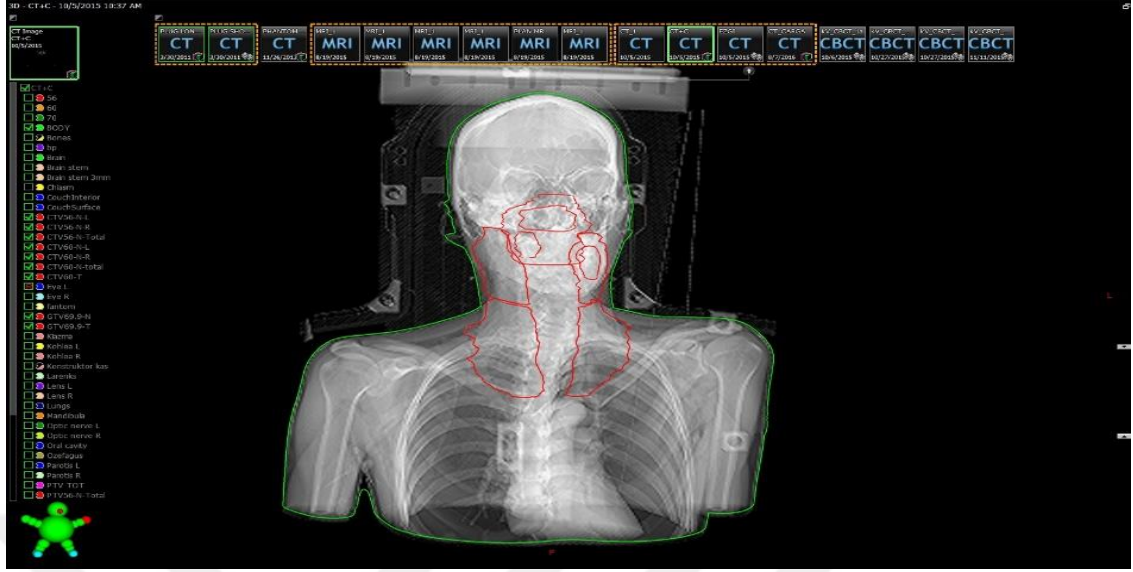
### **3.METOT**

Çalışmada YAAT tekniği ile planlanmış 14 nazofarenks kanserli hasta seçilmiştir. Hedef hacimlerin Maksimum doz, ortalama doz, %D99, %D1 doz değerleri incelenmiştir. Bu tez çalışmamda ICRU 83 numaralı raporda yayınlanmış olan homojenite indeksi kriterlerine göre planları değerlendirebilmek amacıyla bakılan değerlere ek olarak %D98, %D2, %D50 değerlerine de bakılmıştır. RTOG 0225 Nazofarenks protokolünden yararlanılarak bakılacak kritik organlar ve organların tolerans dozları belirlenmiştir. Biz çalışmamızda RTOG 0225 protokolüne bağlı kalarak kritik olarak tanımlanan kiazma, spinal kord, beyin sapı, mandibula, sağ-sol optik sinir organları için maksimum doz ve hacimsel olarak 0.1cc değerlerine bakılmıştır, sağ-sol parotis, sağ-sol göz, sağ-sol koklea organları için ortalama doz değerine bakılmıştır, ayrıca sağ-sol lens organı değerlendirmesi yapabilmek için maksimum doz değerine bakılmıştır.

Hesaplanan ve ölçülen değerleri kıyaslayabilmek için normallik testi yapılmıştır. Yapılan normallik testi sonucunda verilerin normal olarak dağıldığı görülmüştür. Değişkenler birbirinden bağımsız olduğundan dolayı istatistiksel anlamlılık analizi olarak Wilcoxon testi uygulanmıştır.

#### **3.1.Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler**

Seçilen 14 nazofarenks hastasının immobilizasyonunu sağlamak için termoplastik baş boyun maskesi yapılmış ve BT görüntüleri 2'mm kesit aralıkları ile çekilmiştir. Çekilen BT görüntüleri DICOM sistemi kullanılarak TPS'e aktarılmıştır. Daha iyi tümör ve lenf nodu görüntüsü elde edebilmek amacıyla MRG veya PET-BT ile çekilen görüntülere, hastanın BT görüntüleri ile füzyon yapılmıştır. Hedef hacim ve kritik organlar radyasyon onkoloğu tarafından BT görüntüleri üzerine çizilmiştir.

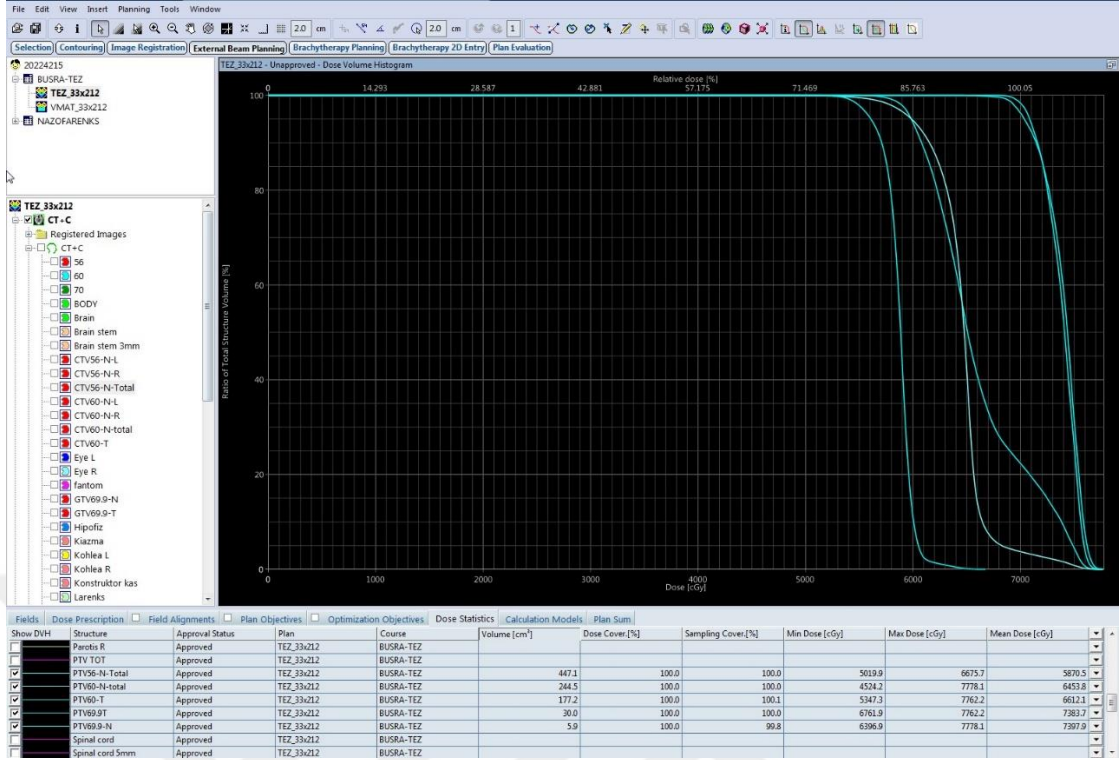


Şekil 10: Hedef Hacimlerin BT Görüntüsü

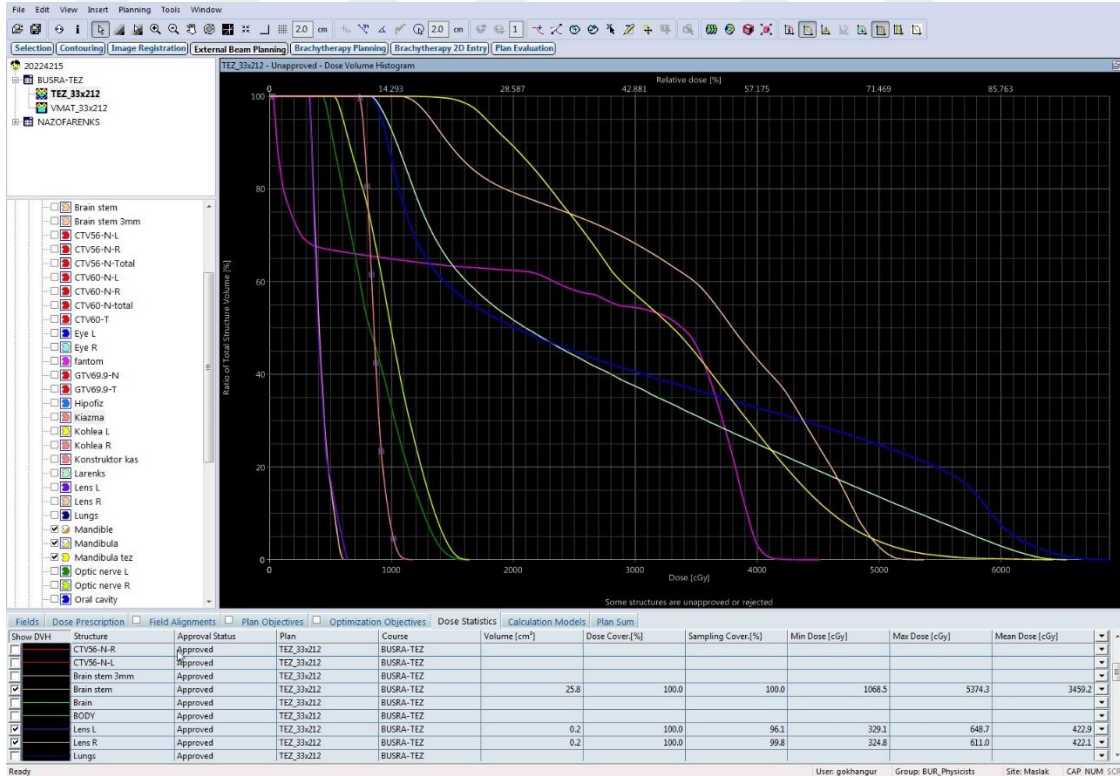
Tedavi planlarında farklı tedavi hacimlerine, farklı fraksiyon dozları verebilmek amacıyla eş zamanlı ek doz tekniği kullanılmıştır. Hastaların risk altındaki organlar yüksek risk, orta risk, düşük risk olarak ayrılmaktadır ve kliniğimizde düşük risk grubuna 56Gy, orta risk grubuna 60Gy, yüksek risk grubuna 70Gy verilmektedir.

### 3.2.Tedavi Planların Değerlendirilmesi

Optimizasyon ve hesaplamalardan sonra yapılan planlarda hedef hacimlerin %95'inin tedavi dozunun %100'ünü alması istenmiştir. Hedef hacimlerin ve kritik organların aldığı dozlar DVH kullanılarak değerlendirilmiştir.



Şekil 11: TPS’de Hesaplanan Planların Hedef Hacim Dozlarının DVH Görüntüsü.

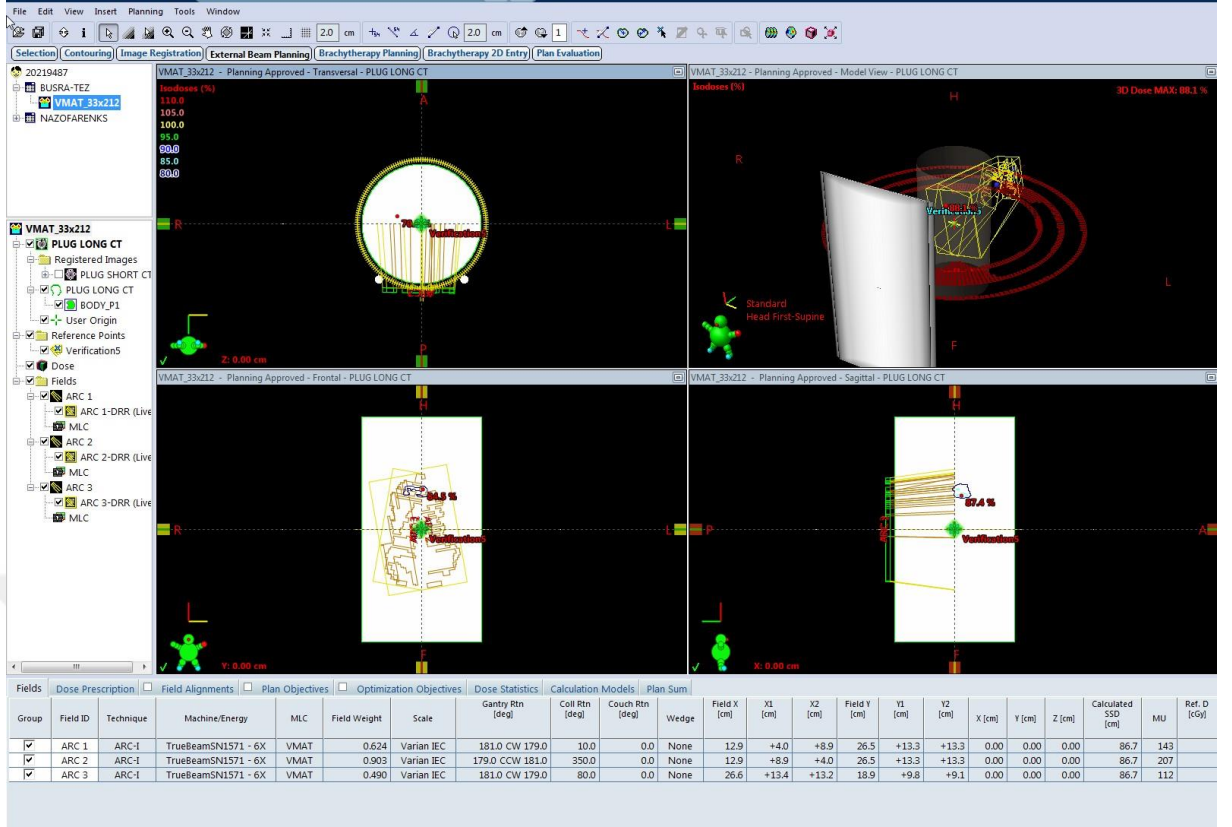


Şekil 12: TPS’de Hesaplanan Planların Kritik Organ Dozlarının DVH Görüntüsü

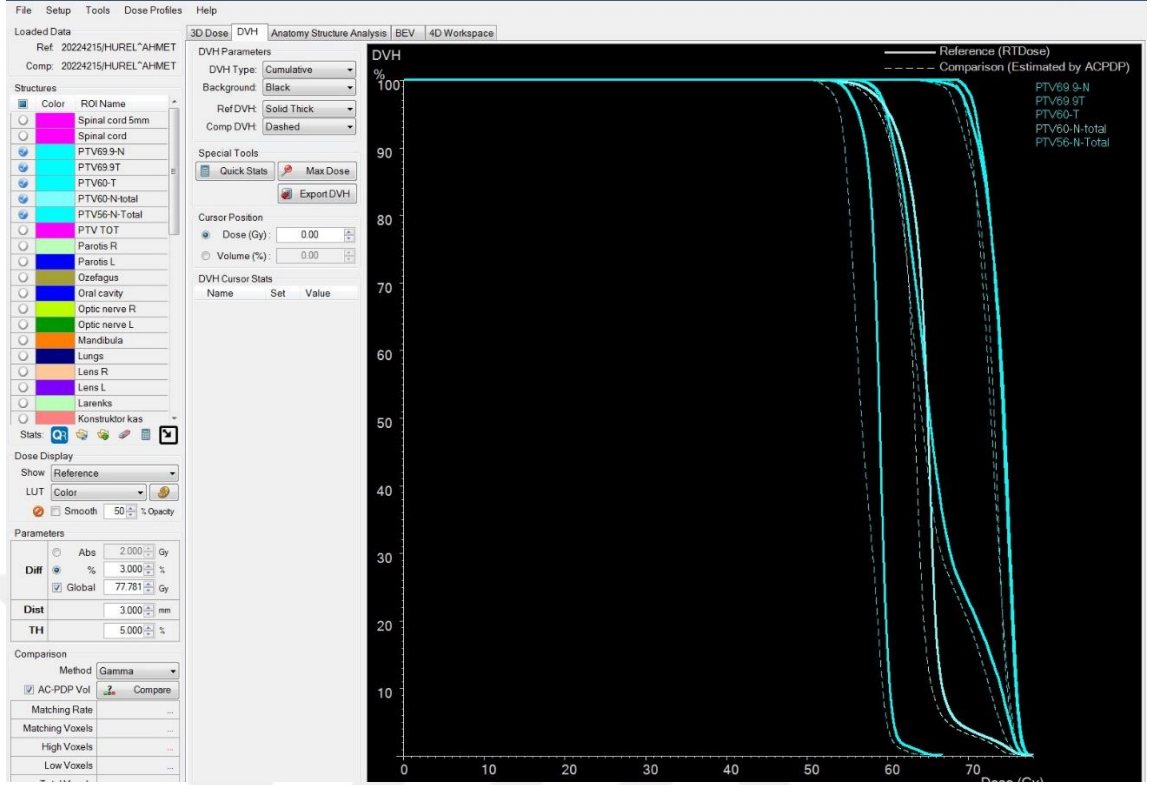
### 3.3.ArcCHECK™ Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması

ArcCHECK™ tarafından ölçülen dozlar ile planların dozlarını karşılaştırabilmek için MapCHECK™ yazılımını kullanarak doz dosyaları ArcCHECK™ programına aktardık. ArcCHECK™ ölçülen doz ile hesaplanan dozu eş zamanlı olarak kıyaslayabilmek için aktarılan dosyalar üzerinde silindirik doz düzlemi oluşturur. SNC hasta yazılımı ölçülen doz noktaları ile hesaplanan doz noktalarını kıyaslar. Ölçülen doz verileri uyum mesafesi veya Gama Analizi kullanılarak kıyaslanabilir. Sonrasında ışınlanan planların verileri SNC hasta yazılımı kullanılarak 3DVH™ kullanılarak 3DVH™ yöntemi kullanılmıştır. TPS planlarının kalite kontrollerini yapabilmek için doğrulama planı oluşturuldu. Bu planlar yapılırken fantom olarak ArcCHECK™ fantomu seçildi ve hesaplamaları yapıldı.

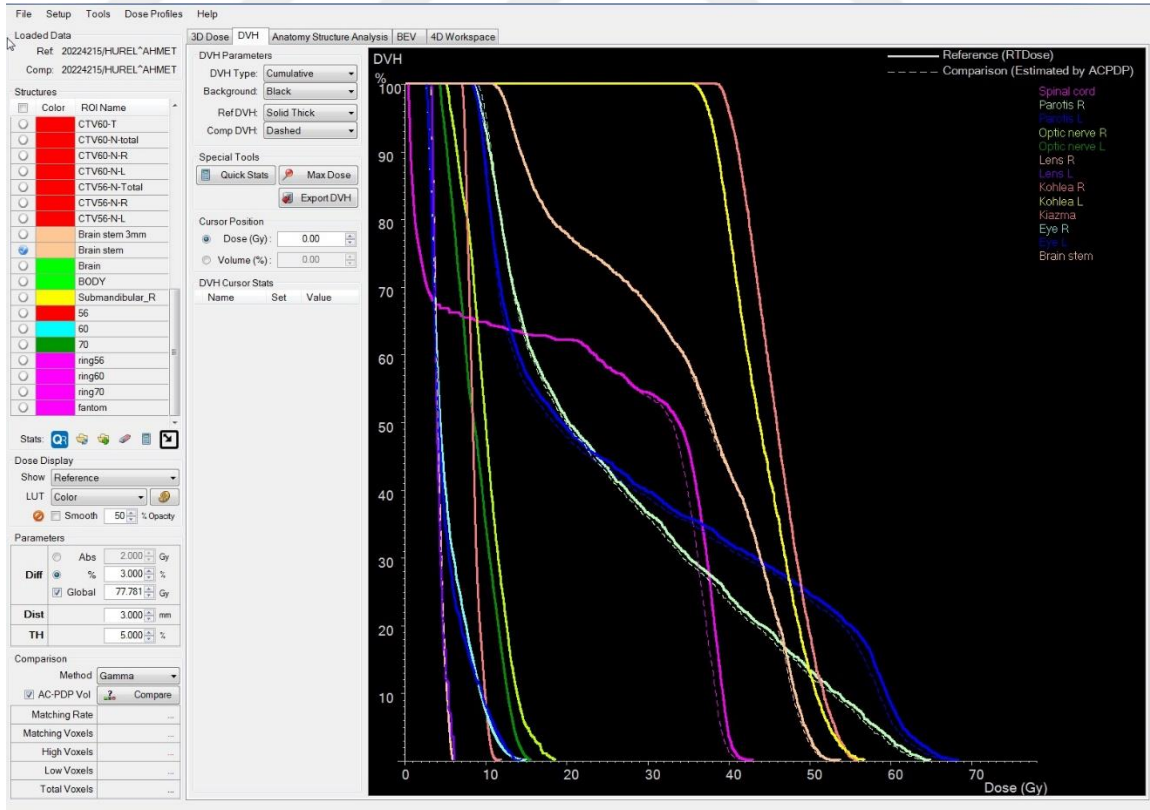
Yapılan planlar gerekli konumlandırma yapılarak lineer hızlandırıcıda ışınlandı. Işınlama yapılırken veriler yazılım sistemine eş zamanlı olarak düştü ve 2B gama analizi olarak karşılaştırmalar yapıldı. Karşılaştırma yapılırken gama indeksi geçme kriterlerinde %3/3mm, %2/2mm, %1/1mm koşulları için bakıldı. Daha sonra ışınlama verileri SNC hasta yazılımı kullanılarak 3DVH™ programına aktarıldı. Bu sistemde ve PTV ve kritik organların dozlarına bakabilmek için plan BT görüntüleri bu programa aktarıldı ve böylece aynı BT görüntüsü üzerinden belirlenen değerlere bakıldı 3DVH™'de bakıldı.



Şekil 13: ArcCHECK™ Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması



Şekil 14: Hedef Hacimlerin 3DVH™ Programındaki DVH Görüntüsü



Şekil 15: Kritik Organların 3DVH™ Programındaki DVH Görüntüsü.

#### 4.BULGULAR

##### Hedef Hacimler İçin Bulunan TPS ve 3DVH™ değerleri

Tablo 2: PTV 70 Tümör için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	PTV 70 Tümör							
	Dmaks		D%99		D%1		Dort	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	74,94	74,23	68,99	66,67	73,71	73,26	71,77	69,21
2	76,92	77,15	69,32	69,51	74,62	75,92	72,60	73,02
3	78,36	77,79	68,53	65,88	76,38	75,62	73,61	70,98
4	73,81	73,81	69,65	69,49	73,11	73,40	71,56	70,60
5	73,36	76,36	69,44	68,99	75,05	75,22	73,42	72,87
6	77,62	78,70	69,66	68,57	76,43	77,80	73,84	74,25
7	77,81	78,50	68,90	68,79	76,70	77,09	74,29	74,33
8	75,80	76,35	68,78	69,07	74,63	75,62	72,65	73,08
9	79,59	75,85	69,24	67,56	75,83	74,65	73,34	71,34
10	77,36	77,36	67,77	66,02	74,65	74,40	72,58	71,09
11	78,22	77,66	68,04	66,41	77,09	76,84	72,68	71,85
12	79,56	79,56	62,00	62,22	75,58	77,80	73,19	72,63
13	78,68	78,68	69,60	67,35	77,35	77,11	74,22	72,84
14	77,84	79,69	69,32	69,85	76,26	78,45	73,56	77,78
<b>p değeri</b>	0.656		0.064		0.245		0.140	

70 Gy alan tümör dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda maksimum doz için p değeri 0.656, dozun %99'unu alan hacim için p değeri 0.064 olarak bulunmuştur, örneklem sayımızdan dolayı p değerimizde sınırda anlamlılık saptanmıştır, dozun %1'ini alan hacim için p değeri 0.245 ve ortalama doz için p değeri 0.140 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında maksimum doz değeri, dozun %99'unu alan hacim, dozun %1'ini

alan hacim ve ortalama doz değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 3: PTV 70 Tümör için TPS ve 3DVH™ HI değerleri

HASTA	PTV 70 Tümör HI	
	TPS	3DVH
1	0,1	0,1
2	0,1	0,1
3	0,1	0,1
4	0,1	0,1
5	0,1	0,1
6	0,1	0,1
7	0,1	0,1
8	0,1	0,1
9	0,1	0,1
10	0,1	0,1
11	0,1	0,1
12	0,2	0,2
13	0,1	0,1
14	0,1	0,1
<b>p değeri</b>	0.002	

70 Gy alan tümör dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda HI değeri için p değeri 0.002 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında HI değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 4: PTV 70 Nod için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	PTV 70 Nod							
	Dmaks		D%99		D%1		Dort	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	74,33	73,29	69,39	67,66	73,32	72,42	71,74	70,21
2	75,38	77,78	69,58	70,71	74,36	76,95	72,58	73,77
3	73,67	72,49	67,81	66,25	72,62	71,33	71,22	69,22
4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
6	77,78	79,60	68,83	69,29	76,77	78,58	73,97	75,32
7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
8	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
9	76,62	74,60	68,65	67,97	75,85	73,63	73,38	71,12
10	76,19	75,49	69,02	66,34	75,63	74,22	73,28	71,16
11	76,08	73,26	68,75	65,57	75,60	72,35	72,84	69,57
12	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
13	80,87	73,21	71,13	68,19	79,44	77,27	76,18	79,35
14	78,55	82,45	68,33	68,76	77,28	79,59	74,04	75,04
<b>p değeri</b>	0.594		0.051		0.515		0.314	

70 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda maksimum doz için p değeri 0.594, dozun %99'unu alan hacim için p değeri 0.051, dozun %1'ini alan hacim için p değeri 0.515 ve ortalama doz için p değeri 0.314 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında maksimum doz değeri, dozun %99'unu alan hacim, dozun %1'ini alan hacim ve ortalama doz değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 5: PTV 70 Nod için TPS ve 3DVH™ HI değerleri

HASTA	PTV 70 Nod HI	
	TPS	3DVH
1	0,0	0,1
2	0,1	0,1
3	0,1	0,1
4	0,0	0,0
5	0,0	0,0
6	0,1	0,1
7	0,0	0,0
8	0,0	0,0
9	0,1	0,1
10	0,1	0,1
11	0,1	0,1
12	0,0	0,0
13	0,1	0,1
14	0,1	0,1
<b>p değeri</b>	0.021	

70 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda HI değeri için p değeri 0.021 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında HI değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 6: PTV 60 Tümör için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	PTV 60 Tümör							
	Dmaks		D%99		D%1		Dort	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	74,94	74,23	56,70	55,59	73,22	72,23	65,30	64,08
2	76,92	77,15	60,27	59,75	74,25	75,38	68,18	68,51
3	78,36	77,80	59,27	57,62	76,07	75,33	69,69	67,42
4	73,80	75,45	58,55	58,35	72,52	72,75	63,74	63,66
5	75,79	78,70	57,99	57,19	73,82	72,92	63,55	62,80
6	77,62	78,51	58,16	58,16	75,83	76,86	66,12	66,52
7	77,81	76,34	58,54	58,22	76,42	76,71	68,66	68,69
8	75,79	75,84	58,76	57,01	70,14	74,51	66,51	66,69
9	76,59	77,35	54,60	52,8	75,33	73,58	66,25	64,97
10	77,35	77,65	57,82	57,05	74,40	74,14	67,02	65,77
11	78,22	77,65	56,07	55,71	76,46	75,67	67,26	65,60
12	77,46	77,62	53,48	52,49	76,55	75,19	66,46	64,92
13	78,68	78,29	58,72	57,75	76,81	76,48	67,84	66,67
14	77,84	79,68	58,24	58,29	75,81	77,82	67,53	68,34
<b>p değeri</b>	1.000		0.002		0.826		0.041	

60 Gy alan tümör dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda maksimum doz için p değeri 1.000, dozun %99'unu alan hacim için p değeri 0.002, dozun %1'ini alan hacim için p değeri 0.826 ve ortalama doz için p değeri 0.041 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında maksimum doz değeri ve dozun %1'ini alan hacim için yapılan istatistiksel analizler sonucunda anlamlı bir fark olmadığı fakat dozun %99'unu alan hacim ve ortalama doz değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 7: PTV 60 Tümör için TPS ve 3DVH™ HI değerleri

HASTA	PTV 60 Tümör HI	
	TPS	3DVH
1	0,3	0,2
2	0,2	0,2
3	0,2	0,2
4	0,2	0,2
5	0,2	0,2
6	0,3	0,2
7	0,2	0,2
8	0,2	0,2
9	0,2	0,2
10	0,2	0,3
11	0,3	0,2
12	0,3	0,3
13	0,2	0,3
14	0,2	0,3
<b>p değeri</b>		<b>0.084</b>

60 Gy alan tümör dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda HI değeri için p değeri 0.084 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında HI değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 8: PTV 60 Nod için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	PTV 60 Nod							
	Dmaks		D%99		D%1		Dort	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	74,33	73,29	56,37	56,25	72,43	71,11	63,77	62,64
2	75,38	77,78	58,99	59,77	73,18	74,84	64,61	65,47
3	73,67	72,49	57,19	55,39	72,06	70,29	65,88	63,77
4	64,04	65,37	58,75	59,09	62,87	63,96	61,51	61,83
5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
6	77,78	79,60	56,46	57,58	76,39	76,39	65,53	65,33
7	77,81	77,59	56,37	56,83	75,77	75,77	64,8	64,54
8	72,70	72,12	57,35	57,52	65,65	65,69	62,54	62,37
9	76,62	74,77	55,50	54,38	72,81	72,81	66,27	64,44
10	76,19	75,49	59,07	57,25	73,02	73,02	64,72	62,77
11	76,08	73,26	55,30	53,44	71,55	71,55	65,57	62,82
12	69,19	68,25	51,26	50,22	66,12	66,12	63,83	62,32
13	80,87	79,25	57,89	56,03	76,31	76,31	67,40	65,18
14	78,55	82,48	54,73	55,43	78,69	78,69	67,99	68,76
<b>p değeri</b>	0.701		0.221		0.221		0.064	

60 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda maksimum doz için p değeri 0.701, dozun %99'unu alan hacim için p değeri 0.221, dozun %1'ini alan hacim için p değeri 0.221 ve ortalama doz için p değeri 0.064 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında maksimum doz değeri, dozun %99'unu alan hacim, dozun %1'ini alan hacim ve ortalama doz değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 9: PTV 60 Nod için TPS ve 3DVH™ HI değerleri

HASTA	PTV 60 Nod HI	
	TPS	3DVH
1	0,1	0,1
2	0,1	0,1
3	0,1	0,2
4	0,1	0,1
5	0,2	0,2
6	0,1	0,1
7	0,2	0,2
8	0,2	0,1
9	0,1	0,2
10	0,0	0,0
11	0,2	0,2
12	0,2	0,2
13	0,2	0,2
14	0,2	0,2
<b>p değeri</b>	<b>0.917</b>	

60 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda HI değeri için p değeri 0.917 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında HI değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 10: PTV 56 Nod için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	PTV 56 Nod							
	Dmaks		D%99		D%1		Dort	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	66,15	65,07	54,37	52,42	62,87	61,75	58,02	56,23
2	65,71	67,53	54,51	54,29	63,65	64,82	56,84	56,69
3	69,93	67,70	55,77	53,03	68,02	65,56	59,65	57,11
4	69,39	64,81	54,71	53,56	61,93	62,46	57,44	56,59
5	66,58	64,35	53,30	52,29	65,36	63,42	59,19	58,15
6	66,75	67,52	54,19	54,43	62,71	63,31	58,70	57,99
7	68,25	70,06	54,15	54,08	65,41	66,19	59,69	59,14
8	66,43	65,52	51,63	52,33	63,54	63,25	58,39	57,65
9	67,79	65,14	53,17	50,59	65,40	62,93	58,77	56,28
10	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
11	67,43	51,75	53,30	51,75	65,08	63,39	59,86	59,86
12	67,54	51,03	51,89	51,05	64,59	62,56	56,77	56,75
13	67,89	52,11	53,82	52,11	61,45	35,81	59,84	59,84
14	67,43	53,05	53,15	5,03	65,14	66,28	58,63	58,63
<b>p değeri</b>	0.311		0.011		0.279		0.001	

56 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda maksimum doz için p değeri 0.311, dozun %99'unu alan hacim için p değeri 0.011, dozun %1'ini alan hacim için p değeri 0.279 ve ortalama doz için p değeri 0.001 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında maksimum doz değeri ve dozun %1'ini alan hacim için yapılan istatistiksel analizler sonucunda anlamlı bir fark olmadığı fakat dozun %99'unu alan hacim ve ortalama doz değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 11: PTV 56 Nod için TPS ve 3DVH™ HI değerleri

HASTA	PTV 56 Nod HI	
	TPS	3DVH
1	0,1	0,1
2	0,1	0,1
3	0,1	0,2
4	0,1	0,1
5	0,2	0,2
6	0,1	0,1
7	0,2	0,2
8	0,2	0,1
9	0,1	0,2
10	0,0	0,0
11	0,2	0,2
12	0,2	0,2
13	0,2	0,2
14	0,2	0,2
<b>p değeri</b>		<b>0.064</b>

56 Gy alan lenf nodu dozu için yapılan istatistiksel analizler sonucunda HI değeri için p değeri 0.064 olarak bulunmuştur. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ 3DVH™ ölçümleri arasında HI değerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı bulunmuştur.

## Kritik Organlar İçin Bulunan TPS ve 3DVH™ değerleri

Tablo 12: Beyin Sapı için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Beyin Sapı			
	Dmaks<54 Gy		D0.1 cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	51,41	50,93	48,72	48,46
2	53,23	51,40	50,93	50,66
3	52,10	50,04	50,25	48,34
4	47,72	47,67	44,74	44,45
5	43,28	40,84	40,79	40,25
6	53,74	54,50	51,38	52,34
7	53,31	52,75	51,99	51,08
8	53,66	51,66	51,68	50,52
9	53,97	51,29	51,25	49,84
10	53,06	52,63	51,42,	51,55
11	52,09	51,10	50,30	50,52
12	56,15	53,58	51,51	51,33
13	49,76	49,76	49,18	49,26
14	52,15	53,01	50,28	50,87
<b>p değeri</b>		0.016		0.019

Beyin sapının maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.016, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.019 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında beyin sapının hem maksimum doz değerinde hem de 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 13: Kiazma için TPS ve 3DVH<sup>TM</sup> değerleri

HASTA	Kiazma			
	Dmaks<54 Gy		D0.1 cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	34,45	38,69	39,84	31,48
2	36,42	38,21	30,45	32,25
3	50,54	53,85	43,72	64,37
4	22,92	23,95	17,65	18,94
5	46,33	44,55	36,44	38,43
6	11,81	11,71	8,93	8,95
7	38,94	42,93	19,23	25,19
8	41,39	45,23	30,62	33,39
9	29,78	28,35	24,25	22,99
10	0,0	17,36	0,0	9,27
11	11,23	12,31	0,0	8,61
12	48,28	35,49	37,04	27,96
13	24,53	24,53	19,50	19,32
14	18,09	18,07	13,86	13,81
<b>p değeri</b>	0.05		0.05	

Kiazma maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.05, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.05 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK<sup>TM</sup> ölçümleri arasında kiazmanın hem maksimum doz değerinde hem de 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 14: Sol Optik Sinir için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sol Optik Sinir			
	Dmaks<54 Gy		D0.1 cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	31,46	35,51	23,12	27,28
2	32,23	36,98	12,63	23,89
3	48,88	52,53	38,16	43,17
4	27,52	32,27	15,70	17,96
5	30,87	34,10	18,71	19,63
6	16,21	15,50	11,97	12,18
7	41,72	45,23	26,71	33,63
8	46,44	46,25	26,08	24,38
9	21,85	21,70	14,39	14,7
10	37,32	38,64	29,56	31,04
11	10,62	11,58	6,74	7,78
12	50,22	52,91	32,52	40,51
13	22,12	22,12	10,97	12,28
14	17,88	17,54	10,96	12,18
<b>p değeri</b>	0.004		0.001	

Sol optik sinirin maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.004, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.001 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sol optik sinirin hem maksimum doz değerinde hem de 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 15: Sağ Optik Sinir için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sağ Optik Sinir			
	Dmaks <54 Gy		D0.1cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	31,31	34,41	23,59	27,91
2	38,00	39,88	24,43	28,61
3	49,06	52,48	35,84	41,88
4	21,48	26,88	12,43	14,87
5	46,92	51,33	29,55	33,59
6	16,47	18,49	12,85	13,16
7	32,48	35,65	15,43	23,43
8	52,16	53,12	37,81	45,17
9	21,30	19,44	14,36	14,21
10	26,14	30,37	11,65	15,44
11	14,60	16,47	5,74	7,76
12	49,84	54,40	38,27	41,43
13	18,28	18,19	10,98	12,43
14	18,49	18,50	11,47	11,83
<b>p değeri</b>	0.019		0.005	

Sağ optik sinirin maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.019, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.005 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sağ optik sinirin hem maksimum doz değerinde hem de 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 16: Spinal kord için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Spinal kord			
	Dmaks<45 Gy		D0.1cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	41,69	39,71	39,89	39,01
2	39,56	39,27	38,86	38,85
3	43,96	40,87	41,72	39,73
4	39,11	38,76	36,87	36,34
5	39,46	37,03	37,52	36,39
6	45,16	43,79	41,32	42,62
7	43,66	42,17	41,81	41,92
8	44,96	42,56	41,97	41,28
9	44,30	41,25	40,25	38,79
110	41,78	40,59	40,96	39,99
11	43,86	41,21	42,28	40,53
12	42,89	39,80	39,54	38,78
13	39,63	38,25	38,89	38,08
14	47,07	46,94	44,98	45,54
<b>p değeri</b>	0.001		0.026	

Spinal kordin maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.001, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.026 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında spinal kordin hem maksimum doz değerinde hem de 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 17: Sol Göz için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sol Göz	
	Dort <35Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	6,15	6,16
2	6,76	6,77
3	13,67	13,80
4	5,21	5,30
5	8,41	8,35
6	5,22	5,10
7	5,91	5,97
8	7,03	7,81
9	5,73	5,57
10	6,50	6,58
11	5,50	5,54
12	7,58	7,64
13	4,57	4,56
14	1,40	4,08
<b>p değeri</b>	0.198	

Sol göz ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.198 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sol göz ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 18: Sağ Göz için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sağ Göz	
	Dort <35Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	7,33	7,31
2	9,12	9,19
3	14,26	14,45
4	5,85	5,97
5	8,24	8,21
6	5,37	5,26
7	6,46	6,53
8	6,60	7,30
9	6,15	6,02
10	5,55	5,63
11	6,33	6,39
12	8,18	8,22
13	4,81	4,79
14	4,41	4,39
<b>p değeri</b>	0.198	

Sağ göz ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.198 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sağ göz ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 19: Sol Lens için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sol Lens	
	Dmaks <8Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	6,28	6,27
2	7,82	8,50
3	10,18	11,10
4	6,42	6,90
5	6,83	6,75
6	6,48	6,04
7	5,92	6,20
8	6,97	7,68
9	5,20	5,00
10	6,63	7,16
11	8,26	8,98
12	7,20	7,67
13	4,47	4,45
14	5,14	5,12
<b>p değeri</b>	0.056	

Sol lens maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.056, olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sol lens maksimum doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 20: Sağ Lens için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sağ Lens	
	Dmaks <8Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	6,15	6,70
2	8,51	8,75
3	9,70	10,58
4	6,07	6,64
5	7,30	7,22
6	6,11	5,85
7	6,08	6,47
8	7,14	8,12
9	5,29	5,08
10	6,51	7,01
11	8,02	8,95
12	8,45	8,77
13	4,42	4,40
14	5,60	5,56
<b>p değeri</b>	0.022	

Sağ lens maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.022, olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sağ lens maksimum doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 21: Sol Koklea için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sol Koklea	
	Dort <50 Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	34,28	34,25
2	38,76	38,69
3	38,18	36,65
4	24,15	24,65
5	21,17	21,16
6	45,34	44,16
7	40,81	42,20
8	39,46	41,75
9	27,48	27,07
10	41,61	41,84
11	28,62	29,42
12	35,43	35,84
13	26,68	26,68
14	31,13	30,38
<b>p değeri</b>	0.683	

Sol koklea ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.683 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ arasında sol koklea ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 22: Sağ Koklea için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sağ Koklea	
	Dort <50 Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	31,60	32,28
2	38,96	39,26
3	36,51	34,85
4	29,32	29,75
5	28,88	29,07
6	46,28	46,03
7	30,60	31,54
8	33,26	35,07
9	26,77	26,09
10	41,40	41,67
11	27,13	27,80
12	37,15	37,59
13	32,41	32,31
14	35,46	34,68
<b>p değeri</b>	0.363	

Sağ koklea ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.363 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sağ koklea ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 23: Sol Parotis için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sol Parotis	
	Dort <26Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	35,66	34,49
2	26,31	26,21
3	26,83	25,74
4	25,13	25,01
5	24,30	23,42
6	29,13	28,92
7	23,80	23,33
8	24,99	23,17
9	29,20	28,19
10	25,22	24,63
11	38,73	36,97
12	26,23	25,85
13	26,48	25,69
14	22,72	22,19
<b>p değeri</b>	0.001	

Sol parotis ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.001 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında sol parotis ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 24: Sağ Parotis için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Sağ Parotis	
	Dort <26Gy	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	27,60	27,06
2	26,51	26,34
3	28,46	27,48
4	25,08	25,11
5	25,81	24,54
6	26,95	26,40
7	23,77	23,04
8	25,02	23,38
9	27,08	25,85
10	25,19	24,56
11	25,96	24,35
12	25,85	25,23
13	26,54	25,78
14	21,41	21,05
<b>p değeri</b>	0.001	

Sağ parotis ortalama doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.001 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ arasında sağ parotis ortalama doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Tablo 25: Mandibula için TPS ve 3DVH™ değerleri

HASTA	Mandibula			
	Dmaks <70Gy		D 0,1cc	
	TPS (Gy)	3DVH (Gy)	TPS (Gy)	3DVH (Gy)
1	63,82	62,65	60,79	61,35
2	70,41	67,68	66,12	64,29
3	66,39	61,65	62,90	58,56
4	59,01	55,72	56,26	54,63
5	74,27	65,16	68,00	62,85
6	64,31	68,94	52,81	65,23
7	57,44	62,86	54,36	59,43
8	64,84	58,72	63,13	55,69
9	64,89	60,22	59,76	57,51
10	73,59	70,42	63,19	68,66
11	72,70	69,12	71,24	68,66
12	63,60	56,85	56,35	55,21
13	69,80	68,27	68,65	69,19
14	75,52	75,11	73,99	74,72
<b>p değeri</b>	0.035		0.510	

Mandibula maksimum doz değeri için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.035, 0.1cc doz alan hacminin p değeri 0.510 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında mandibulanın maksimum doz değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, 0.1 cc doz alan hacminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Tablo 26: İki Boyutta ve Üç Boyutta Gama Analizi Değerlendirmesi

HASTA	Gama Analizi					
	%3/3mm		%2/2mm		%1/1mm	
	3B	2B	3B	2B	3B	2B
1	92,9	100,0	84,2	98,6	64,0	83,3
2	100,0	99,1	98,8	91,2	86,5	59,9
3	90,7	99,9	73,3	97,9	43,3	73,9
4	99,7	99,8	91,7	93,3	73,1	61,9
5	99,8	99,3	97,6	91,6	75,7	56,1
6	99,9	100,0	96,0	99,5	76,2	81,4
7	99,9	100,0	98,2	97,6	86,5	66,2
8	100,0	100,0	98,6	99,2	84,0	81,5
9	91,6	99,1	80,5	96,5	55,3	72,0
10	95,0	100,0	79,7	99,2	51,4	84,4
11	87,8	99,5	71,3	97,0	42,8	74,5
12	99,2	99,9	92,2	98,1	71,2	75,8
13	74,0	99,9	81,2	99,5	55,4	85,8
14	99,7	99,9	98,0	95,8	94,3	92,8
<b>p değeri</b>	0.019		0.045		0.272	

Gama analizi değerlendirme kriteri olan %3/3mm için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.019 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Gama analizi değerlendirme kriteri olan %2/2mm için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.045 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur.

Gama analizi değerlendirme kriteri olan %1/1mm için yapılan istatistiksel analizler sonucunda p değeri 0.272 olarak elde edilmiştir. TPS hesaplamaları ile ArcCHECK™ ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

## 5.TARTIŞMA

Gümümüzde yapılan radyoterapi tedavi planlamalarının kalite kontrolü için birçok yöntem kullanılmaktadır. İyon odaları, film dozimetrlere ve diyotlar başlıca yaygın olarak kullanılan kalite kontrol ekipmanlarıdır. Fakat bu yöntemlerden hiçbiri tedavi öncesi doz hatalarının gerçek hasta tedavilerini nasıl etkileyeceğini gösterememektedir (22).

Gama analizi ile yapılan kalite kontrol yöntemlerindeki değerlendirmeler planın iki boyutta uygun olup olmadığı konusunda bize bilgi vermektedir. AAPM TG 119 numaralı raporda gama analizi geçme kriteri %3/3mm olarak belirtilmiştir. Yapılan planların hastaya uygulanabilmesi için geçme kriterlerine göre gama indeksinin %95'in üstünde olması gerekmektedir. Ancak elde edile iki boyutlu gama indeks sonuçları, geçemeyen noktaları, hatalarının büyüklüğünü ve anatomik olarak hataların yerleri hakkında bize bilgi vermemektedir. Spinal kord maksimum dozunda yapılan büyük bir hata gama analizi geçme oranında bir azalma meydana getirmeyebilirken, tedavi edilen hacme kıyasla spinal kordun daha küçük bir hacme sahip olmasından dolayı bu hatanın etkisi klinik olarak kabul edilemez olabilir (25).

Krusel ve ark. tarafından yapılan çalışmalar YART ve YAAT gibi tedavi teknikleri kullanılarak oluşturulan planların kalitesini değerlendirmek için iki boyutta gama analizlerinin yetersiz olduğunu göstermiş ve bu sorunun çözülebilmesi için üç boyutlu gama analizlerine ihtiyaç duyulduğunu ortaya çıkarmıştır (25).

Yapılan araştırmalar sonucunda gama analiziyle yapılan kalite kontrol yöntemlerinde, bir planın kabul edilmesi gerekip gerekmediğine dair kesin bilgiye ulaşamamıştır. Krusel ve ark. son zamanlarda yaptıkları çalışmalarda hasta anatomisinden dolayı yapılan planların klinik olarak kabul edilebilir ortalama geçiş oranının bir diğer planda kabul edilemez olduğunu görmüşlerdir (25).

Sonuç olarak, riskli organlar ve PTV'nin klinik toleransları dikkate alındığında %Gama geçiş oranı (GP) tek başına yeterli olmayacağını, ön tedavi kontrollerinin yapılması gerektiği görülmüştür. Ön tedavi kontrollerinin yapılabilmesi için, histogramda ölçülen düzlemsel farklılıkların etkisini gösterebilecek bir araç

(3DVH™ yazılımı) gerekmektedir. 3DVH™, hastaya özel YART ve YAAT kalite güvencesi sırasında verilen doz dağılımlarını hesaplamak için yararlı bir araçtır (25).

Çalışmamıza, 3DVH™'nin klinik YAAT planlarımızla uyum içerisinde olduğunu doğrularak başladık. Yapmış olduğumuz planlarda elde ettiğimiz TPS değerlerinin kalite kontrol amaçlı ışınladığımız ArcCHECK™ verileri ile uyumlu olduğunu gözlemledik. Gerçek hasta planlarımız doğrulanırken, planlanan ve ölçülen doz arasında küçük farklar elde edildi. Hesaplanan dozların ölçülen dozlardan daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir ve bunun nedeni olarak PDP algoritması ile TPS arasındaki korelasyon eksikliği olduğu düşünülmüştür.

Klinik açıdan, hasta görüntüsündeki tüm vokseller, radyoterapi tedavisi için eşit değildir. Aynı doz hataları, kritik yapıların dışına çıkarsa, kritik yapılarda, hedef hacimler veya riskli organlarla geometrik olarak çakışırsa klinik olarak yan etkilere neden olabilir. Kritik hacimlerin şekilleri, boyutları ve yerleri hastaya özgü ve değişkendir. Gerçek hasta anatomisinde, tüm doz hacmi için Gama geçişi oranı, başarısızlığın meydana geldiği veya hangi doz seviyesinde başarısız olduğunun anatomik konumu hakkında bilgi sağlamamaktadır.

Bir seri organ olan spinal kord için %95 gama geçişi oranı bildirilirse de önemli olan %95'in yeterince yüksek olup olmadığı değil, %5 hatanın büyüklüğü ve yönüdür (25).

Başarısız olarak görünen voksellerde Dmaks ve D1cc için klinik doz ölçümleri üzerindeki etkileri, %5 başarısız vokselle, Dmaks ve D1cc'de değişiklik ile sonuçlanabilir veya olmayabilir. Spinal kord örneği ile devam ettiğimizde, çalışmamızda birçok vakada, düşük spinal kord gama geçiş hızı, Dmaks ve D1cc'de bir düşüşe karşılık gelebilir ki bu DVH için gerçekten avantajlıdır. Gama geçiş oranının genel olarak geçiş oranları için hastanın anatomik konumu bilgilerinin eksik olmasından dolayı yetersiz olduğunu göstermektedir.

Bir diğer klinik gözlem, 3 boyutlu hasta gama indeksi haritasından örneklenen planlar gama indeksi dağılımının dilimden dilime önemli derecede değiştiği yönündedir (26).

Bununla birlikte, 3DVH™ yazılımı ve ArcCHECK™ gibi 3 boyutlu diyot dizisi dedektörü, çok miktarda bilgiyi hızlı ve kolay bir şekilde elde etmek için kullanılabilir. Bir veya iki boyutlu diyot dizisi yerine üç boyutlunun kullanılması, her alanın ışınlama verilerinin her açıdan elde etmesini sağlar; giriş ve çıkış doz değerleri de elde edilebilir (22).

3DVH™ yazılımı kullanılarak her ışıandan elde edilen bilgilerle kompozit veriler üretilebilir ve bu üretilen sayesinde ilgili bölgelerin (ROI) gerçek doz dağılımından nasıl etkilendiği gözlemlenebilir (22).

ArcCHECK™ diyotlarının alan boyutuna bağımlılığı dikkatli alınmalıdır; gama indeksi ile birlikte, özellikle yüksek doz gradiyentli bölgelerde, çeşitli klinik olarak ilgili DVH temelli matrislerin de incelenmesi önerilir (22).

## 6.SONUÇ

Bu tezin amacı, seçilen doz değerleri için TPS tarafından hesaplanan dozlar ile ArcCHECK™ ile yapılan ölçümler sırasında elde edilen dozların 3DVH programı kullanılarak karşılaştırılması ve doz uyumsuzluğu olup olmadığını değerlendirmektir. Buna ek olarak iki boyutta ve üç boyutta yapılan gama analizlerinin sonuçları karşılaştırılmıştır. Diğer yöntemlerden farklı olarak 3DVH™ programının bize vermiş olduğu avantajlardan biri gama geçiş oranının başarısız voksellerini anatomik yapı üzerinde göstermesidir. Bu tezde, çoğu klinik tarafından da kullanılan standart gama geçme (%95 geçiş oranı ve %3/3 mm) değerlerine bakıldı.

Çalışmamızda dozimetrik olarak değerlendirildiğinde elde edilen sonuçların kabul sınırları içerisinde olduğu görülmüştür. TPS ve 3DVH™ sistemleri güvenilir ve birbirlerini doğrulamaktadırlar. 3DVH™, hasta YAAT kalite güvencesinde yapılan planlarda verilen doz dağılımlarını hesaplamak için kullanılan yararlı bir araçtır.

Kalite kontrol performanslarının gama geçme kriterleri ile ilgili riskli anatomik bölgelerdeki doz farklılıkları arasında bir korelasyon eksikliği vardır. PTV ve riskli organlar için gama indeksleri ile klinik DVH ölçümleri arasında güçlü bir korelasyon bulunmamaktadır. Planlanan ve hesaplanan DVH metriği arasındaki klinik fark kabul ölçütleri %3/3mm ve %2/2mm için küresel gama indeksi tarafından tespit edilemeyebilir. YAAT tedavi planlamalarının kalite kontrol sistemlerinde değerlendirilmesi için gama indeksi kriterinin tek başına kullanımının yetersiz kalmasından dolayı hastaya verilen dozun değerlendirilmesi gereklidir.

Bununla birlikte, PDP algoritmasının geleneksel düzlem kalite kontrol sonuçlarını kullanarak DVH etkisini doğru bir şekilde tahmin ettiği gösterilmiştir. Hasta-DVH tabanlı metrikleri kullanarak YAAT kalite kontrol planlarında, hasta başına doz kalite kontrolünün hassas ve spesifik metriklere dayandırılmasını sağlar. DVH tabanlı metriklerin kullanılması, hasta başına doz kalite kontrolünün süreçleri ve eylem seviyelerinde çarpıcı etkilere sahip olacak ve klinik ortamda hem etkili hem de pratik olacak yeni yöntemleri analiz etmek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç

duyulmaktadır. ArcCHECK™ klinik kullanımda dozimetrik olarak güvenilirlik, uygulanabilirlik, kurulum ve süre olarak uygundur.



## 7.KAYNAKLAR

1. Million RR, Cassisi NJ. General principles for treatment of cancers of the head and neck: The primary site. İçinde: Million RR, Cassisi NJ. editör. Management of head and neck cancer: a multidisciplinary approach. Philadelphia: Lippincott, 1994; 61–74.
2. Million RR, Cassisi NJ, Mancuso AA. Management of the neck for squamous cell carcinoma. İçinde: Million RR, Cassisi NJ. editör. Management of head and neck cancer: a multidisciplinary approach. Philadelphia: Lippincott, 1994; 75-142.
3. Wang CC. Basic concepts of radiation therapy for head and neck cancer. İçinde Wang CC. editör. Radiation therapy for head and neck neoplasms. New York: Wiley-Liss, 1997; 1-19.
4. Cianchetti M, Mancuso AA, Amdur RJ, Werning JW, Kirwan J, Morris CG, Mendenhall WM. ‘Diagnostic evaluation of squamous cell carcinoma metastatic to cervical lymph nodes from an unknown head and neck primary site.’ Laryngoscope 119.2009;12; 2348-2354.
5. Bockisch A, Beyer T, Antoch G, Freudenberg LS, Külh H, Debatin JF, Müller SP. ‘Positron emission tomography/computed tomograph imaging protocols, artifacts, and pitfalls.’ Mol Imaging Biol 6.2004;4;188-199.
6. RTOG 0225 Protokolü [Elektronik Kaynak].  
<https://www.rtog.org/ClinicalTrials/ProtocolTable/StudyDetails.aspx?study=0225>
7. Vincent G, Wilfried DN, Avraham E, Nancy L, Danielle VW, Dirk VG. ‘Intensity modulated Radiation Therapy For Head and Neck Carcinama.’ The oncologist 12. 2007;555-564.
8. Bhide SA, Kazi R, Newbold K, Harrington KJ, Nutting CM. ‘The role of intensity-modulated radiotherapy in head and neck cancer.’ Indian J Cancer 47.2010 ;3:267-73.

9. Lee N, Le QT, Sullivan B, Nasopharyngeal Carcinoma, İçinde: Lee N, Lu JJ. Target Volume Delineation and Field Setup, Berlin, Springer, 2013: 1-10.
10. Lee N, Puri DR, Blanco AI, Chao KS. 'Intensity modulated radiation therapy in head and neck cancers: an update.' Head Neck 29.2007;4:387-400.
11. Hodapp N. 'ICRU Report 83: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy intensity-modulated radiation therapy(IMRT).' 188.2012: 1;97-99.
12. Cotrutz C, Kappas C, Webb S. 'Intensity modulated arc therapy (IMAT) with centrally blocked rotational fields.' Phys Med Biol 45.2000; 8:2185-206.
13. Otto K. 'Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc,' Med Phys 35.2008: 1; 310-317.
14. Low DA, Dempsey JF, (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method.
15. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. 'A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.' Med Phys 25.1998; 5: 656-661.
16. Eclipse AAA Doz Hesaplama Algoritması [Elektronik Kaynak].  
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.468.1557&rep=rep1&type=pdf>
17. Anders Josefsson. 'Evaluation Of The Anisotropic Analytic Algorithm For 6 MV Photon Energy.' Göteborg Üniversitesi, Radyasyon Fiziği Departmanı, Yüksek Lisans Tezi Göteborg, 2008 (Danışman: Anna Bäck and Karl-Axel Johansson).
18. Eclipse Algorithms Referans Kılavuzu, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
19. Nilsson E. 'Evaluation Of The Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) In Lung Tumours For 6 MV Photon Energy.' Göteborg Üniversitesi, Radyasyon Fiziği Departmanı, Yüksek Lisans Tezi, Göteborg, 2009 (Danışman: Anna Bäck & Roumiana Chakarova).

20. Van EA, Tillikainen L, Tenhunen M, Helminen H, Siljamaki S, Alakuijala J, Pausco M, Lori M, Huyskens DP. 'Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation.' *Med Phys* 33.2006; 11: 4130-4148.
21. Rajesh T, Arunai N, Sujit N, Girigesh Y, Ashok K, Vikraman S, and Kothandaraman. 'Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan.' *Rep Pract Oncol Radiother* 21. 2016; 1: 50-56.
22. Song JH, Shin HJ, Kay CS, Son SH. 'Dosimetric Verification by Using the ArcCHECK System and 3DVH Software for Various Target Sizes.' *PLoS One* 25. 2015; 3: e0119937.
23. ArcCHECK™ ve 3DVH Dökümanları [Elektronik Kaynak]  
<https://www.sunnuclear.com/documents/datasheets/arccheck3dvh.pdf>
24. Chan MF, Li J, Schupak K, Burman C. 'Using a Novel Dose QA Tool to Quantify the Impact of Systematic Errors Otherwise Undetected by Conventional QA Methods: Clinical Head and Neck Case Studies.' *Techol Cancer Res Treat* 13.2014 ;1:56-67.
25. Infusino E, Mameli A, Conti R, Gaudino D, Stimato G, Bellesi L, D'Angelillo RM, Ramella S, Benassi M, Trodella L. 'Initial experience of ArcCHECK and 3DVH software for RapidArc treatment plan verification.' *Med Dosim* 39. 2014; 3:276-281.
26. Zhen, H., Nelms, BE, Tomé, WA. 'Moving from Gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA.' *Med Phys* 38. 2011; 10: 5477-5489.