



**T.C.
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**NAZOFARENKS, PROSTAT, AKCİĞER KANSERİ
TEDAVİLERİNDE VOLUMETRİK ARK TEKNİĞİYLE
YAPILAN PLANLAMALARIN DOZİMETRİK KALİTE
KONTROLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Caner ARSLAN
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ**

İSTANBUL-2016

TEZ ONAYI

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Program : Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans

Tez Başlığı : Nazaofarenks, Prostat, Akciğer kanseri tedavilerinde
Volumetrik Ark Tekniğiyle yapılan planlamaların
dozimetrik kalite kontrollerinin karşılaştırılması.

Öğrencinin Adı-Soyadı : Caner Arslan

Savunma Sınavı Tarihi :

Bu tez çalışması jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Juri Başkanı	Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ	Kozyatağı Acıbadem Hastanesi
Tez Danışmanı	Prof. Dr. Meriç ŞENGÖZ	Kozyatağı Acıbadem Hastanesi
Üye	Prof. Dr. Enis ÖZYAR	Maslak Acıbadem Hastanesi
Üye	Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR	Medipol Üniversitesi

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.

.....
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 çalışmayla 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.

21/12/2016

Caner ARSLAN

*Güzel bir Dünya ümidiyle,
Sevgili yiğenlerim Eray, Karya, Boran ve Eylül'e ithafen*

TEŞEKKÜR

Tezimde bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, değerli hocam Sayın Prof.Dr.Meriç ŞENGÖZ'e ve Medikal fizik uzmanı değerli hocam Sayın Görkem GÜNGÖR'e

Aldığım eğitimler süresince değerli onkoloji ve klinik bilgilerini paylaşan, emek veren değerli Sayın hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR, Doç.Dr Banu ATALAR, Sayın Gökhan AYDIN, Sayın hocam Halil KÜÇÜÇÜK ve Sayın hocam Bülent YAPICI' ya,

İki yıllık eğitimim boyunca desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen hocalarım, Sayın Evren Ozan GÖKSEL ve Sayın Öznur ŞENKESER'e

Tez hazırlama süresince yardımını esirgemeyen sayın hocam Doç.Dr.Nezihe Seden KÜÇÜÇÜK'e,

Yüksek lisans eğitimim süresince dostluklarını esirgemeyen Çağatay ÇARGAY, Melek DEMİR, Damla POYRA, Orbay ASKEROĞLU, Alican YILMAZ, Meltem Yılmaz, Emre Mustafa KARADEMİR ve Mehmet Nezir CİĞA'ya

Değerli dostlarım Ömer GÜNER ve Kürşad GÜLER'e,

Sevgili babam Mehmet Şerif ARSLAN ve sevgili Aileme

Teşekkür ederim

Caner ARSLAN

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	i
BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.2. Nazofarenks	2
2.2. Nazofarenks Kanseri	3
2.3. Akciğer.....	4
2.3.1. Akciğer anatomisi	4
2.3.2. Akciğer kanseri	4
2.4. Prostat.....	5
2.4.1. Prostat anatomisi	5
2.4.2. Prostat kanseri	7
2.5. Radyoterapi	9
2.5.1. Radyoterapi tedavi tekniği uygulama tarihçesi	9
2.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)	10
2.7. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi (VMAT).....	11
3. DOZİMETRİK KONTROLLER	12
3.1. Dağılım Analizi.....	13
3.2. Mesafe Uyumu	15
3.3. Komposit Analiz	16
3.4. Gama Analizi	17

3.5. Arccheck	20
3.6. Compass	24
3.6.1. Matrixx dedektörü.....	26
3.7. Doz Hacim Histogramı	26
4. MATERİYAL METOT	28
4.1. Varian Truebeam STx Lineer Hızlandırıcı	28
4.2. High Definition MLC (HD-MLC)	28
4.3. Eclipse TPS Tedavi Planlama Sistemi	29
4.4. Acuros XB Algoritması	29
4.5. Hasta Seçimi	30
4.6. Kontrolama.....	30
4.7. Tedavi Planlama Kriterleri.....	31
4.8. Tedavi Planları	32
4.9. Arccheck Kullanımı	34
4.10. Compass Kullanımı.....	35
5. BULGULAR	36
6. TARTIŞMA	60
7. SONUÇ.....	62
KAYNAKÇA	64
8. EKLER.....	68
EK 1. Özgeçmiş	68

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR.....	32
Tablo 2. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR.....	33
Tablo 3. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR.....	33
Tablo 4. Nazofarenks tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçlar	37
Tablo 5. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Beyin sapının aldığı Dmax doz değerleri.	37
Tablo 6. Beyin sapı için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar.....	38
Tablo 7. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Spinal kord Dmaks doz değerleri	39
Tablo 8. Spinal cord için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	40
Tablo 9. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Sağ parotislerinin Dmaen doz değerleri	40
Tablo 10. Sağ parotis için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar.....	41
Tablo 11. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Sol parotislerinin Dmaen doz değerleri	42
Tablo 12. Sol parotis için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	43
Tablo 13. Akciğer tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçlar	43
Tablo 14. Akciğer tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde toplam akciğer V20 <%35 değerleri	44

Tablo 15. Akciğer V20 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar	45
Tablo 16. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Toplam Akciğer %65 hacminin aldığı dozları TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri	46
Tablo 17. Akciğer V5 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar	47
Tablo 18. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Toplam Akciğer Dmean dozların TPS, Arccheck ve Compass sistemlerinin verdiği doz değerleri	47
Tablo 19. Akciğer ortalama doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	48
Tablo 20. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Kalp V45< %60 kriterlerinin TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri	49
Tablo 21: Kalp V45 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar.....	50
Tablo 22. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Kalp Dmean dozlarının TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri	50
Tablo 23. Kalp ortalama doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	51
Tablo 24. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Spinal kord Dmaks dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.....	52
Tablo 25. Spinal cord maksimum doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları.....	53
Tablo 26. Prostat tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçları	53
Tablo 27. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Rektum V40< %35 için TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.....	54
Tablo 28. Rektum V40 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	55
Tablo 29. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Rektum V65<%17 için TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.....	55
Tablo 30. Rektum V65 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	56

Tablo 31. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Mesane V65 dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.....	57
Tablo 32. Mesane V65 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	57
Tablo 33. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Mesane V40 dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.....	58
Tablo 34. Mesane V40 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları	59



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Nazofarenks anatomik yerleşkesi	2
Şekil 2. Nazofarenks anatomik yerleşkesi	3
Şekil 3. Akciğer Kanseri simülasyon görüntüsü.....	5
Şekil 4. Prostat anatomik görüntüsü	6
Şekil 5. Prostat kanseri simülasyon görüntüsü	8
Şekil 6. Gama aracı çalışma prensibi.....	19
Şekil 7. Gama aracı çalışma prensibi.....	21
Şekil 8. BEV'den ArcCheck dedektor dizilimi	21
Şekil 9. Dedektorlerin HeliGrid dizilimi	22
Şekil 10. Dedektör tasarımının hasta geometrisiyle benzerliği	22
Şekil 11. MultiPlug veya CavityPlug	23
Şekil 12. Compass tarafından oluşturulan BEV görüntüsü	25
Şekil 13. MatiXX dedektörü.....	26
Şekil 14. Eclipse DVH görüntüsü.....	27
Şekil 15. Eclipse hasta konturlama aracı	31
Şekil 16. Eclipse doz hesaplama model tablosu	31
Şekil 17. Eclipse'de Akciğer hastası ttedavi planlama.....	32
Şekil 18. BEV'den hedef hacim ve kritik organlar	33
Şekil 19. Arccheck'in set-up sonrası görünümü	34
Şekil 20. Compass'ın set-up görüntüsü.....	35
Şekil 21. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Beyin sapı Dmaks doz değeri için referans sistemle farklıkları.....	38
Şekil 22. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında beyin Spinal kord Dmaks doz değeri için referans sistemle farklıkları.....	39

Şekil 23. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Sağ parotis Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	41
Şekil 24. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Sol parotis Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	42
Şekil 25. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Toplam Akciğer V20<%35 doz değeri için referans sistemle farklılıkları	45
Şekil 26. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Toplam Akciğer V5<%65 doz değeri için referans sistemle farklılıkları ..	46
Şekil 27. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Toplam Akciğer Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları	48
Şekil 28. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Kalp V45<%60 doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	49
Şekil 29. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Kalp Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	51
Şekil 30. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Spinal cord Dmaks doz değeri için referans sistemle farklılıkları	52
Şekil 31. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Rektum V40<%35 doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	54
Şekil 32. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Rektum V65<%17 doz değeri için referans sistemle farklılıkları.....	56
Şekil 33. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Mesane V65<%25 doz değeri için referans sistemle farklılıkları	58
Şekil 34. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Mesane V40<%50 doz değeri için referans sistemle farklılıkları	59

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

1B	: 1 Boyutlu
2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
DD	: Doz Farkı
DTA	: Doz-Mesafe Uyumu
CBCT	: Cone Beam Computed Tomografi
MR	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
4B-BT	: 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi
RT	: Radyoterapi
MV	: Milyon Volt
Kv	: Kilo Volt
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
VMAT	: Volumetrik Ark Terapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)
IMAT	: Intensity Modulated Arc Therapy
AMRT	: Ark Modülasyonlu Radyoterapi
MLC	: Çok Yapraklı Kolimatör
SRS	: Stereotaktik Radyocerrahi (Stereotactic Radiosurgery)
SBRT	: Stereotaktik vücut radyoterapisi Stereotactic Body Radiotherapy
RTOG	: Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)
FF	: Düzleştirici filtre
FFF	: Düzleştirici filtresiz
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
BED	: Biyolojik Eş Değer Doz
LQ	: Lineer Quadratic Model
GTV	: Makroskopik Hedef Hacim (Gross Target Volume)

- CTV : Klinik Hedef Hacim (Clinic Target Volume)
PTV : Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
OAR : Risk altındaki organlar (Organ At Risk)
PBC : Pencil Beam Convolution
V₂₀ : 20 Gy doza maruz kalan hacim
3BKRT : 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
6MV : 6 MV X-Işını enerjisi
6MVFFF : Düzleştirici filtrenin olmadığı 6 MV X-Işını enerjisi



ÖZET

Nazofarenks, Prostat, Akciğer Kanseri Tedavilerinde Volumetrik Ark Tekniğiyle Yapılan Planlamaların Dozimetrik Kalite Kontrollerinin Karşılaştırılması

Radyoterapi, 1895 yılında X-Işınlının keşfinden bu yana sürekli teknolojik ilerlemelere dayanıyor. Radyoterapi, normal dokuları koruyarak tümör hacminde optimal izodozu oluşturmayı hedefler. Birçok kanser türünde rast gele yapılan deneyler (meme, prostat ve rektum) sayesinde etkinliği ve toleransı bilimsel olarak kanıtlanmıştır. Hastanın yaşamı için büyük önem taşıyan bu tür başarılar, son on yılda bilgisayar destekli teknolojiyle liner hızlandırıcılar tarafından teşvik edilmiştir. Yakın zamanda bu gelişmeler yeni tedavi teknikleriyle güçlendirildi. Bu gelişmelerden biri hedef hacim kapsamı ve kritik dokuların korunmasında konvansiyonel radyoterapi tekniklerine oranla iyileştirilmiş VMAT tedavi tekniğidir ve dünyadaki klinik kullanımı önemli ölçüde artmaktadır. Yeni tedavi teknikleri beraberinde yeni kalite kontrol yöntemlerinin gelişimini sağladı ve bu gelişim geleneksel yöntemlerden farklıdır.

Bu çalışma, nazofarenks, prostat ve akciğer kanser tedavilerinde kullanılan VMAT tedavi tekniğinin 3 boyutlu hastaya özgü kalite kontrolü için Compass ve Arccheck 3DVH yazılımı arasındaki doz hacim histogramını değerlendirmek amaçlamaktadır. Compass (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Almanya) ve Arccheck (Sun Nuclear Corp., Melbourne, ABD) ticari yarı 3-boyutlu dozimetre kalite kontrol sistemleridir. Temel ve ileri klinik uygulama için Compass ve Arccheck DVH'leri değerlendirildi, gelişmiş klinik uygulama için heterojen (nazofarenks, prostat ve akciğer) bölgelere dönük VMAT tedavi planları incelendi, DVH'ler, korunan organların doz kritiklerine (OAR) göre Eclipse tedavi planlama sisteminden (TPS) hesaplama yapıldı, DVH'lerin üretilmesi için tedavi planları Compass ve Arccheck sistemlerine yüklenip ışınlandı. Compass ve Arccheck sistemleri korunan organların doz kritiklerine göre TPS'e benzer sonuçlar verdi ve bulgular değerlendirildi.

Anahtar Kelimeler: Compass, ArcCheck, TPS, Prostat, Akciğer, Nazofarenks, VMAT, 3DVH

SUMMARY

Comparison of Dozimetric Quality Controls of Volumetric Arc Technique Plans in Nazopharens, Prostate, Lung Cancer Treatments

Radiotherapy has been driven by constant technological advances since the discovery of X-rays in 1895. Radiotherapy aims to sculpt the optimal isodose on the tumour volume while sparing normal tissues. The efficacy and tolerance of radiotherapy were demonstrated by randomized trials in many different types of cancer (including breast, Prostate and rectum) with a high level of scientific evidence. Such achievements, of major importance for the life of patients, have been fostered during the past decade by linear accelerators with computer-assisted technology. More recently, these developments were augmented by new treatment techniques, One of these developments is the vmat treatment technique Which can achieve highly conformal dose distributions with improved target volume coverage and sparing of conventional tissues compared with conventional radiotherapy techniques and The clinical worldwide use of VMAT is increasing significantly. New treatment techniques brought along with the development of new quality control methods (QA). In this way, new systems developed outside of traditional methods.

This study was aimed to evaluate the dose volume histogram (DVHs) between Compass and 3DVH software for 3D patient-specific QA in VMAT technique used for Nasopharynx, prostate and lung cancer treatment. Compass system (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) and Arccheck with 3DVH software (Sun Nuclear Corp., Melbourne, USA) are commercial quasi-3-dimensional (3D) dosimetry arrays. The DVHs of Compass and Arccheck were evaluated for basic and advanced clinical application. For the advanced clinical application, VMAT treatment plans targeting the heterogen region were investigated. The treatment plans were transferred to Compass and Arccheck for measurement and to generated the DVHs in Compass and Arccheck, respectively. The DVHs were compared with calculations from the Eclipse treatment planning system (TPS) according to dose specified for OARs. Compass and Arccheck showed comparable dose outcomes between TPS a in OARs and the findings were evaluated.

Key Words: Compass, ArcCheck, TPS, Prostate, Lung, Nazopharens, VMAT, 3DVH

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak kanser hücrelerini yok etmek prensibine dayanır. Radyasyonu hedef hacme yönlendirmek amaçlı yapılan tedavi planlarının ana amaçlarında biride hedef hacmin yakınındaki dokuları korumak, zararı en aza indirmektir.

Tedaviyi uygulamak için kullanılan tekniklerin kontrollerini sağlamak, istenilen noktaya doğru dozu vermek tedavinin bir parçasıdır. Bunu yaparken, tedavi planı ve uygulayan cihazın kalite kontrollerini yapmak için bilginin temel alınması gerekmektedir.

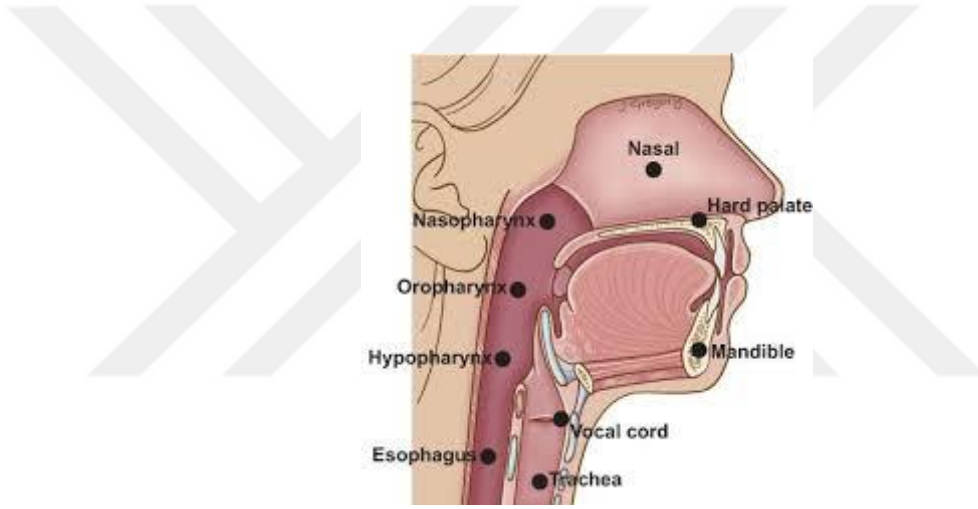
Teknolojinin ilerlemesi tedaviler için avantaj olmuştur, teknolojinin getirdiği yeni tedavi teknikleri ve tedaviyi uygulayan yeni cihazların doğruluk testleride bu ilerlemeyle paralel olmalıdır. Bu amaçla geçmişten günümüze uygulanmış dozimetrik kalite kontrol testleri ve yeni geliştirilen ArcCheck, Compass gibi cihazların uygunluğunu araştırmamız yenilikçi olamamızı sağlar.

Bu çalışma, kendi aralarında homojen olmayan ortama sahip hava, kemik ve yumuşak dokuları barındıran üç farklı kanser yapısını ele alarak, Prostat, Akciğer ve Nazofarenks kanserli hastaların Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri üzerine yapılan tedavi planlarını, tedavi cihazından bağımsız kalite kontrol sistemleri ile dozimetrik kontrollerini ve doz hacim ilişkisiyle ortaya koymaya yöneliktir.

2. GENEL BİLGİLER

2.2. Nazofarenks

Anatomik yapısı nedeni ile nazofarenks kanserleri erken belirti vermemekte ve genellikle lokal, bölgesel yayılıma ait spesifik olmayan semptomlarla ortaya çıkmaktadır. Kılıniğin iyi anlaşılabilmesi için nazofarenksin anatomik yapısının iyi bilinmesi gerekmektedir.



Şekil 1. Nazofarenks anatomik yerleşkesi

Nazofarenks yaklaşık 4.5 x 4 x 3 cm boyutlarında ve küboidal şeklindedir. Önde burun boşluğu ve altta orofarinksle doğrudan ve yanlardan östaki boruları aracılığı ile dolaylı olarak orta kulakla devamlılık gösterir. Sınırlarını önde posterior nazal koanalar, arkada ilk iki servikal vertebra, yukarıda kafa kaidesi ve altta ise yumuşak damak oluşturmaktadır. Tümörler, yan duvarları meydana getiren iki kas tabakası arasındaki açıklıktan parafaringeal boşluğa yayılım gösterebilirler. Yan duvarlara açılan östaki borularının boşluğa doğru meydana getirdiği ufak çıkıntının (torus tubarius) arkasında yer alan Rosenmüller fossa nazofarenks kanserlerin en sık izlendiği bölgelerdir. [1]

2.2. Nazofarenks Kanseri

Epidemiyoloji ve insidans olarak ele aldığımızda endemik dağılım gösteren nazofarenks kanseri, batı ülkelerinde tüm kanserlerin % 0,002'sini teşkil eden nadir bir tümördür. Çin'de yılda 20/100.000'e kadar çıkmaktadır. Güneydoğu Asya ülkelerini, Grönland, Kuzey Afrika ve ülkemizin de dâhil olduğu Akdeniz ülkeleri izlemekte olup bu bölgelerde ise yıllık insidans 8-12/100.000 olarak bildirilmektedir. Nazofarenks kanseri etyolojisinde viral, çevresel ve genetik olmak üzere önemli üç temel faktör bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmada, Epstein-Barr virüsü ile geçirilen enfeksiyondan yıllar sonra nazofarenks kanseri gelişme olasılığı vardır ve nazofarenks kanseri olgularının çoğunda, Epstein-Barr virüsü'ne karşı gelişen yüksek antikor titreleri tespit edilmiştir.



Şekil 2. Nazofarenks anatomik yerleşkesi

Etyoloji: Odun dumanı, sigara dumanı maruziyeti, kroton içeren ve özellikle karsinojen etkisi bilinen dimetil nitrozamin'den zengin olan tütülenmiş balıkların yenmesi bunlara örnek olarak verilmektedir.

Patoloji: %80-90 oranında yassı hücreli ya da varyantlarından olduğu için Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından temelde üç hücre tipi ile sınıflandırılmıştır. Buna göre; WHO tip 1; Nazofarenks kanseri, yassı hücreli karsinoma olup keratin açısından zengindir. WHO tip 2; İyi diferansiye non-keratinize karsinom. WHO tip 3; İndiferansiye karsinom % 63-80 oranı ile en sık görülen nazofarenks kanseri histopatolojik tiptir. [2] Nazofarenks kanserleri, bölgenin anatomik yerleşimi ve nazal kavite, paranasal sinüsler, oral kavite, kafa tabanı, orbita gibi yapılara

komşuluğu nedeniyle tanı ve evrelemede zorluklar göstermektedir. [2]

Evre 1: Nazofarenks sınırlı tümör

Evre 2: Nazofarenks sınırlı tümör veya sınırlı boyuna (lenf) yayılımı olan tümör

Evre 3: İntrakraniyal (kafa içi) veya intratemporal yayılım, boyuna geniş yayılmış hastalık ya da herhangi bir uzak organ metastazı olması.

Çoğu hasta Evre 3 veya 4 hastalık ile başvururlar. Ayrıca bu anatomik komşuluklar, tedavi planlama ve uygulama sürecini etkilemektedir. İşlevsel ve anatomik yapının korunması, hastalık kontrolü kadar önemlidir. Radyoterapi standart tedavi yaklaşımı olup özellikle erken evre hastalıkta en etkin yöntemdir. [2]

2.3. Akciğer

2.3.1. Akciğer anatomisi

Sağ akciğer üst, orta ve lob olmak üzere üç, sol akciğer ise üst ve alt lob olmak üzere iki lobdan oluşur. Akciğerlerin üzeri plevra denilen bir zarla kaplıdır. Hastalık lokal invazyon, lenfatik damarlar ve kan damarları yoluyla yayılır. Lenfatik yayılım sıklıkla intrapulmoner, hiler, mediastinal, supraklaviküler ve skalen lenf nodu bölgelerini içerir. Kan damarları aracılığıyla karşı akciğer, karaciğer, böbreküstü bezi, beyin ve kemik metastazları sık görülür. Tümör lokal yayılım ile göğüs duvarı, mediastinal yapılar, büyük damarlar ve kalbe invaze olabilir. Akciğer kanseri şüphesi olan tüm olgulardan öncelikle öykü alınmalı ve fizik muayene yapılmalı, ardından laboratuvar ve görüntüleme tetkikleri istenmelidir. Tanı balgam sitolojisi, bronkoskopik örnekleme veya Bilgisayar Tomografisi (BT) eşliğinde biopsi ile konur. [3]

2.3.2. Akciğer kanseri

Tüm dünyada en sık görülen kanser akciğer kanseridir ve kanserlerden ölümlerin en sık nedenidir. Akciğer kanseri gelişimi için en önemli risk faktörü sigaradır ve olguların yaklaşık % 85-90'ından sorumludur.



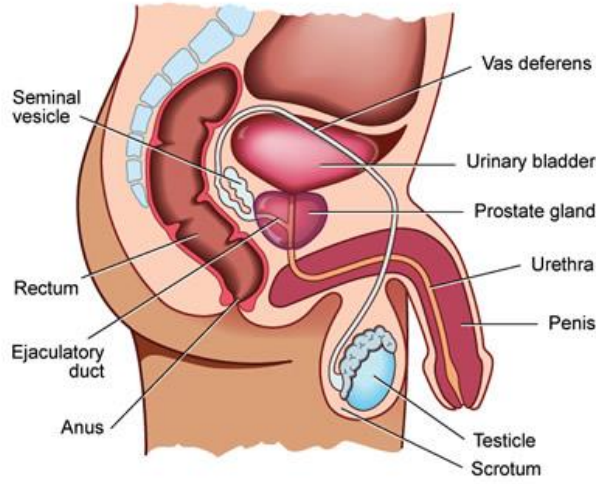
Şekil 3. Akciğer Kanseri simülasyon görüntüsü

Histopatolojik tiplerine göre küçük hücreli akciğer kanseri (KHAK) (%15) ve küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK) (%85) olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Küçük hücreli akciğer kanserleri kalsikmolarak; Sınırlı evre (%30) ve yaygın (ileri) evre (%70) olmak üzere iki gruba ayrılır. Tüm akciğer kanserlerinin, Kansere Evreleme Atlası/Kansere Evreleme Sistemine uygun protokollerce (AJCC/TNM) evrelenmesi önerilir. Tedavi yaklaşımı KHDAK ve KHAK için farklıdır. Erken evre KHDAK tedavisinde altın standart cerrahidir. Adjuvan RT'nin lokal yinelemeleri azalttığı gösterilmiştir. Cerrahi işlen sonrasında yakın/pozitif cerrahi sınır ya da mediastinal lenf nodu metastazı varlığında adjuvan RT ve evre 1B-3 olgulara adjuvan Kemoterapi (KT) önerilir. Tümöre ve metastazlara bağlı septomların tedavisinde palyatif Radyoterapi (RT) uygulanabilir. [3]

2.4. Prostat

2.4.1. Prostat anatomisi

Prostat derin pelviste yerleşik kapsülle çevrili fibromusküler ve glandüler bir organdır ve şekli cevize ya da ters bir koniye benzer. Genç erişkinde ortalama hacim yaklaşık 20 ml' dir ve yaklaşık olarak 3 cm yüksekliğinde 4 cm genişliğinde, 2.5 cm kalınlığındadır.



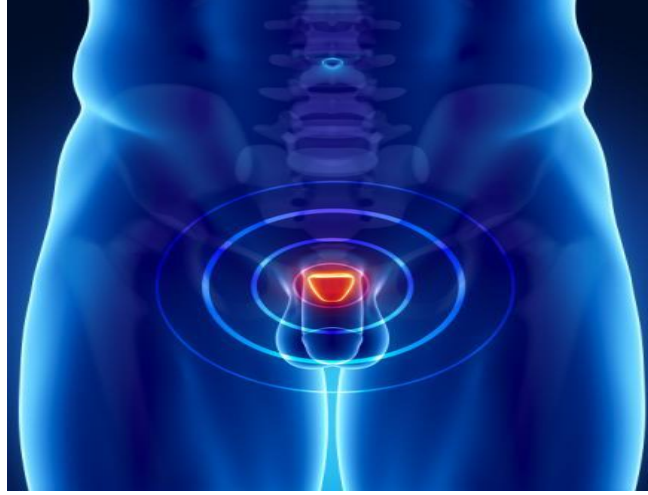
Şekil 4. Prostat anatomik görüntüsü

Superior'dan mesaneye, inferior' dan ise eksternal üriner sfinkterve membranöz üretraya bağlıdır. Prostatın bazal kısmı mesaneyle komşu olan bezin superior kısmıdır, apeks ise inferior sınırına tekabül eder. Prostatın dört yüzü vardır. Bunlar posterior yüz, anterior yüz ve iki adet inferolateral yüzdür. İnfrolateral yüzler konveks biçimlidir ve levator ani kaslarının medial kenarları endopelvik fasya ile ilişkilidir. Posterior yüz rektumla komşudur ve rektumdan Denonvilliers fasyasıyla ayrılır. Denonvillier fasyası anterior rektal duvarla prostatın ve seminal veziküllerin posterior yüzü arasında yer alır. Bu fasya prostat kanserinin posterior yayılımını engelleyen bir bariyere benzer. Prostatın posterosuperiorunda ise seminal veziküller ve vas deferensin ampullası yer alır. Prostatın anterior yüzü simfizis pubisin arkasında yer alır ve puboprostatik ligamanlarla buna bağlıdır. Prostatın anterior yüzüyle simfizis pubis arasındaki potansiyel bu boşluğa Retzius boşluğu denir ve içerisinde Santorini ven pleksusu, yüzeyel dorsal ven ve yağlı doku içerir. Radikal retropubik prostatektomi esnasında açılan retropubik alanda corpus kavernozumları besleyen aberran damarlara da rastlanabilir. Prostatın taban kısmı mesaneyle ilişkilidir, üretra ve detrusor kasıyla devamlılık gösterir. Mesane boynunun sirküler düz kas lifleri verumontanum seviyesindeki prostate kadar uzanım gösterebilir ve bu da preprostatik sfinkter olarak bilinir. Prostatın apeksi ise çizgili üretral sfinkter ile devam eder. Prostatın içinden iki yapı geçer, bunlar üretra ve ejakulatuar kanallardır. Ejakulatuar kanallar vas deferens ve seminal vezikülün kanalının birleşmesinden meydana gelen çift sayıda yapılardır. Prostata posterior yüzün üst bölümünden

girerler ve bezin inferomedyalinde ilerlerler. Prostatik üretraya verumontanum seviyesinde ve verumontanumun her iki yanında açılırlar. Sfinkter mekanizmaları yoktur. Prostatik üretra, mesane boynundan başlar ve prostat apeksinde bezi terk eder. Ortalama 3 cm uzunluğundadır ve konveks bir eğri çizer. Verumontanum üretral krestin en büyük parçasıdır ve sadece prostatik üretrada bulunur. [4]

2.4.2. Prostat kanseri

Prostat kanseri günümüzde erkeklerde en sık görülen organ kanseridir. Akciğer kanserinden sonra ikinci sırada ölüm nedenidir. Otopsi çalışmalarına göre 50 yaş civarında bir erkekte prostat kanseri bulunma riski %30-50 iken bu oran 80 yaşında %80'e ulaşmaktadır. ABD'de yapılan bir araştırmaya göre 50 ve üstü yaş grubunda her 10 erkekte birinde klinik önemi olan prostat kanseri saptanmaktadır. Yaş arttıkça insidansı artan bu hastalık için yılda yaklaşık %30'lara varan bir mortalite prevalansı saptanmıştır. Yaşla bağımlı olarak artan insidans sonucunda 75 yaş üstü grupta prostat kanseri ABD'de erkeklerde kanserden en sık ölüm nedeni olmaktadır.[5] Türkiye Birleşik Veri Tabanı verisine göre erkek nüfusta prostat kanseri ülkemizde 2006-2010 yılları arasında en sık görülen ikinci malignitedir (yaşam standardize insidans hızı, 27.9-33.8/100.000 kişi). [6] Prostat kanseri tanısında en sık ve ilk kullanılan yöntem parmakla rektal muayenedir (PRM). Ancak PRM ile prostat kanseri tanısı koyabilmek oldukça güç olduğundan hastalık ancak ileri evrelerde yakalanabilmektedir. Tanıdaki bu gecikmeler sonucu tedavi çok daha güçleşmekte hatta imkansız hale gelmektedir. Tanıda geç kalınmasını önlemek amacıyla PRM'ye ek olarak tümör belirleyicileri (PSA) ve radyolojik yöntemler (Transrektal Ultrasonografi) kullanılmaktadır. [6]



Şekil 5. Prostat kanseri simülasyon görüntüsü

Evreleme: Prostat kanserinde en uygun tedavinin planlaması risk değerlendirmesine göre gerçekleştirilir. Kanser organa sınırlı olma, bölgesel lenf nodlarına yayılım gösterme, uzak metastaz yapma özelliklerinin değerlendirilmesine evreleme denir.[7] Radyolojik görüntüleme, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme (BT, MRG) ya da kemik sintigrafisi evrelemede kullanılan yöntemlerdir.

TNM sisteminde, prostat kanserinin organ içine sınırlı olma durumu T evrelemesi (parmakla rektal muayene, PSA, TRUS ve multiparametrik Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) ile; lenf nodu tutulumu N evrelemesi (BT, MRG velenf nodu örnekleme ile); ve uzak metastaz M evrelemesi (torakoabdominal BT ve kemik sintigrafisi) ile tanımlanır. [8]

T3N0M0 hastalarda erken postop dönemde adjuvan RT (özellikle cerrahi sınır pozitiflerde) progresyonsuz sağkalıma faydalıdır.

T2-T3N0M0 hastalarda; persistan yüksek PSA, nüks yüksek PSA ve PSA 0.5 ng/mL'yi geçmeden kurtarma RT'si şeklinde verilebilir.

T3-T4N0M0 ve WHO performans statusü-2 hastalar için; eş zamanlı ve adjuvan hormon tedavisi (3yıl) genel sağkalıma faydalıdır.

T2c-T3 N0-x, Gleason 2-6 hastalarda neoadjuvan ve eş zamanlı kısa süreli ADT genel sağkalıma faydalıdır.

Yüksek riskli c - p N1M0 ve ileri derecede komorbiditesi olmayan hastalarda

pelvik eksternal RT ve eş zamanlı uzun süreli adjuvan hormon tedavisi; Genel sağkalıma, biyokimyasal kontrole faydalıdır, hastalığa bağlı ve metastaz gelişimi ile ilgili başarısızlığı geciktirir.[8]

Erken evre prostat kanserinin tedavisinde, cerrahi ve radyoterapi karşılaştırılabilir düzeyde benzer tedavi başarısı sağlar. Tedavi seçiminde hastanın yaşam beklentisine, başka hastalığının olup olmadığına, tümör karakteristiğine ve hastanın yaşam kalitesine dayalı beklentilerine bakılarak karar verilir. Kapsül invazyonu dahil, prostat dışına yayılmış kanserlerde ise seçilmesi gereken lokal tedavi yöntemi doğrudan radyoterapidir. [9]

2.5. Radyoterapi

2.5.1. Radyoterapi tedavi tekniği uygulama tarihçesi

1895 yılında Wilhem Conrad Roentgen tarafından keşfedilen X-ışınlarıyla teşhis ve bir çok hastalık tedavisinin başlangıcı olmuştur. Aynı yıl X-ışını kullanarak kötü huylu hastalıkların tedavi edilebileceği fikri doğmuştur ve tıp öğrencisi Emil Grubbe' nin girişimiyle meme kanseri lokal nüks tedavisinde kullanılmıştır. Bu olayın ardından radyoaktif elementlerin önemli keşifleri takip etti. Polanyum ve Radyumu keşfeden ve bu keşifleriyle 1903 ve 1911 yılında Nobel ödülü sahipleri Marie ve Pierre Curie' nin ardından onkolojik hasta tedavilerinde faydalanmak için radyoterapi, potansiyel tedavi olmaya başladığının ilk adımları olarak kabul edilir. İlk olarak 1934 yılında Novi Sad' da Dr.Nikola Vujic tarafından X-ışını jeneratörü kurulmuş ve hasta tedavisi için kullanılmıştır. 2.dünya savaşının ardından radyoterapi modernize edilerek derin radyoterapi için 4-Valve-Multi-Voltage cihazı (Siemens) Chaoul tarafından tedavilere kazandırmıştır.

1895 - W.C. Roentgen X-ışını keşfi,

1895 - Emil Grubbe - nüks eden meme kanseri tedavisinde ilk X-ray ışınını kullanımı,

1901 - Dr. Danlos - cilt tedavisi için radyum'la brakiterapinin kullanılması,

1903 - Dr. Senn ve Pusey radyoterapinin lenf nodlarınınamolan etkisini tarif etmiştir,

1930 - Curie enstitüsü fraksiyonlar üzerine çalışmıştır,

1934 - Irene ve Frédérique Joliot - Curie yapay radyoaktif elementlerin keşfini gerçekleştirmişler,

1951 - Londra Victoria hastanesi - kobalt tesisi,

1951 - Standford - ilk linear hızlandırıcı,

1973 - G.N.Hounsfield tarayıcı tesisi,

1990 - IMRT Radyoterapi tedavi planlama ile tarayıcının ilk kullanımı,

IMRT' nin 1978'de bulunup 1990'da ilk kullanılmasının sebebi bilgisayar sistemlerinin yeterince iyileşmemiş olmasıydı. [10]

2.6. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) düzgün olmayan radyasyon ışın yoğunluğu kullanımına dayalı konformal radyoterapinin yeni bir basamağıdır. Non uniform doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar. Sağlıklı dokuları koruyarak hedef volumde kabul edilebilir bir doz dağılımı sağlar. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak elde edilir. Doz yoğunlukları MLC'lerce oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Böylece kabul edilebilir homojen doz ve tümöre yakın sağlıklı dokularda maksimum koruma sağlanır. [11]

Yoğunluk ayarlı radyoterapi kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi planlama bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapinin diğer modalitelere göre ana üstünlüğü PTV ile OAR (organ at risk) arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu durum toksisiteyi azaltırken, doz artırımını ve lokal bölgesel kontrolün artışını mümkün kılabilir. [12,13] Kompleks doz hesaplamaları ve ileri teknolojiler ile kullanılan IMRT tekniğinin mümkün olan en iyi doğrulukta kullanılabilmesi için özel kalite kontrol yöntemlerine ihtiyaç vardır.

IMRT ile optimal doz dağılımları elde edebilir ve klinik sonuçlar artırabilir. IMRT'nin yetersiz kullanılması durumunda, sonuç geleneksel tedavilerden daha kötü olabilir. IMRT sahaları çoklu alt alanlardan oluştuğundan bu sahalardaki doz doğruluğu kullanılan lineer hızlandırıcının kalite kontrol testlerindeki performansına bağlıdır. Çok yapraklı (multileaf) kolimatör (MLC) pozisyon doğruluğu, masa hareketleri, gantry ve kolimatör göstergeleri ile gantry dönüş hızı ve MLC hızları gibi bir çok parametre IMRT uygulaması öncesinde klinik olarak incelenmelidir. [14]

2.7. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi (VMAT)

IMRT ışınlama sırasında MLC'leri module ederek sabit gantry açılarında 2B huzme profile oluşturur ve birleştirerek 3B doz dağılımı elde edilir. VMAT ise ışınlama sırasında MLC, gantry hızı ve doz rate module edilerek arc huzmelerinden 3B doz dağılımı elde edilir. [15] VMAT tedavi tekniğinin 2008' de kliniklerde kullanılmaya başlamasıyla, dozun tesliminde gerçekleşen simultaneous gantry hızı, doz hızı ve multileaf kolimatör açıklık varyasyonları gibi sebeplerden dolayı dozimetrik doz doğrulama gerektirir, çünkü tedavi öncesinde doz teslimat kontrolleri sağlanmalıdır. [15][16]

3. DOZİMETRİK KONTROLLER

Radyoterapide, hastaya verilen radyasyon doz kontrolü, doğruluk testleriyle sağlanır. Hasta planının tedavisi öncesinde kalite kontrolü yapılmalıdır. Doz doğruluğu testi bir kalite güvence testidir. Radyocerrahi ve IMRT gibi hassasiyeti yüksek ve karışık tedavilerde özellikle önemlidir. Son zamanlarda geliştirilen, gelişmiş radyasyon teknikleri doğal olarak yüksek doz geçişlerine sebebiyet verir, küçük bir hata bile sonucu önemli ölçüde değiştirebilir. Bu yeni radyoterapi tekniklerinin artan kullanımı ile birlikte dozimetrik doğrulamaya olan ilgi artmaktadır.

Kalite kontrollerini sağlamak ve değerlendirmek için iki ana metod vardır;

1. Gerçek birleşik doz hesabı ve gerçek tedavi planının tüm ışınlamasını film yada iyon odası içeren bir plastik fantom kullanımıyla ölçülmesi.
2. Diyot içeren cihaz yada iyon odası ölçümü kullanarak doz ölçümü yapmak. Hızlı ve kurulumu kolay olduğundan ikinci yöntem birçok klinik tarafından kullanılmaktadır. İkinci yöntem için geliştirilen MatriXX gibi 2 boyutlu sıralı dedektörlü cihazların lateral ışınlanmalarındaki kayıplar nedeniyle sınırlamalar olduğundan düzlemsel tasarımlardır. Bu nedenle Arccheck ve Compass gibi cihazlar lateral ışınlamalarda ki kayıpları önlemek amaçlı olarak son dönemde geliştirilen yeni dozimetrik kontrol araçlardır. [17]

Dozimetrik doğrulama tedavi planlama sisteminin referans dozu ile ölçülen dozun karşılaştırılmasıdır. İki boyutlu referans doz yada tüm referans dozun performansını tekrardan değerlendirilmesi ile bu işlem gerçekleştirilir. Bir çok durumda, film, diyot dizisi yada elektronik portal görüntüleme cihazıyla planın tekrardan bu sistemler üzerinde alan-alan (beam-on-beam) ışınlaması ile doz analizi sağlanır.

IMRT ve VMAT teknikleriyle yapılan tedavi planlarının kalite kontrolleri, kabul kriterlerince sağlanması için birçok çalışma yapılmıştır. [18][19][20][21]

IMRT ve geçmişte yapılan planlar üzerinde gerçekleştirilen bu çalışmalar istatistiksel analiz performansı ile temel seviyedeki çalışmalardır.

AAPM Task grup 119 ve diğer çalışmaların kabul ettiği gibi %3 doz farkı ve %3 mm doz mesafe uyumu kriteri raporlarda yer almış ve klinikler tarafından uygulanmıştır. [22]

Son yıllardaki çalışmalarda her düzlemsel ışının Gama test sonuçlarına bakmak hasta üzerindeki klinik etkiyi tahmin edemeyeceğinden yerini doz hacim histogramı planlanan hedef hacim, klinik hedef hacim ve riskli organlar (PTV, CTV, OAR) değerlendirmelerine bırakmıştır. [23]

Bu sebepten, kalite kontrol ölçümlerine dayalı hasta dozunu tahmin edici yeni yazılımlar geliştirildi. Bunlardan bazıları Compass sistemi (IBA-Wellhofer, Bahnhostrasse Schwarzenbruck, Germany), Dosimetry Check (Math Resolutions, LLC, Gales Lane, Columbia), ve 3DVH (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida). [23]

Geliştirilen yeni cihazların eskiye oranla getirilerini görmek için bir çok çalışma mevcuttur. DVH yazılımı kullanılarak gama değeri ile aralarındaki ilişkiyi ortaya çıkarmak için yapılan çalışma sayesinde, geçmişte yapılan kalite kontrollerine oranla iyi bir dayanak sunulmuştur.

$0 < |r| < 0.3$ zayıf kolerasyon

$0.3 < |r| < 0.7$ orta kolerasyon

$|r| > 0.7$ güçlü kolerasyon

Gama değerinin iki doz arasındaki mesafe değerlerince düşük olduğu ortaya konulmuştur, bu durum doz mesafesi (%dd) ile gama arasında zayıf bir ilişkinin kanıtıdır. [24]

3.1. Dağılım Analizi

Dozimetriler doz dağılım karakterleri hakkında önemli bilgiler sağlar. Dozimetriler, tümör ışınlanması ve normal doku fonksiyonlarını korunması gibi fiziksel fenomenlerin direk ölçümünü verir. Potansiyel bir yarar sağlamak için gereken doz doğruluğu belirli bir yüzdelik içinde olması gerekir. İnsan vücudu gibi

kompleks bir yapıya uygulanacak radyoterapi güvenilir olmalıdır. Bunu da hastaya verilecek ışının oryantasyon seçimleri, enerjisi ve şiddeti tedavi öncesinde ki bilgisayar hesaplama sistemleri sayesinde mümkündür. [25]

Bilgisayar sistemi yarattığı üç boyutlu alanda doz dağılımlarını simüle ederek verimli, kaliteli ve daha anlaşılır metotlar sunar.

Uygulanan dozun karmaşalığı sonucu ortamda meydana gelen yeni dağılımların doğruluğu, ölçüm tabanlı sistemler sayesinde hesabı mümkündür. Bu da bizleri üç boyutlu doz dağılımın ölçümü amaçlı araştırmalara yönlendirmiştir. Ancak, üç boyutlu ölçüm ve bu ölçümlere ait hesaplamalar doz dağılım kalite güvencesinin sadece bir parçasıdır. [26]

Referans kabul edilen doz dağılımlar ile ölçüm yapılacak doz dağılımlar arasında kabul görmeyen bölgelerin belirlenmesi ve sayısal farkların gösterilmesi gerekir. 1989 da 2d ve 3d elektron ışını doz hesaplama algoritmasıyla doz-farkı dağılımlarını değerlendirmek için doz dağılım histogramları kullanılmıştır. [27]

$\delta(rr, ro)$, Doz farkı (DD)

$D(rr)$, Referans noktasındaki doz değeri

$D(ro)$, Ölçüm noktasındaki doz değeri

$\delta(rr) = \delta(rr, ro) \rightarrow rr = ro$

$\delta(rr, ro) = D(rr) - D(ro)$

Doz dağılım histogramları incelendiğinde, doz-farkı testinin (DD) düşük gradienet bölgelerinde iyi çalıştığı fakat yüksek gradient (eğim) bölgelerinde hassasiyeti gözlemlenmiş ve bu hassasiyetin konumsal farklardan kaynaklandığı saptanmıştır. Referans kabul edilen doz dağılımları ile ölçüm yapılacak doz dağılımları arasında küçük bir konumsal farklılığın, ışın penumbra bölgesinde büyük bir farka neden olduğundan dolayı, yüksek doz gradient bölgelerinde daha uygun bir değerlendirme sağlamak amaçlı yeni bir doz hesaplama algoritmasına ihtiyaç duyuldu. [26]

Van Dyk ve arkadaşları doz dağılım karşılaştırmaları için kalite araçları uygulayarak yayımlayan ilk grup oldu. [25]

3.2. Mesafe Uyumu

Van Dyk ve arkadaşları (1993) yüksek doz gradient bölgelerinde doz farklarını gözlemleyerek küçük konumsal kaydırmaların büyük etkisi olacağını ifade ederek, yüksek doz geçişlerindeki farklılıkların hesaplanabilirliği için mesafe uyumu (distance-to-agreement, DTA) tanımlamasını kazandırdı. Tedavi planlama sistemlerinde kullanmak için Van Dyk ve arkadaşları tarafından yönerge yayınlandı. Bu yönergeye göre düşük ve yüksek gradient bölgelerinde önerilen değerler, elektron enerjisi için doz farkı ve mesafe uyumunu sırasıyla %3 ve 4 mm, foton enerjisi içinse doz farkı ve mesafe uyumunu, sırasıyla %4 ve 4 mm'dir. [28]

Van Dyk ve arkadaşları, doz gradient bölgelerini dikkate alarak dozları karşılaştırmak için en iyi yolu belirlediler. Onlara göre, iki dozu karşılaştırmak için en basit yol dağılımlarda ki sayısal farkların alınmasıdır. İki doz dağılımının sayısal olarak uyuşmamasını bilmek farklılığı açığa çıkarır. Ancak, pratik sınırlamalar vardır. İlk olarak, doz dağılımları tam uyumlu olmayabilir. Bu sorunlardan biri detektörün mekansal toleransıdır, lineer hızlandırıcıya fantom hizalandırıp, fantoma pozisyonlandırılan dedektör sayesinde iyi bir okuma işlemi gereklidir. Ölçümlerde mekansal bir hata var ise, doz dağılım farklarında yanlışlığa sebep olur ve iki dağılımın boyutsal dengesizliği dik doz gradient bölgelerinde hata yaratır. Bu gibi hatalar beraberinde sorular getirir. Sorunlardan biri, boyutsal eşleşmenin sağlanmaması durumunda hasta tedavisi mümkün mü? Bu geçerli bir argümandır, ölçümün amacı cevabı açıklar. Tedavi planlama sistemi çıkışını doğrulamaktır yada hesaplamının sistem genelinde süreç doğruluğu, veri transferi ve doğru doz teslimatı gerekir. Kişi işlemi yürütürken yada dozimetrik kalite kontrol sonuçlarını değerlendirirken, ölçme kaynaklı hatalar genellikle arzu edilmez. Buna rağmen, doz dağılım karşılaştırmalarında istenilen özelliklerden biri, deneysel hataların tolerans edilmesidir. [25]

$d(r_r)$ Mesafe uyumu (DTA) r_r, r_o

$d(r_r) = \min(r_{zero}(r_r, r_o) \in r_o$

$r_{zero}(r_r, r_o) = r(r_r, r_o) \Rightarrow \delta(r_r, r_o) \equiv 0$

$r(r_r, r_o) = |r_r - r_o|$

DTA aynı doz seviyesine sahip iki dağılım arasında en yakın mesafeleri belirleyip hesaplar. Diğer bir deyişle, izodoz çizgisinin dağılımı üzerinde yaklaşık bir nokta baz alınarak doz değerine bakılır ve diğer dağılımda aynı doz seviyesinde ki en yakın noktayı belirler. Bir nokta değerlendirdiğinde diğer dağılım uzaktan sorgulanır yani DTA bölgesel olmayan bir fonksiyondur. DTA fonksiyonu değiştirilemez, iki doz dağılımının yer değişikliğinde sadece doz farkının işareti değişir, iki dağılım birbirleriyle olan yer değişikliği gerçek rollerinden farklıdır. Bu nedenle, doz dağılımlarını, referans ve değerlendirilen dağılımlar olarak iki kategoriye ayırıp kullanmak gerekir. Referans dağılım sayesinde DTA nokta nokta hesaplanır, belirlenen izodozun en yakın yaklaşımı için değerlendirilen dağılım sorgulanır.

Doz farkı dağılımının güzel özelliklerinden biri nispeten basit yorumlamadır. Çoğu fizikçi bir bakışta doz farkı dağılımını görüp verileri yorumlayabilir. Dik doz geçiş etkisi nedeniyle, doz farkları klinik olmayabilir fakat sayıların arkasında anlam açıktır. Dik doz gradient bölgelerinde doz farkı aşırı duyarlı iken DTA sıg doz gradient bölgelerinde aşırı duyarlıdır. (Referans doz noktasında doz D iken, sıg doz gradient bir bölgedeki hata payıyla birlikte değerlendirilen doz noktasında ölçülen doz $d+sd$ olabilir, referans noktasından değerlendirilen dağılım mesafesi aynı d dozundan farklı olabilir. Bu nedenle DTA çok büyük olacaktır.)

3.3. Komposit Analiz

Shiu ve arkadaşlarının [26] kavramlarına dayalı kompozit araç, ilk Cheng ve arkadaşları tarafından kullanıldı. Bu uygulamaya doz farkı ve DTA' nın her ikisini birlikte kullanarak geçti-kaldı kriterleri eklenmiştir.[26]

Yapılan çalışmalar sayesinde, foton ışınları için doz farkının düşük doz gradient bölgelerinde farkın %3, doz mesafe uyumu yüksek gradient bölgelerinde farkın 4 mm' den az olması gerekirken, elektron ışınlarında doz farkı %4 ve DTA farkının 4mm' den az olması gerekir.[30] doz farkı ve doz mesafe uyumu bu kriterlerce uygulandığında dağılımın başarısız olduğu bölgeler belirlenmiş olunur. Doz dağılım ve doz mesafe uyum kriterleri eş zamanlı incelenmesinde fayda vardır. [26]

Doz dağılımlarının kalite kontrolü için kullanılan kompozit test her nokta için geçti-kaldı kriterlerini kullanır. Referans noktaları belirlemek için tek tek doz farkı

ve doz mesafe uyum araçlarından her ikisi kullanılarak kriterler karşılaştırılır. Dağılım analizi sonuçlarında her iki test (DD,DTA) başarısız olursa, doz dağılım karşılaştırması kaldı, tersi durumda ise geçti olarak tanımlanır.

Komposit test, doz dağılım karşılaştırmalarında geçme-kalma analiziyle test yapma kapasitesine sahiptir fakat testler, ne kadar geçtiğini veya kaldığını belirtmez. Diğer bir deyişle %3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri, %1 ve 1 mm yada %10 ve 10 mm aşılabilirliği kabul edilse bile sonuç aynı olacaktır. Fakat, klinik açıdan anlamı farklıdır. Dr.Low, doz ve mesafenin aynı birime sahip olamadığına vurgu yaparak DD ve DTA'nın kendi içlerinde kendi birimleriyle değerlendirilmesini belirtti. Böylelikle doz farkı ve doz mesafe uyumu, referans ve değerlendirilen dağılım verilerince kendi içlerinde bölünerek birimsiz sonuçlar ile değerlendirmenin aynı anda olabilirliğini gösterdi, yunan alfabesinin 3. harfi olan Gama ismi verildi.

3.4. Gama Analizi

İlk olarak Low ve arkadaşları [25] tarafından kullanılan bu metod doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırma imkanı verir. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı (DD) ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak analiz yapan bir yöntemdir.

Referans ve değerlendirilen doz dağılımlarını etiketlemede (etiketleme: herhangi bir nesneyi belirlemeye yarayan özelliklerin bütünü) kullanılır. Gama değerlendirme sonucu tam olarak kriter ve miktarı açıklayabilen isimlendirilmez. Burada kullanılan termonoloji ve sembol, referans ve değerlendirilen dağılım arasındaki ilişkiyi nitelendirir. Böylelikle referans dağılımın, karşılaştırılacak dağılımla bir ilişkisinin olması amaçlanmıştır, Monte Carlo hesaplamasında kendi içerisinde her bir hesaplamanın birbirleriyle kıyaslandığı gibi referans dağılımda ölçümlerin, değerlendirilen dağılım içerisinde de hesaplanıp aralarında ki ilişkinin ortaya konulmasıdır. Referans dağılım nokta nokta sorgulanarak, gama her bir sorgulama için ayrı ayrı hesaplanır. Bu nedenle, referans dağılım tek bir nokta olabilir, örneğin bir iyon odasıyla ölçülmüş olabilir. Gama dağılımı hesaplama tipik bir arama olarak yürütülür. Referans noktasında bir öklid mesafesi alınır ve değerlendirilen nokta bu öklid mesafesince hesaplanmaya başlar. Ancak Gama hesaplanmasında öklid

mesafesi, doz ve konum olarak genelleştirilmiştir.

Gama kimliğini tespiti için değerlendirilecek dağılımın yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olması varsayılmıştır.

Konumsal fark r sembolü olarak kullanılır, öklid uzaklığınca belirlenen doz uyumu ve mesafe farkı, DTA ve DD kriterlerine bölünüp yeniden normalizasyon edilir, bu nedenle gamanın birimi yoktur. DTA' ya karşılık gelen uzaklık 1 birim olarak alınır. [30]

$$\Gamma(r_r, r_o) \equiv (r_r, r_o)$$

$$r_r \equiv (r_r / \Delta d, D_r / \Delta D)$$

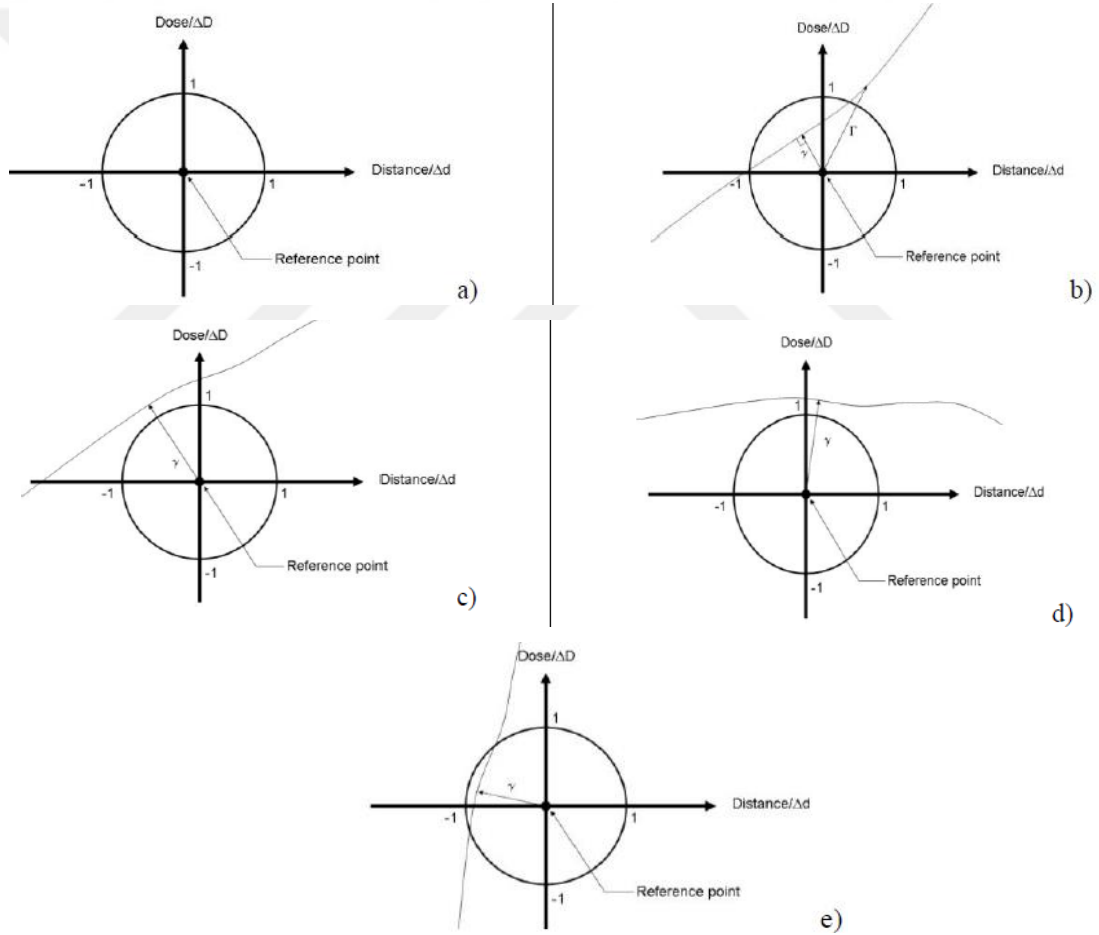
$$r_o \equiv (r_o / \Delta d, D_o / \Delta D)$$

$$\Gamma(r_r, r_o) = \sqrt{\left(\frac{|r_r - r_o|^2}{\Delta d^2} + \frac{|D_r - D_o|^2}{\Delta D^2} \right)}$$

Gama fonksiyonu iki doz dağılımı arasında ki minimum mesafedir, fakat bu mesafe aralığı boşluk değildir. Uzaysal eksenleri normal olanlardır, değerlendirilen doz dağılımını tanımlamak için vardırlar. Referans doz dağılımı tek bir nokta olabilir, dolayısıyla boyutların sayısını değerlendirilen dağılım tarafından belirlenir. Mesafe eksenleri normal eksenlerle aynı iken, DTA ve DD tarafından renormalize edilirler ve birimsizdir. Doz farkına karşılık gelen mesafe 1 dir. Doz farkı kriterince (DD) renormalize edilmiş dozun eksen içerisinde yer alması sağlanır. Referans doz (konumu ve dozu) bu eksenin merkezdedir. Bir mesafe eksenini boyunca ilerleme, referans noktasından uzaklaşmaya karşılık gelir, doz eksenini boyunca ilerlemede doz farkının değiştirilmesine karşılık gelir. Orjinden doz eksenini boyunca, Δd ' ye karşılık gelen doz mesafesi 1' dir.[30]

Doz dağılımının boyutuna bağlı olarak, daire, küre yada hiperşekilli olarak birim tanımlanarak, referans ve değerlendirilen dağılım arasındaki karşılaştırmada geçme sınırı olarak belirleyebiliriz. Şekil 6a: Bir boyutlu doz dağılımı değerlendirmesinde birim çemberin şematik görünümüdür. Yatay ve dikey eksenler sırasıyla mesafe ve doz eksenleridir, geçme ve kalma kriterini belirleyen birim çemberidir. Değerlendirilen dağılım renormalize edilmiş alanda çizilebilir. Şekil 6b:

Hesaplamanın özelliklerini açıklamak için referans dağılımı çizilir, orjinden değerlendirilen dağılıma olan uzaklık ro dağılımıdır, değerlendirilen dağılım referans noktasına ulaştığı en yakın minimum değerdir. Bu mesafe Şekil 6b ve Şekil 6c' de $1'$ den küçük yada büyük olduğunda testi geçti veya başarısız oldu anlamı taşır. Gama'nın geçilmesi veya başarısız olma testi Harms ve arkadaşlarının komposit testine çok benzer. Testin değerlendirilen dağılımın başarılı olup olmadığını belirlemesine rağmen aradardaki fark, gama testinin ne kadarının geçip geçmediğini belirler, örneğin $\gamma = 1,1$ değeri için % 10 başarısızdır. Gama aracı sırasıyla sığ ve dik doz gradyan bölgelerinde doz farkı ve doz mesafe uyum testlerini otomatik olarak tarar. [31]



Şekil 6. Gama aracı çalışma prensibi

Şekil 6d ve Şekil 6e'de, sığ ve dik gradyan koşulları altında gama değerlendirmesini göstermektedir. Şekil 6d' de sığ doz gradyanları, değerlendirilen doz referans noktası yakınında neredeyse sabittir. Böylece referans eğrisi düz

görünür ve en yakın nokta doz ekseninin yakınında bulunur. Doz eksenini boyunca gerçekleşen bir karşılaştırma aslında doz farkıdır, bu nedenle gama aracı sığ gradyanlardaki doz farkı testini varsayılanı yapar. Dik doz gradyanlarında (Şekil 6e), en yakın nokta uzamsal eksenlerden birinin yönünde uzanır.[31]

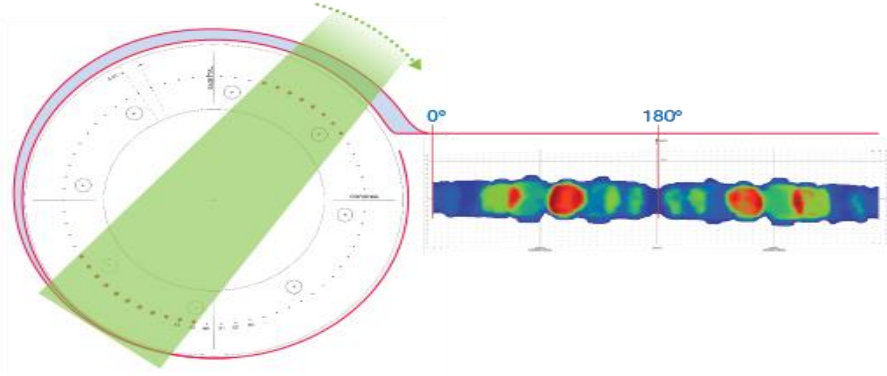
Değerlendirilen dağılımın mekansal eksenini, referans noktasını kestiği mesafe DTA'dır. Böylelikle gama yönü uzamsal eksenlere işaret eder ve otomatik olarak mesafe uyum testi haline gelir. Doz eksenini ile gama vektörü arasındaki açı, değerlendirilen ve referans dağılım arasındaki farkın doz farkından kaynaklanıp kaynaklanmadığını belirlemek için kullanılabilir. [25]

Son yıllarda ki çalışmalarda her düzlemsel ışının % gama sonuçlarına bakmak hasta üzerindeki klinik etkiyi tahmin edemeyeceğinden yerini doz hacim histogramı PTV, CTV, OAR değerlendirmelerine bırakmıştır.

Bu sebepten, kalite kontrol ölçümlerine dayalı hasta dozunu tahmin edici yeni yazılımlar geliştirildi. Bunlardan bazıları Compass sistem (IBA-Wellhofer, Bahnhostrasse Schwarzenbruck, Germany), Dosimetry Check (Math Resolutions, LLC, Gales Lane, Columbia), ve 3DVH (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida). Bu ve benzeri potansiyel ürünleri kullananlar, hasta DVH merkezli IMRT kalite kontrollerini gerçekleştirebilmek için daha fazla araştırmaya ihtiyacı vardır. [23]

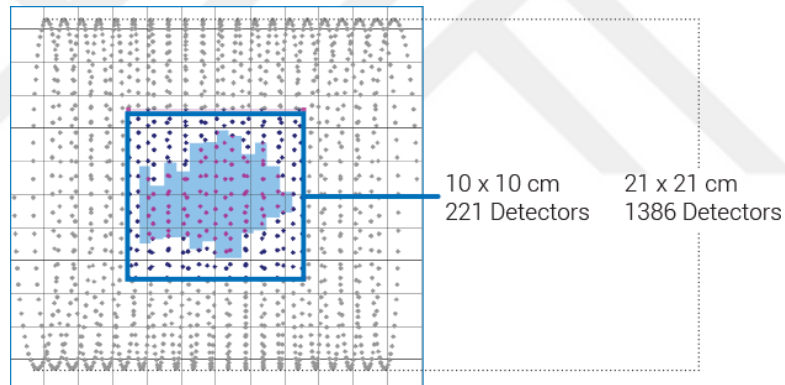
3.5. Arccheck

Sunnuclear firmasının 1386 diyot içeren 21 cm lik silindirik fantomda, diyotlar 1 cm lik aralıklarla dizilmiştir, her bir diyot hacmi $0,019 \text{ mm}^3$ olan diyotların, yüzeye olan uzaklığı 3 cm' dir ve güncelleme sıklığı 50 ms dir. Genel olarak Arccheck 27 cm çap ve 43 cm uzunluğa sahiptir. Silindirin merkezinde plug takılabilmesi için 15 cm çapında bir boşluk vardır. Rotasyonlu tedaviler için hasta planı ve cihaz kalite kontrolü sağlamak amaçlı silindirik fantom yapısı idealdir. Silindirik şekli sayesinde VMAT tedavisinde olduğu gibi rotasyonlu tedavi açılarına ve teslim ışınına tutarlı kalarak giriş ve çıkış doz ölçümü sağlar. [36]



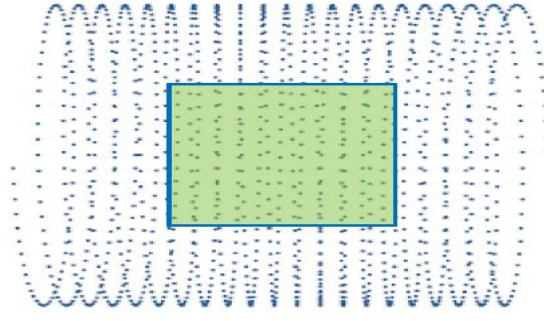
Şekil 7. Gama aracı çalışma prensibi

10x10 cm alan boyutunda 221 dedektörle teslim ışınından veri alabilir (Şekil 8). Arccheck dedektörün toplam alan boyutu 21x21 cm' dir, ayrıca konektör panelinin bitişiğinde bulunan elektronik bölüm, ışınlanan alanın dedektör sınırları aşması durumunun kontrolü için 10 diyot dedektör vardır.



Şekil 8. BEV'den ArcCheck dedektör dizilimi

Dedektör arttıran HeliGrid™ özelliği üzerindeki dedektörleri açısal olarak sıralar (Şekil 9), ışınlanan alan içerisinde ki tüm dedektörlerin veri almasını sağlayarak gölgelemeyide azaltır.



Şekil 9. Dedektörlerin HeliGrid dizilimi

Şekil 10'da olduğu gibi dedektörün fantom yapısı hasta gibi şekillenir, Arccheck dedektörün silindirik tasarımı hasta geometrisini takliteder.



Şekil 10. Dedektör tasarımının hasta geometrisiyle benzerliği

Dedektör geometrisi sayesinde gantry' nin dönüş açılarındaki küçük hataları bile algılar. 2 boyutlu dedektörlere oranla her 10 derecede ki hata oranı % 75 daha ideal ölçüm sağlar. Gantry açısı, leaf pozisyonu, absolute doz ve zamanlama ölçümü sağlar ve hata kaynaklarını belirlemekte kullanılır. Dağılım sistemi, görüntüleme sistemi ve tedavi planlama sistemini takip ederek hataların kaynağını bulup, doz doğruluğunu arttırır.

İzomerkez veya belirli bir noktadaki dozu ölçmek için MultiPlug veya CavityPlug kullanılmaktadır (Şekil 11).



Şekil 11. MultiPlug veya CavityPlug

PPMA fantomun diyodlarının yüzeye olan mesafesi 2.9 cm, su eşdeğer mesafesi 3.3 cm dir. Düz bir fantomla ölçüm alınırken belirli bir derinlikte dozu araştırmak için yapılan ölçüm, Kaynak-Dedektör mesafesi (SDD) ölçümü yada TPS hesaplamasıyla bulunarak, Arccheck kalibrasyon ölçüm değeri olarak kullanılabilir. Linak, CyberKnife ve Tomoterapy için kalibrasyon ölçümleri farklıdır. Arccheck merkezi SAD olarak ayarlanmıştır. [36]

Arccheck fontomu ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu veri alınabilir, SNC yazılımı, planlan doz ile arccheck cihazı tarafından alınan dozu iki boyutlu olarak karşılaştırma sağlar. Normalize edilmiş veri ve absolute doz verisini kullanarak (DTA), gama ve gradient compensation elde edilir. SNC yazılımı ile VMAT/kontrol nokta analizi ve MLC analizi elde edilebilir. Örneğin TPS ile doz teslimatı arasındaki MLC desen farklılıklarını tespit edebilir, böylelikle makine kalite kontrolünde sağlanır.

3DVH yazılımı hasta geometrisinde gerçekleşen doz dağılımını 3 boyutlu olarak tahmin edip doz kalite kontrolünü gerçekleştirir ve hastanın DVH analizini kalite kontrollerince kıyaslama imkanı verir, 2 boyutlu analizin gerçekleştirdiği gama ve mesafe uyumu testleri sayesinde hatalı doz noktaları daha net ortaya koyar. Tedavi sistemindeki hataları, TPS ile teslim alınan doz ve farklılıkları 3DVH yazılımı sayesinde belirleyip raporlama imkanı sağlar.

3DVH sistemi hasta imajı, PTV, OAR gibi yapıları kullanarak hastanı aldığı dozun tahmini için geliştirilmiş ve bunu da beam-eye-beam ışınlamasını kendi fantomu üzerinde yaparak tedavi planlama sisteminden alınan referans doz ile kıyaslama şansı verir, kendi yazılımının bulduğu doz ile TPS dozu arasındaki ilişkiyi bularak gerçekte hastanın aldığı dozun bilinmesini sağlar. 3DVH, hastaya verilen

dozu tahmin edebilmek için PDP algoritması kullanır. Amaç, geleneksel ölçümlerin yerine klinik olarak anlamlı ölçümler üretmektir bunu gerçekleştiren de özgüllük ve hassasiyet ortaya konulmalıdır. PDP algoritması konvensiyonal düzlemde her bir ışın dozunu kullanarak, kalite kontrol metotlarını geliştirmiştir. 3 boyutlu perturbasyon sistemi sayesinde tedavi planlama sistemin den gelen dozu doğrulamak için kullanılmıştır, düzlemsel kalite kontrolü tarafından tespit edilen her hangi bir hatanın bulunması durumunda 3 boyutlu doz grid bölgelerinde hataları çizerek gösterme avantajı sunar. [23]

PDF algoritma metodu farkları araştırmak yada hataları tespit etmek için değil, bağımsız 3d algoritmasını ortaya koyabilmek için geliştirilmiştir. PDP algoritması doz farklarına göre dozimetrelerin diziliş sistemini değiştirerek sadece doz değişikliği yapar. 3DVH yazılımı kendi doz hacim histogramı içerisinde hesaplayarak TPS ile karşılaştırır ve karışıklıkları çözer, doz dağılımını coronal, sagittal ve hastaların aksiyel düzlemlerini karşılatırarak mümkün kılar. [24]

3.6. Compass

Compass, IBA dozimetrimin yenilikçi 3 boyutlu dozimetri analiz paketidir. MatriXX yada MatriXXEvolution iyon odası dizisiyle ölçüm alma ve yazılımı sayesinde tedavi kalite kontrol analizleri için kullanılmaktadır. Bağımsız ışın modelleri, enerjileri ve tüm linaklar da kullanılabilir. [25]

Compass, external radyasyon ışın terapileri için çoklu yaprak kolimatör alanlar ve yoğunluğu modüle edilmiş alanlar da plan doğrulama ve kalite güvenceleri için kullanılmaktadır.

Bir hasta yada fantomu geometrik olarak temsil ederek üç boyutlu doz hesabı yapar. Hesaplamayı, import edilen tedavi planına dayanarak yapar. Çevrim içi durumuna ek olarak radyasyon alanlarının radyasyon geçirgenliği çevrimdışı ölçümü ile kullanılabilir. Compass, doğrudan temas veya bir hasta ile doğrudan ilişki için kullanılmak üzere tasarlanmıştır, çünkü ürün doğrudan temas etmez veya hastayla doğrudan ilgisi yoktur. [35]



Şekil 12. Compass tarafından oluşturulan BEV görüntüsü

Compass yazılım ve ölçüm cihazlarıyla desteklenmiş. Beam Commissioning ve Compass olmak üzere bağımsız iki uygulama içermektedir. Beam Commissioning; Bu uygulama, kullanıcıların ana Compass uygulamasında kullanmak için sanal linac modeli oluşturmalarına olanak tanır. [35]

Compass; Bağımsız olarak gerçekleştirilen doz hesaplamaları dahil olmak üzere ölçümü yeniden yapılandırarak tedavi planı doğrulaması yapar.

İki boyutlu dedektör dizini içeren donanımla desteklenmiştir, MatriXX-evolution ve IMRT MatriXX. Compass sistemi aşağıdaki ışın enerjilerini destekler.[35]

- 6-15 MV foton ışınlarını
- 6 MV FFF foton ışınını
- Planlarda miks olarak kullanılan foton enerjilerini
- DMLC planlarını ile dinamik jaw hareketli lineer hızlandırıcılar

Cihaz üç araç kullanarak doz teslimini alır

- Compass yazılımı
- MatriXX dedektör dizinimi
- Aksesörler(gantry açısı sensörü, linak'a bağlı araçlar, build-up ayakları)

3.6.1. Matrixx dedektörü

MatriXX' deki sensörler hava ortamında ki piksel iyonizasyon odalarıdır. Her odacıkların kendi ölçüm kanalları vardır. Odalar ışınlandığında, oda içerisindeki hava iyonlaşır. Serbest bırakılan değişiklik (iyonlaşan hava) alt ve üst elektrotlar arasındaki elektrik alanı ile ayrılır. Doz oranı ile orantılı olan akım ölçülür ve aşırı duyarlı analog-dijital dönüştürücüler tarafından dijitalleştirilir. Ölçülen veriler okunan tedavi planını temel alır, Compass, hasta yada fantom gibi alınan dozu üç boyutlu olarak hesaplar. [35]

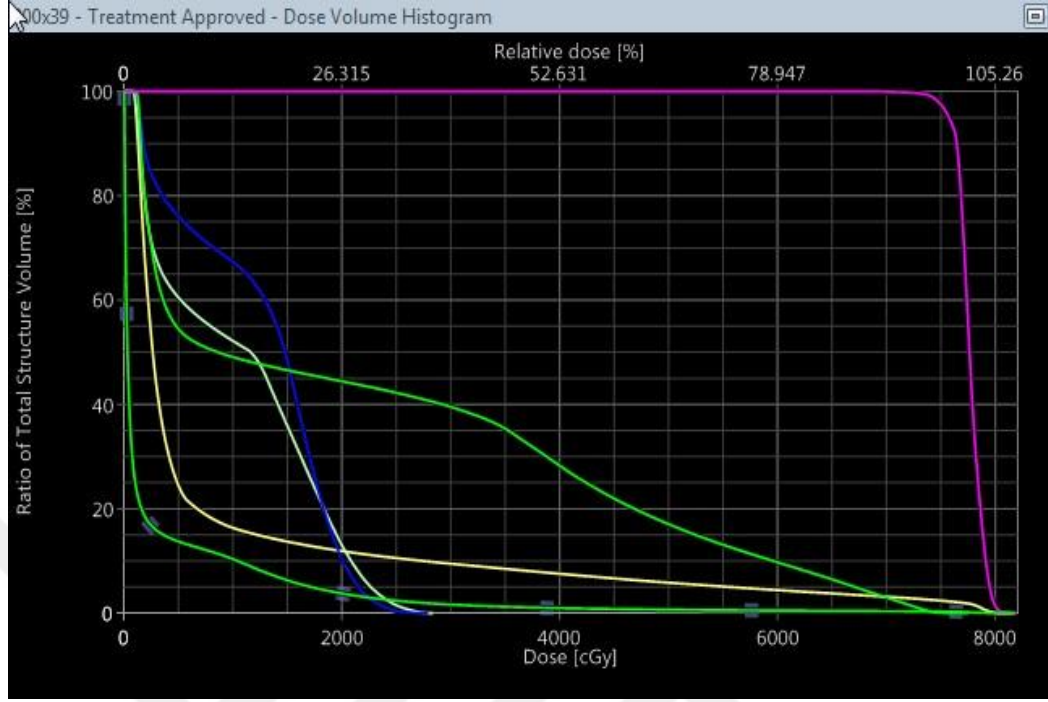


Şekil 13. MatriXX dedektörü

MatriXX alan boyutu $24.4 \times 24.4 \text{ cm}^2$ dir. Her bir dedektör merkezleri arasında 7,62 mm mesafe vardır. Yüzeyin 3 mm altı dedektörlerin efektif noktasıdır. Dedektörler fantomun dış yüzeyinde işaretlenmiştir. Kullanılan malzeme RW3, yoğunluğu 1.045 g/cm^3 dür. Gantry açısı sensörü (GAS) gantry'e bağlanarak anlık gantry açısını okur. Yazılım tabanı olarak SQL server kullanılır.

3.7. Doz Hacim Histogramı

Doz hacim histogramı yaklaşık 20 yıl önce ortaya çıkmış ve şimdilerde planlama için rutin olarak kullanılan bir araçtır. [30] Doz- Hacim histogramları, üç boyutlu tedavi planlamasında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin elde edilmesini sağlar. Üç boyutlu doz dağılımlarındaki tüm bilgilerin özeti niteliğindedir. Basitçe, tanımlanan völümlerde doz değerlerinin dağılım frekanslarını temsil eder. Genellikle toplam volüm yüzdesi olarak görüntülenir. Normal dokun komplikasyonu olasılığının hesaplanmasında kullanılır.



Şekil 14. Eclipse DVH görüntüsü

Difarensiyel ve kümülatif olmak üzere iki türü DVH vardır;

Difarensiyel; Bilgisayar, voksel numarası ile verilen aralıktaki ortalama dozu hesaplar ve dozun fonksiyonu olarak çizer. Hedef volüm için ideal DVH, tanımlanan dozun istenilen volümün tamamına verdiğini gösteren piklerdir. Kritik yapıların DVH'lerinde farklı dozların farklı volümlere verilmesi nedeniyle çok sayıda pik gözlenir.

Kümülatif; Seçilen % izodoz eğrilerinin kapsadığı volüm ne kadardır? Sorusuna direk DVH ile cevap vermez. Bunun için kümülatif DVH kullanılır. Bilgisayar, hedef volümüne verilen dozu hesaplar ve bu volüme karşı dozlar çizer. Kümülatif DVH'e 0 Gy doz için %100 volümle başlanır ve bütün volümlerin aldığı doza kadar devam eder. [30]

4. MATERYAL METOT

Bu çalışma, Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Acıbadem Kozyatağı Hastanesinde bulunan aşağıdaki sistem ve cihazlar kullanılmıştır.

- Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı.
- High Definition MLC (HD-MLC).
- Eclipse TPS Tedavi Planlama Sistemi.
- Acuros Algoritma.
- SunNuklear, ArcCheck.
- IBA, Compass.

4.1. Varian Truebeam STx Lineer Hızlandırıcı

Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı; 6 MV, 10 MV, 15 MV düzleştirilmiş ve 6 MV, 10 MV düzleştirilmemiş ışınlama kapastelidir. Sahip olduğu Hd-MLC sayesinde high definition MLC özelliğiyle daha iyi tümör kontrolü ve sağlam doku koruması yapabilir. Bu cihaz ile 3-boyutlu konformal radyoterapi (3-BKRT), Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), Volumetrik tedavi (VMAT), Stereotaktik Radyocerrahi (SRS), Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) tedavilerini hızlı ve etkili bir şekilde uygulamak kolay ve konforludur. [32]

4.2. High Definition MLC (HD-MLC)

Truebeam STx 120 yapraklı High Definition MLC'ye sahiptir, 120 yaprağın 64'ü 2.5 mm ve geriye kalan 56'sı da 5 mm'lik liflerdir. Lifler, izosenter düzlemde 22 cm uzunluğundadır. Hd-MLC ile 40 cm genişliğinde ve 22 cm uzunluğunda düzensiz şekilli alanlar oluşturulabilir. [34]

4.3. Eclipse TPS Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse™, Proton terapi dahil tüm radyasyon tedaviler için geliştirilmiş entegre ve kolay kullanıma sahip bir tedavi planlama sistemidir. Geliştirilmiş Windows tabanlı arayüzü ile Eclipse, kolay veri ayarları ve sürükle-bırak özelliği ile tedavi uzmanları için tasarlanan üründür. ARIA Hasta Verifikasyon Sistemi ile aynı veritabanı altında çalışır ve tam entegredir. Doz hesabı için aşağıdaki algoritmaları kullanır.

- AAA Foton Algoritması
- Acuros XB Foton Algoritması
- Acuros BV Brakiterapi Algoritması
- eMC Elektron Algoritması
- Biological Optimizasyon Algoritması.

4.4. Acuros XB Algoritması

Acuros XB Algoritması, foton tedavi planlamasının iki stratejik gereksinimini ele almak için geliştirildi. Özellikle küçük veya düzensiz alanların varlığında, Akciğer, kemik, hava, biyolojik olmayan implantlar gibi materyallerin getirdiği heterojenlik, hasta doz alanlarını önemli ölçüde etkileyebilir. Doğrusal Boltzmann transport denklemini (LBTE) çözmek için sofistike bir tekniktir ve bu heterojenliklerin hasta-doz hesaplamasındaki etkileri doğrudan açıklar.

Bolzmann Taşıma Denklemi: foton, elektron, nötron gibi radyasyon parçacıklarının madde içerisindeki ve madde ile olan etkileşiminin makroskopik davranışlarını gösterir. BTD'nin lineerize edilmiş hali olan LBTE ise dış manyetik bir alan olmaksızın, parçacıkların birbirleri olan etkileşimlerini katmadan sadece parçacıkların madde ile olan etkileşimini verir. LBTE açık formda veya analitik olmayan yöntemlerle çözümlenmelidir.

LBTE' nin açık formda sonuç üreten iki genel yaklaşımı bulunur. Bunlardan ilki Monte Coralo metodudur. Monte Coralo metodu LBTE yi açık çözmeyi, başka yollar ile sonucu denklemlerden elde eder. İkinci yöntem ise LBTE nin nümerik yöntemler ile açık olarak çözümlenmesi ve sonucunun elde edilemesidir. Acuros Xb gibi yeni

algoritmalar bunu yapabilmektedir.

Klinik doğrusal hızlandırıcılar tarafından üretilen tam aralıklı x-ışınları için tedavi planlamasında Monte Carlo yöntemlerine kıyaslanabilir doğruluk sağlar ve istisnai hesaplama hızı ve istatistiksel gürültü olmadan doz hesabını yapar.

Acuros XB bir planda ki tüm alanlarda yüksek hassasiyetle doz hesaplamasını yaparak, Eclipse Analytical Anisotropic Algoritmasına (AAA) oranla daha hızlıdır. [33]

4.5. Hasta Seçimi

Bu tez çalışmasında, Acıbadem Kozyatağı Hastanesi Radyasyon Onkolojisinde tedavi edilmiş 12 Nazofarenks, 17 Prostat ve 17 Akciğer hastasına ait tedavi planlaması için çekilen BT görüntüleri kullanılmıştır.

Hastaların ırk, cinsiyet, yaş, sosyal durumu gibi etkinler dikkate alınmamıştır.

4.6. Konturlama

IMRT,3d-CRT ve VMAT planlamaları için, risk altındaki organların ve doğru hedef hacimlerin belirlenmesi önemlidir.

Hastanın BT görüntülerinde, hedef hacimler ve kritik organlar ICRU 62 raporu çerçevesinde radyasyon onkoloğu tarafından Eclipse konturlama aracı kullanarak hedef hacim (GTV,PTV) ve korunması gereken organlar (OAR) çizilmiştir.



Şekil 15. Eclipse hasta kontrolleme aracı

4.7. Tedavi Planlama Kriterleri

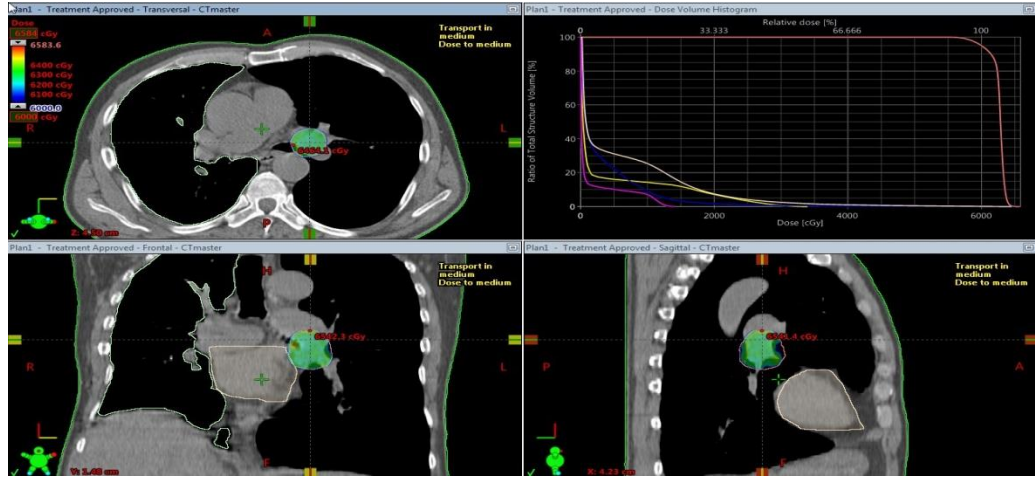
Planlamalar, Varian Trubeam lineer hızlandırıcı cihazı için, Eclipse planlama sisteminde PRO 13.6.23 algoritması kullanarak planlama optimizasyonu ve Acuros 13.6.23 algoritması kullanarak hesaplama yapılmıştır.

Calculation Type	Calculation Model	Algorithm
Volume Dose	AcurosXB 13.6.23	--N/A--
Point Dose	AAA 13.6.23	--N/A--
DVH Estimation	DVH Estimation Algorithm [13.6.23]	DVH Estimation Algorithm (Version 13.6.23)
Irregular Surface Compensator	DVO 11.0.31	--N/A--
Portal Dose	PDIP 11.0.31	--N/A--
Beam Angle Optimization	PGO 11.0.31	--N/A--
IMRT Optimization	PO 13.6.23	--N/A--
VMAT Optimization	PRO 13.6.23	--N/A--

Şekil 16. Eclipse doz hesaplama model tablosu

Planların oluşturulmasında, hasta bazlı olmak üzere doz tanımlamaları ve cihaz parametreleri kullanılmıştır.

Optimizasyonda üç farklı hastalık için her bir aynı gruba aynı enerji ve alan konfigürasyonda, en iyi doz dağılımının elde edilebilmesi amacıyla her hastaya aynı doz kriterleri ve uygun optimizasyon ağırlık değerleri kullanılmıştır. Planlar, hedef hacmin en az %95'i, verilmek istenen dozun %100'ünü alacak şekilde normalize edilmiştir.



Şekil 17. Eclipse'de Akciğer hastası ttedavi planlama

4.8. Tedavi Planları

Planlamaya başlamadan önce VMAT planlaması için gerekli sanal yapılar oluşturulmuştur. CTV' ye posteriordan 3 mm diğer yönlerden 5 mm marj verilerek PTV oluşturulmuştur. PTV alanına giren kritik organlar belirlenip, PTV alanından 3 mm'lik marjla hedefden çıkarılmıştır ve evaOAR (EvaluationOAR) olarak çalışma yapmıştır. Bu sayede hedef tümörle kesişmeyen sapsam dokuların alacağı doz miktarının düşmesi sağlanmıştır. PTV'yi saracak şekilde iç marjı 3-5 mm dış marjı 15-20 mm olan dairesel alanlar oluşturulmuştur.

Tablo 1. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR

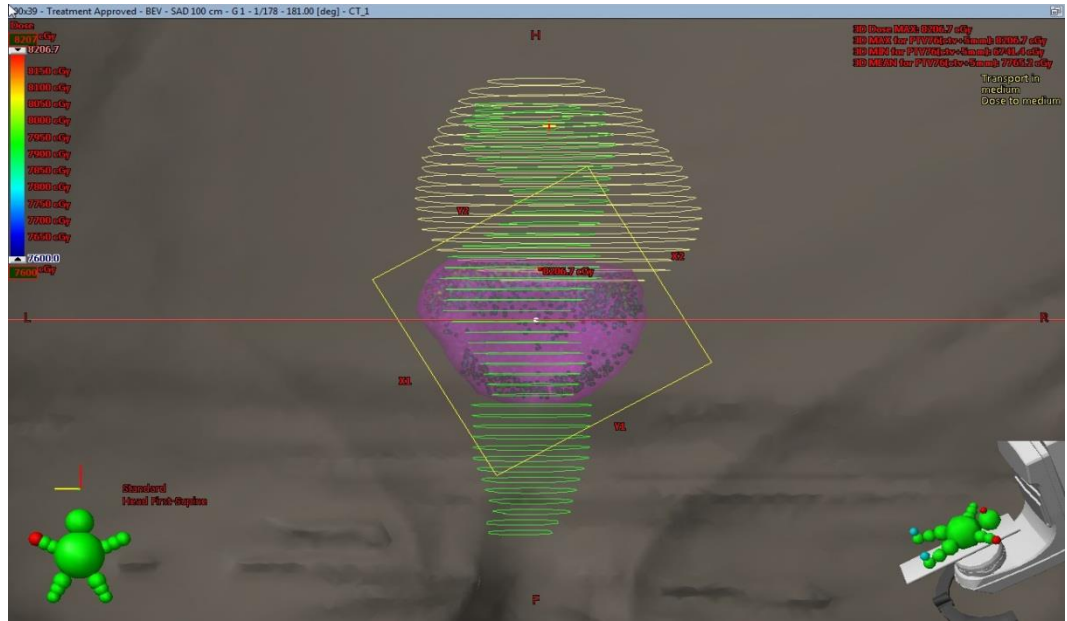
Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR	
PTV	76 Gy
Mesane	V6 < % 25, V40 < %50
Rektum	V65 < %17, V40 < %35

Tablo 2. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR

Akciğer Kanseri Tedavi dozu ve OAR	
PTV	60 Gy
Spinal Cord	Max: 50 Gy
Kalp	V60 < %45, Mean 35 Gy
Toplam Akciğer	V20 < % 35, V5 < % 65

Tablo 3. Prostat Kanseri Tedavi dozu ve OAR

Nazofarenks Kanseri Tedavi dozu ve OAR	
PTV	70 Gy
Spinal Cord	Max: 45 Gy
Beyin Sapı	Max: 54 Gy
Parotisler	Mean 25 Gy



Şekil 18. BEV'den hedef hacim ve kritik organlar

4.9. Arccheck Kullanımı

Arccheck, Eclipse gömülü olan fantomunu seçerek verifikasyon planı oluşturuldu ve tedavi planının Arccheck fantomu üzerinde hesaplatıldı. Tedavi dozu, tedavi planı ve imajlar Eclipse'ten export edilerek Arccheck arayüzüne yüklenmesi sağlandı. Kurulum aşamasında SSD 86.7 cm olacak şekilde lazerler yardımıyla tedavi masasına konumlandırılan fantoma, QA moduyla gerçek tedavi plan dozu sağlandı. SNC patient yazılımı sayesinde fantom üzerindeki doz hareketliliği anlık takip edilir.

Fantom'a tedavi dozu verildikten sonra tedavi dozu, tedavi planı ve imajlar 3DVH yazılımının istediği konut sırası ile çağrılıp, tedavinin dozimetik kalitesini Gama, DTA veya DVH araçlarıyla kontrol edilebilir.



Şekil 19. Arccheck'in set-up sonrası görünümü

4.10. Compass Kullanımı

Eclipse'de verification plan oluşturulmaya gerek kalmadan hasta planını QA moduyla hazırlanan Compass'a doz teslimi yapmak mümkündür. Tedavi dozu, tedavi planı ve imajlar Eclipse'ten export edilerek Compass'ın SQL tabanlı arayüzüne yüklenmesi sağlanır. Cihaz'ın matriXX dedektörü gantry'e sabitlenir ve gantry açılı sensörü konumlanır. Işın verilmeden önce yapılması gereken kalibrasyon ayarlarının ve istenilen talimatların (background, preirradiate) yapılması gerekir. Işınlamanın ardından hesaplama gerçekleştirilerek dozimetrik ve lineer hızlandırıcının mekanik kalite kontrollerini bildirir, DVH histogramı yaratarak tedavi planının volumetrik doz kontrol imkanını sağlar.[35]



Şekil 20. Compass'ın set-up görüntüsü

5. BULGULAR

TPS'te hesaplanan planların, DVH değerlerine bakılmış ve kritik organ hacimlerine karşılık gelen mutlak dozlar bulunmuştur. Tablolar, nazofarenks planları için maksimum dozu modellemek için seri kritik organ olan beyin sapı ve spinal cord hacminin % 1'lik kısmının aldığı doz, maksimum (D_{maks}) ve paralel kritik organ için ortalama doz (D_{mean}) değerlerine bakılmıştır. Akciğer planları için gene maksimum dozu modellemek için seri kritik organ olan spinal cord hacminin %1' lik kısmının aldığı doz maks ve toplam akciğerin $V_{20} < \%35$ ile $V_5 < \%65$ ve mean doz değerlerine ayrıca kalbin $V_{45} < \%60$ ve mean doz değerlerine bakıldı. Prostat planları için rektum ve mesane için sırasıyla rektum için $V_{65} < \%17$ ile $V_{40} < \%35$ ve mesane için $V_{65} < \%25$ ile $V_{40} < \%50$ olan değerlere bakılmıştır.

TPS' ten Arccheck ve Compass sistemlerine sadece aktarılan planlama değerleri olarak ArcIMPORT ve ComIMPORT verileri TPS referans alınarak, p değeri 0,05 sınırıyla, istatistiksel açıdan anlamlı yada anlamsız olarak değerlendirilmiştir. Planlamalar LINAC'larda ışınlanmış Arccheck ve Compass ile dozlar elde edilmiştir. Ölçülen değerlerin TPS ile aralarındaki istatistiksel p değerleri her kritik organ için tablolarda Arccheck-TPS ve Compass-TPS olarak gösterilmiştir.

NAZOFARENKS VMAT PLAN QA SONUÇLARI VE ANALİZLERİ

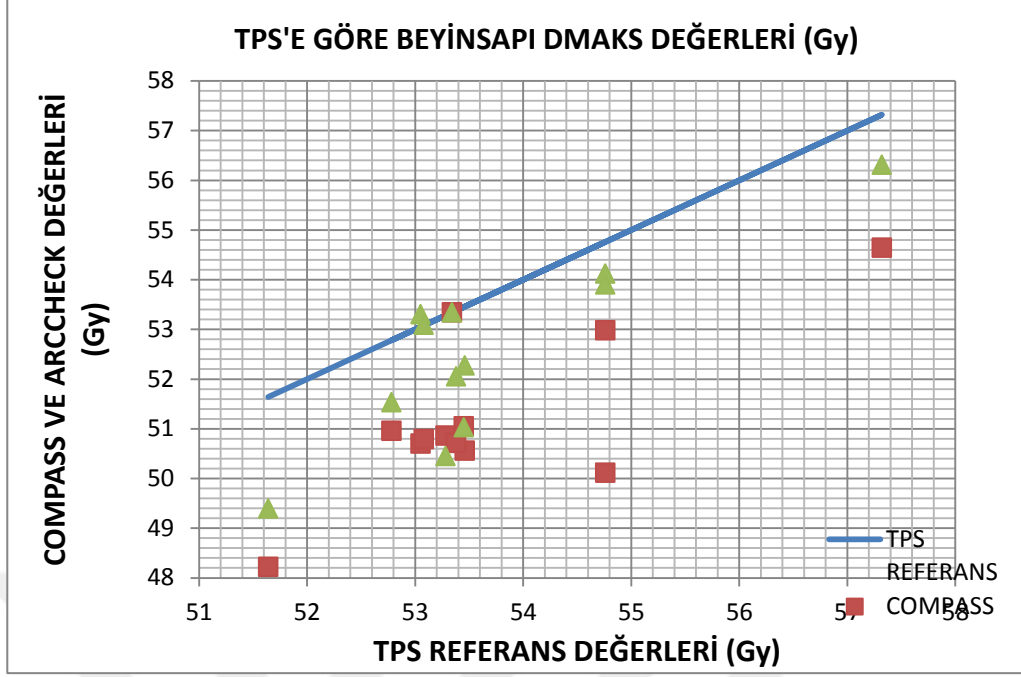
Nazofarenks VMAT planlarında OAR için toplu istatistiksel analiz sonuçları;

Tablo 4. Nazofarenks tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Beyin Sapı	Dmaks	p	0,002	0,008	0,002	0,0030
Spinal kord	Dmaks	p	0,002	0,003	0,023	0,0065
Sağ Parotis	Dmean	p	0,859	0,050	0,004	0,2300
Sol Parotis	Dmean	p	0,638	0,248	0,058	0,0500

Tablo 5. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Beyin sapının aldığı Dmax doz değerleri.

BEYİN SAPI					
Dmaks (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCHECK	ARCHECK
1	53,28	51,03	50,86	50,47	50,45
2	53,45	51,37	51,05	52,39	51,03
3	54,76	52,86	52,98	54,68	54,12
4	52,78	50,93	50,96	51,75	51,53
5	53,05	50,74	50,70	53,03	53,30
6	53,08	50,41	50,79	52,42	53,09
7	53,46	51,72	50,56	53,19	52,27
8	53,34	50,71	53,34	51,96	53,34
9	53,38	50,50	50,71	52,70	52,05
10	57,32	55,13	54,64	56,10	56,31
11	54,76	50,78	50,11	52,93	53,90
12	51,64	47,91	48,22	49,80	49,39



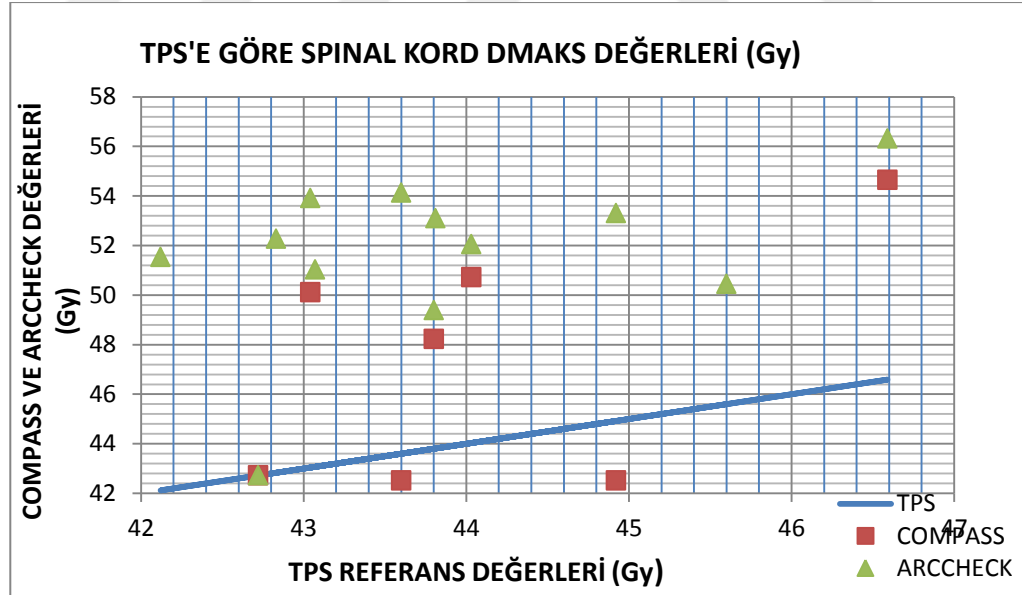
Şekil 21. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Beyin sapı Dmaks doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 6. Beyin sapı için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	p< 0.05	Arc - TPS	Compass - TPS
Beyin Sapı	Dmaks	p	0,002	0,008

Tablo 7. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Spinal kord Dmaks doz değerleri

SPINAL KORD					
Dmaks (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCHECK
1	45,60	51,03	41,21	50,47	50,45
2	43,07	51,37	41,76	52,39	51,03
3	43,60	52,86	42,51	54,68	54,12
4	42,12	50,93	41,17	51,75	51,53
5	44,92	50,74	42,51	53,03	53,30
6	43,81	50,41	41,88	52,42	53,09
7	42,83	51,72	41,83	53,19	52,27
8	42,72	50,71	42,72	51,96	42,72
9	44,03	40,92	50,71	52,47	52,05
10	46,59	43,28	54,64	56,10	56,31
11	43,04	40,82	50,11	52,93	53,90
12	43,80	40,93	48,22	49,80	49,39



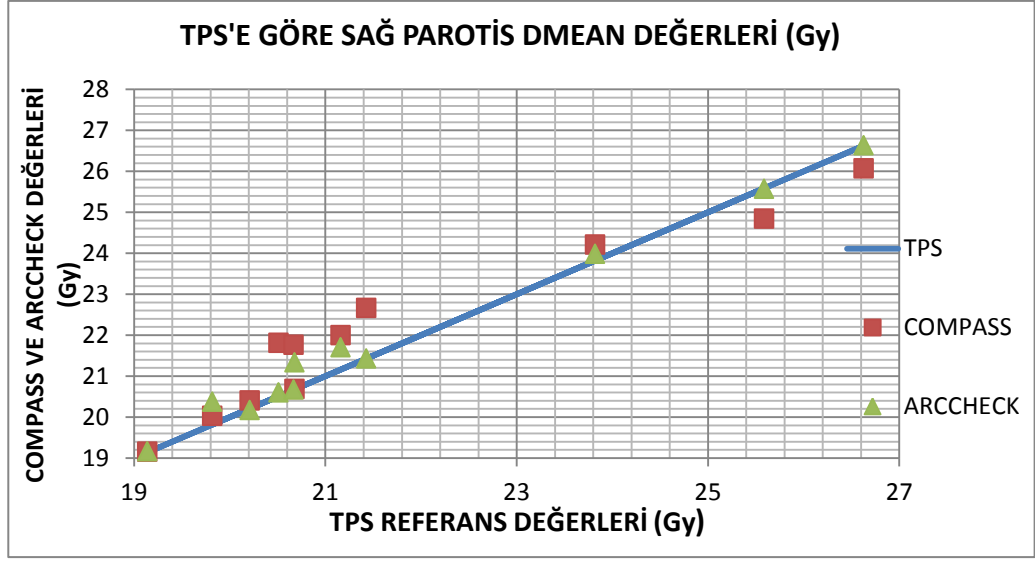
Şekil 22. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında beyin Spinal kord Dmaks doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 8. Spinal cord için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	p< 0.05	Arc - TPS	Compass - TPS
Spinal kord	Dmaks	p	0,002	0,003

Tablo 9. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Sağ parotislerinin Dmean doz değerleri

SAĞ PAROTİS					
Dmean (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCHECK	ARCHECK
1	35,01	35,15	35,26	35,12	32,90
2	18,71	18,67	19,28	18,71	17,36
3	25,03	25,07	24,69	22,92	25,33
4	21,12	21,44	21,23	20,67	18,89
5	19,17	19,28	19,50	19,28	17,60
6	21,18	21,30	21,47	21,08	19,84
7	17,83	18,15	17,46	18,33	16,60
8	17,48	17,70	17,48	17,72	17,48
9	21,10	21,12	21,03	21,19	19,44
10	28,00	28,13	28,07	27,00	24,54
11	20,61	20,92	21,34	20,81	20,07
12	20,85	21,06	20,87	21,29	19,58



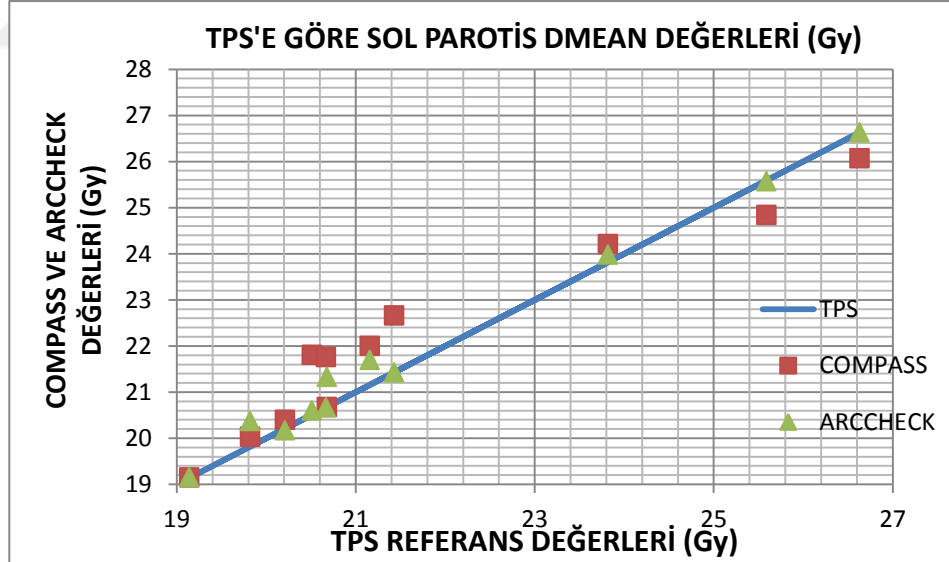
Şekil 23. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Sağ parotis Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 10. Sağ parotis için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	p< 0.05	Arc - TPS	Compass - TPS
Sağ Parotis	Dmean	p	0,859	0,05

Tablo 11. 12 Hasta için planlanan tedavilerde TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde Sol parotislerinin Dmean doz değerleri

SOL PAROTİS					
Dmean (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCCHECK
1	20,21	20,17	20,4	20,12	18,02
2	23,82	23,98	24,21	23,92	21,94
3	25,59	25,57	24,84	23,32	25,74
4	21,16	21,7	22	20,04	18,95
5	19,14	19,16	19,15	18,94	17,37
6	20,51	20,6	21,81	20,81	19,54
7	19,82	20,37	20,03	20,69	18,02
8	20,68	21,33	20,68	21,43	20,68
9	20,67	20,67	21,76	21,76	20,79
10	26,63	26,63	26,07	20,67	19,55
11	21,43	21,43	22,66	26,08	23,47
12	18,37	18,37	19,23	21,61	20,78



Şekil 24. Compass ve Arccheck sistemlerinin Nazofarenks Kanseri tedavi planlarında Sol parotis Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 12. Sol parotis için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	p< 0,05	Arc - TPS	Compass - TPS
Sol Parotis	Dmean	p	0,638	0,248

AKCİĞER VMAT PLAN QA SONUÇLARI VE ANALİZLERİ

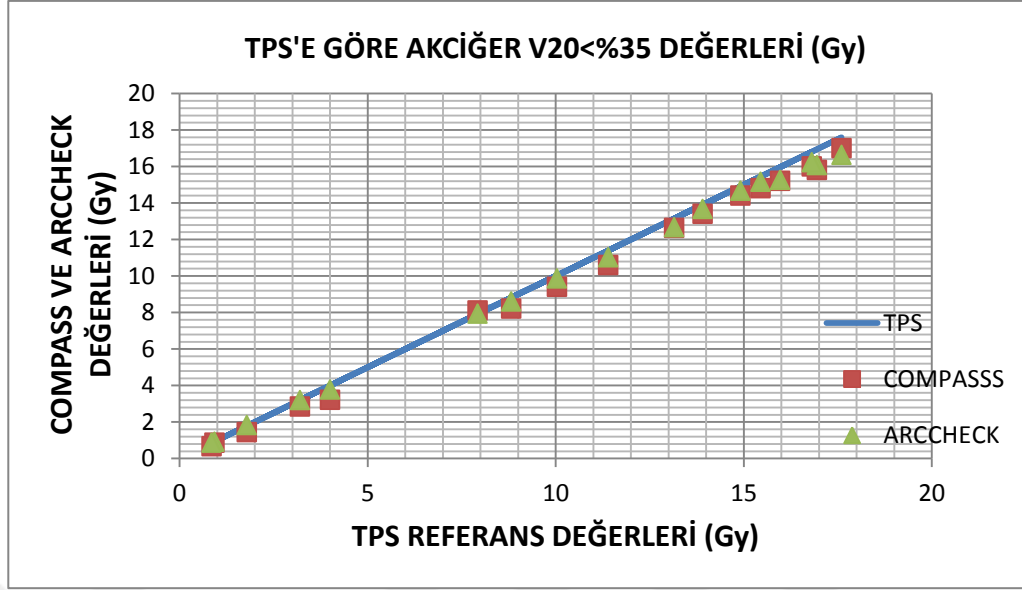
Akciğer VMAT planlarında OAR için toplu istatistiksel analiz sonuçları;

Tablo 13. Akciğer tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Toplam akciğer	V20	p	0,274	0,001	0,064	0,001
Toplam akciğer	V5	p	0,112	0,033	0,132	0,001
Toplam akciğer	Dmean	p	0,627	0,001	0,172	0,001
Kalp	V45	p	0,408	0,146	0,623	0,001
Kalp	Dmean	p	0,306	0,001	0,002	0,002
Spinal cord	Dmaks	p	0,006	0,001	0,001	0,001

Tablo 14. Akciğer tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde toplam akciğer V20 <%35 değerleri

TOPLAM AKCİĞER					
V20 <%35					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCHECK	ARCHECK
1	01,79	01,79	01,43	01,74	01,83
2	13,91	13,92	13,40	14,00	13,67
3	13,15	13,14	12,62	13,14	12,67
4	14,91	14,90	14,40	14,94	14,67
5	16,95	16,80	15,80	16,87	16,07
6	17,60	17,80	17,00	17,61	16,62
7	03,20	03,20	02,84	03,15	03,19
8	04,00	03,80	03,20	03,96	03,77
9	11,40	11,00	10,60	11,12	11,02
10	00,93	00,90	00,86	00,90	00,91
11	10,04	10,00	09,40	10,05	09,86
12	16,81	16,83	16,00	16,82	16,23
13	07,93	07,66	08,11	08,09	07,92
14	08,82	08,83	08,20	08,84	08,59
15	15,45	15,40	14,80	15,44	15,15
16	15,97	15,94	15,20	15,93	15,26
17	00,85	00,86	00,67	00,81	00,86



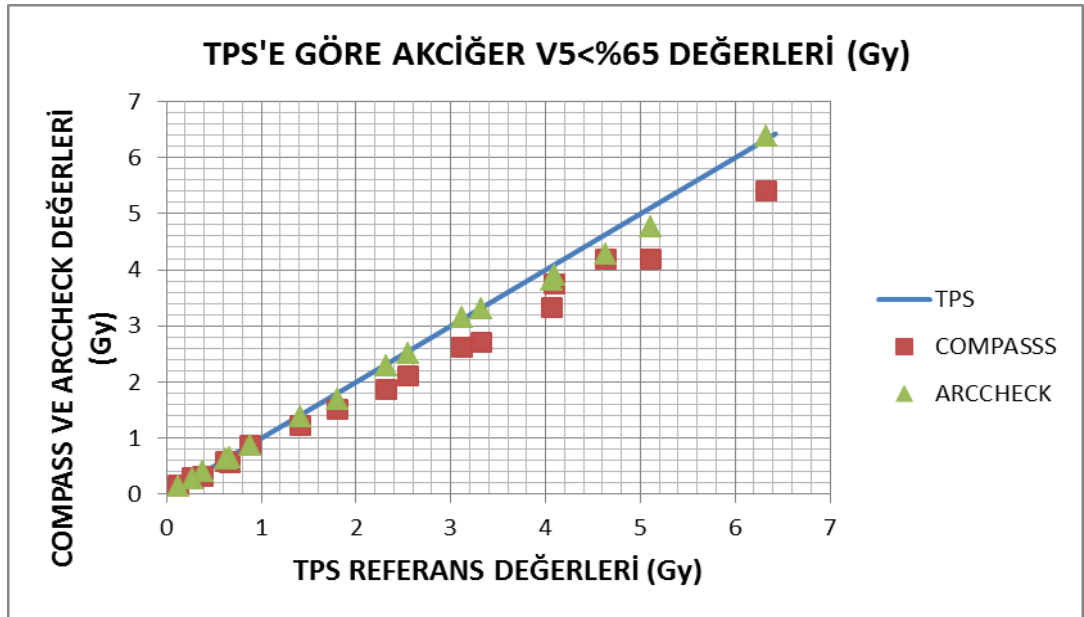
Şekil 25. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavilerinde Toplam Akciğer V20<%35 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 15. Akciğer V20 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Toplam akciğer	V20	p	0,274	0,001	0,064	0,001

Tablo 16. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Toplam Akciğer %65 hacminin aldığı dozları TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri

TOPLAM AKCİĞER					
V5 %65					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCHECK
1	0,38	0,38	0,32	0,38	0,40
2	6,33	6,32	5,40	6,60	6,39
3	4,07	4,07	3,33	4,07	3,82
4	4,10	4,00	3,75	4,11	3,91
5	3,32	3,30	2,70	3,29	3,3
6	5,11	4,80	4,20	5,01	4,76
7	0,67	0,67	0,55	0,66	0,64
8	0,63	0,65	0,58	0,62	0,63
9	1,80	1,79	1,51	1,79	1,70
10	0,13	0,17	0,16	0,13	0,13
11	2,32	2,33	1,86	2,33	2,28
12	2,55	2,54	2,12	2,54	2,51
13	0,88	0,86	0,87	0,86	0,87
14	1,41	1,41	1,23	1,41	1,38
15	3,12	3,11	2,62	3,10	3,16
16	4,63	4,60	4,20	4,59	4,27
17	0,28	0,28	0,29	0,28	0,28



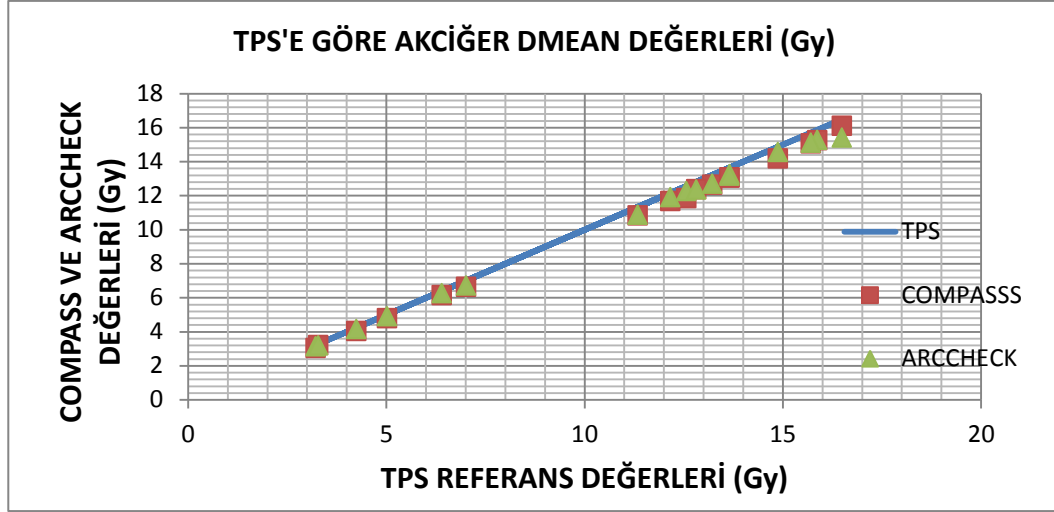
Şekil 26. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Toplam Akciğer V5<%65 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 17. Akciğer V5 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Toplam akciğer	V5	p	0,112	0,033	0,132	0,001

Tablo 18. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Toplam Akciğer Dmean dozların TPS, Arccheck ve Compass sistemlerinin verdiği doz değerleri

TOPLAM AKCİĞER					
Dmean (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCCHECK
1	03,22	03,21	03,04	03,21	03,14
2	14,88	14,86	14,18	14,95	14,55
3	11,34	11,34	10,84	11,35	10,87
4	16,49	16,47	16,10	14,49	15,39
5	15,87	15,86	15,25	15,87	15,28
6	15,71	15,69	15,07	15,69	15,10
7	05,02	05,02	04,79	05,01	04,90
8	07,01	07,01	06,64	07,01	06,72
9	12,16	12,16	11,68	12,17	11,90
10	03,28	03,28	03,22	03,27	03,20
11	12,57	12,57	11,85	12,58	12,26
12	13,22	13,21	12,64	13,21	12,69
13	06,40	06,45	06,14	06,44	06,26
14	12,82	12,83	12,37	12,83	12,36
15	13,66	13,65	13,05	13,65	13,26
16	13,66	13,64	13,07	13,64	13,16
17	04,24	04,25	04,04	04,24	04,15



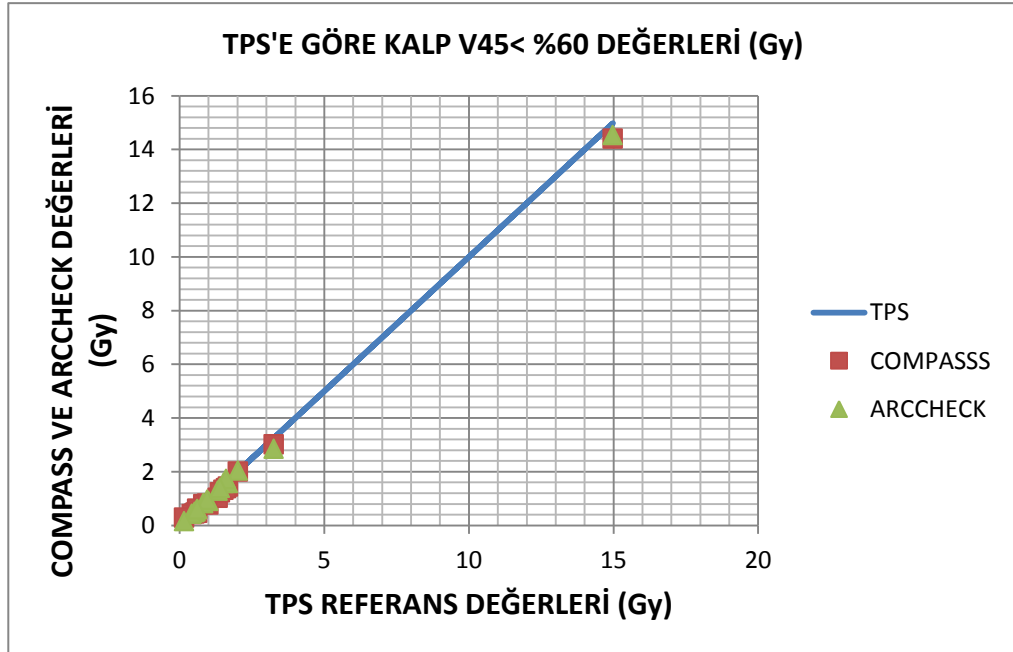
Şekil 27. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Toplam Akciğer Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 19. Akciğer ortalama doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Toplam akciğer	Dmean	p	0,627	0,001	0,172	0,001

Tablo 20. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Kalp V45< %60 kriterlerinin TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri

KALP					
V45< %60					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCHECK
1	00,56	00,56	00,48	00,54	00,53
2	01,52	01,51	01,32	01,60	01,58
3	01,00	00,98	00,78	00,98	00,91
4	03,26	03,25	03,02	03,25	02,85
5	00,82	00,82	00,79	00,82	00,82
6	01,32	01,33	01,03	01,34	01,29
7	00,51	00,53	00,44	00,50	00,49
8	00,43	00,43	00,42	00,43	00,43
9	00,61	00,61	00,62	00,61	00,61
10	02,02	02,01	02,00	02,05	02,04
11	00,96	00,96	00,81	00,95	00,95
12	01,68	01,69	01,44	01,68	01,57
13	00,61	00,62	00,47	00,62	00,60
14	01,61	01,61	01,38	01,77	01,73
15	01,40	01,40	01,23	01,47	01,40
16	14,98	14,96	14,40	14,94	14,54
17	00,16	00,16	00,29	00,16	00,16



Şekil 28. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Kalp V45<%60 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 21: Kalp V45 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçlar

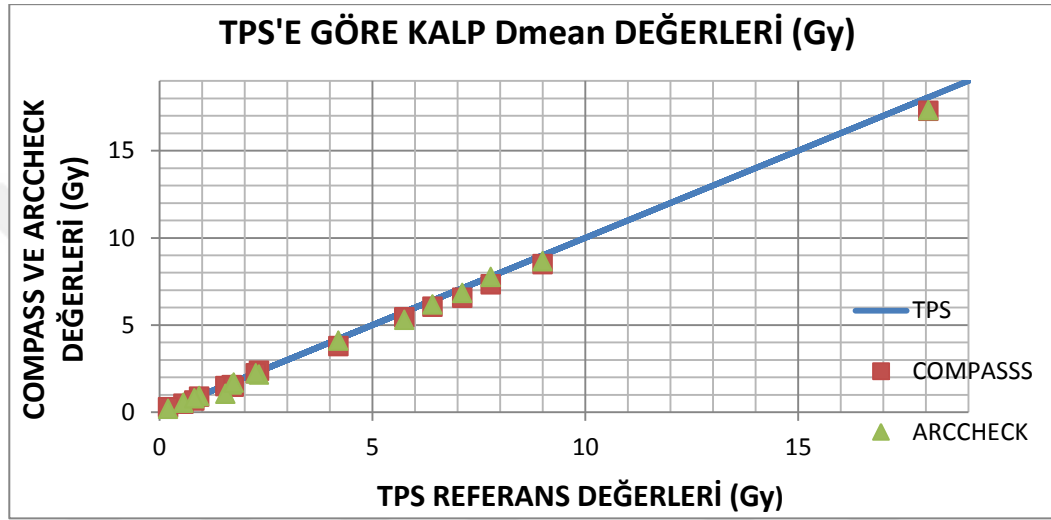
ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Kalp	V45	p	0,408	0,146	0,623	0,001

Tablo 22. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Kalp Dmean dozlarının TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde değerleri

KALP					
Dmean (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCHECK	ARCHECK
1	05,75	05,77	05,44	05,42	05,30
2	07,78	07,82	07,33	08,14	07,77
3	02,34	02,38	02,38	02,38	02,16
4	18,06	18,10	17,28	18,14	17,32
5	01,70	01,70	01,56	01,70	01,60
6	06,41	06,44	06,05	06,44	06,18
7	01,55	01,70	01,51	01,08	01,06
8	00,56	00,56	00,50	00,56	00,55
9	00,93	00,93	00,90	00,93	00,93
10	02,26	02,25	02,24	02,25	02,24
11	01,74	01,75	01,47	01,75	01,70
12	09,00	09,04	08,49	09,04	08,66
13	00,82	00,83	00,67	00,82	00,81
14	07,11	07,15	06,57	07,16	06,85
15	04,20	04,25	03,79	04,27	04,10
16	023,3	23,31	22,83	23,30	22,68
17	00,20	00,20	00,29	00,20	00,20

Tablo 23. Kalp ortalama doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

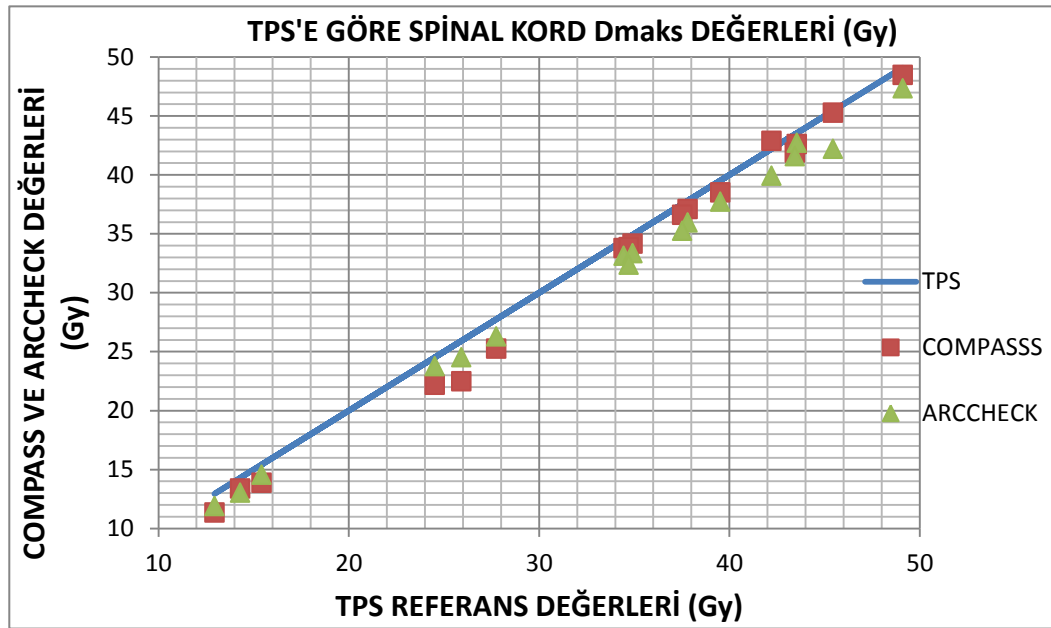
ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Kalp	Mean	p	0,306	0,001	0,002	0,002



Şekil 29. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Kalp Dmean doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 24. 17 Hasta için planlanan tedavilerde Spinal kord Dmaks dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri

SPINAL KORD					
D _{MAKS} (Gy)					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCHECK
1	14,29	13,52	13,37	13,02	13,02
2	25,91	23,27	22,48	25,91	24,52
3	34,43	33,33	33,77	33,79	33,11
4	43,54	43,15	42,61	42,72	42,70
5	34,91	34,47	34,14	34,76	33,34
6	27,74	25,72	25,25	27,74	26,29
7	15,42	15,21	13,87	15,75	14,55
8	43,44	43,20	41,88	42,64	41,57
9	39,52	38,82	38,50	37,90	37,70
10	12,94	11,25	11,34	12,32	11,89
11	34,7	34,61	33,85	33,39	32,35
12	45,43	45,77	45,26	44,84	42,19
13	24,51	22,63	22,18	24,93	23,76
14	37,8	37,59	37,08	37,80	35,94
15	37,51	37,01	36,59	37,10	35,23
16	49,10	48,60	48,46	48,68	47,32
17	42,20	42,11	42,86	41,94	39,90



Şekil 30. Compass ve Arccheck sistemlerinin Akciğer Kanseri tedavi planlarında Spinal cord Dmaks doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 25. Spinal cord maksimum doz için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Spinal cord	Dmaks	p	0,006	0,001	0,001	0,001

PROSTAT VMAT PLAN QA SONUÇLARI VE ANALİZLERİ

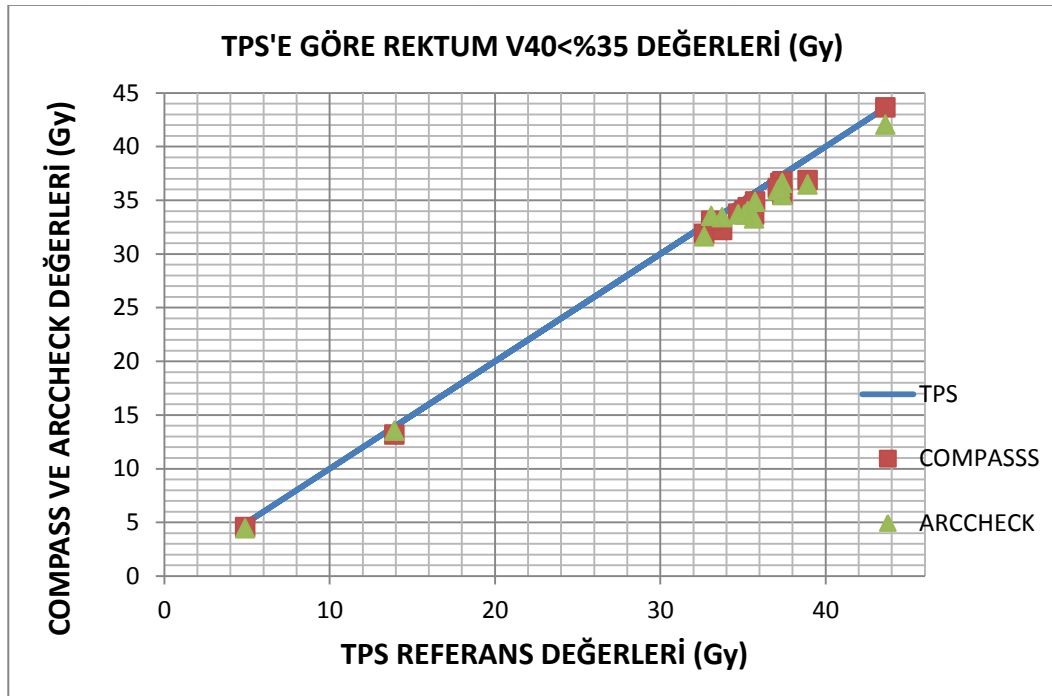
Prostat VMAT planlarında OAR için toplu istatistiksel analiz sonuçları;

Tablo 26. Prostat tedavisinde riskli organ doz değerlerinin TPS referans alınarak, Arccheck ve Compass sistemlerince istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Rektum	V65	p	0,331	0,001	0,009	0,002
Rektum	V40	p	0,313	0,001	0,313	0,001
Mesane	V65	p	0,836	0,017	0,155	0,030
Mesane	V40	p	0,131	0,221	0,861	0,074

Tablo 27. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Rektum V40< %35 için TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri.

REKTUM					
V40< %35					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCHECK
1	35,29	34,95	34,34	34,72	33,98
2	35,67	35,40	33,64	35,58	33,30
3	43,61	43,40	43,64	43,47	42,03
4	32,66	32,50	31,84	32,55	31,63
5	35,74	35,73	34,86	35,81	34,84
6	35,09	35,28	34,03	34,90	33,63
7	37,39	36,60	35,49	36,62	36,60
8	37,27	37,15	36,58	37,20	36,25
9	37,39	36,90	36,75	36,72	35,46
10	04,90	04,32	04,54	04,44	04,43
11	33,75	32,92	32,21	34,03	33,39
12	37,11	37,94	36,13	37,37	35,91
13	34,71	36,25	33,72	34,47	33,67
14	38,92	38,35	36,86	39,67	36,46
15	13,92	13,41	13,15	13,43	13,53
16	33,08	34,17	33,08	35,16	33,51



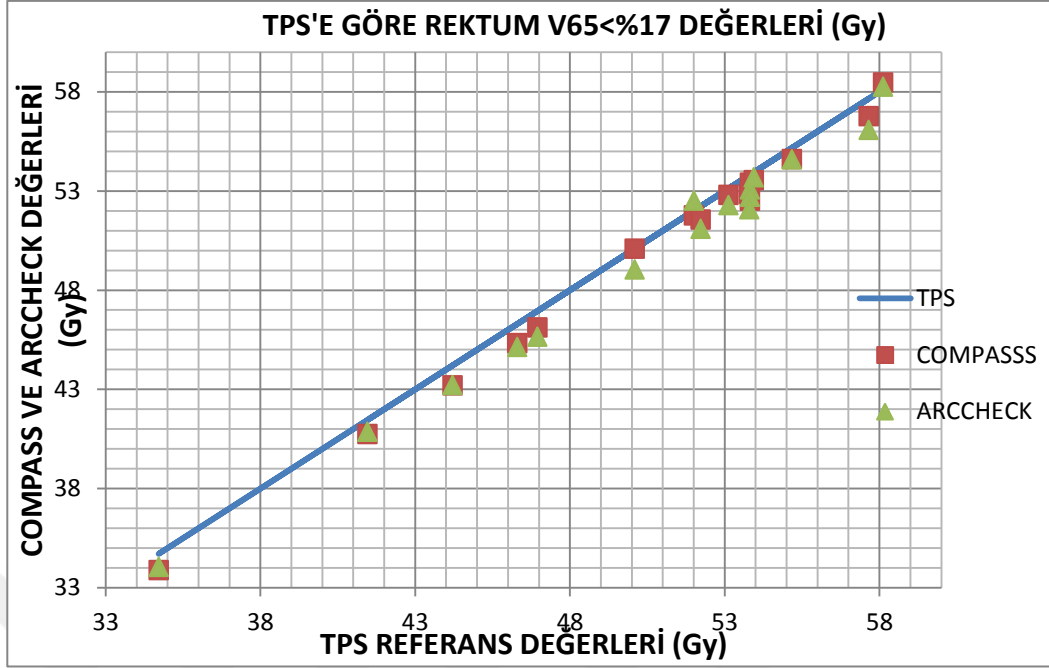
Şekil 31. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Rektum V40<%35 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 28. Rektum V40 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Rektum	V40	p	0,313	0,001	0,313	0,001

Tablo 29. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Rektum V65<%17 için TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri

REKTUM					
V65<%17					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCCHECK
1	50,09	49,94	50,08	49,79	49,03
2	52,01	52,06	51,76	52,21	52,50
3	57,65	56,06	56,76	57,74	56,06
4	44,21	44,18	43,19	44,23	43,21
5	41,46	41,50	40,74	41,55	40,85
6	46,30	46,41	45,32	46,63	45,13
7	53,12	52,92	52,79	52,90	52,28
8	46,95	47,03	46,11	47,05	45,64
9	53,81	53,55	53,40	53,39	53,07
10	34,71	34,50	33,88	34,64	34,04
11	53,81	53,63	52,50	54,14	52,69
12	53,94	53,73	53,54	53,85	53,68
13	58,12	58,17	58,46	58,24	58,25
14	53,79	52,91	52,84	52,53	52,07
15	55,17	54,94	54,60	54,84	54,58
16	52,22	51,58	51,55	51,26	51,09



Şekil 32. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Rektum V65<%17 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 30. Rektum V65 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

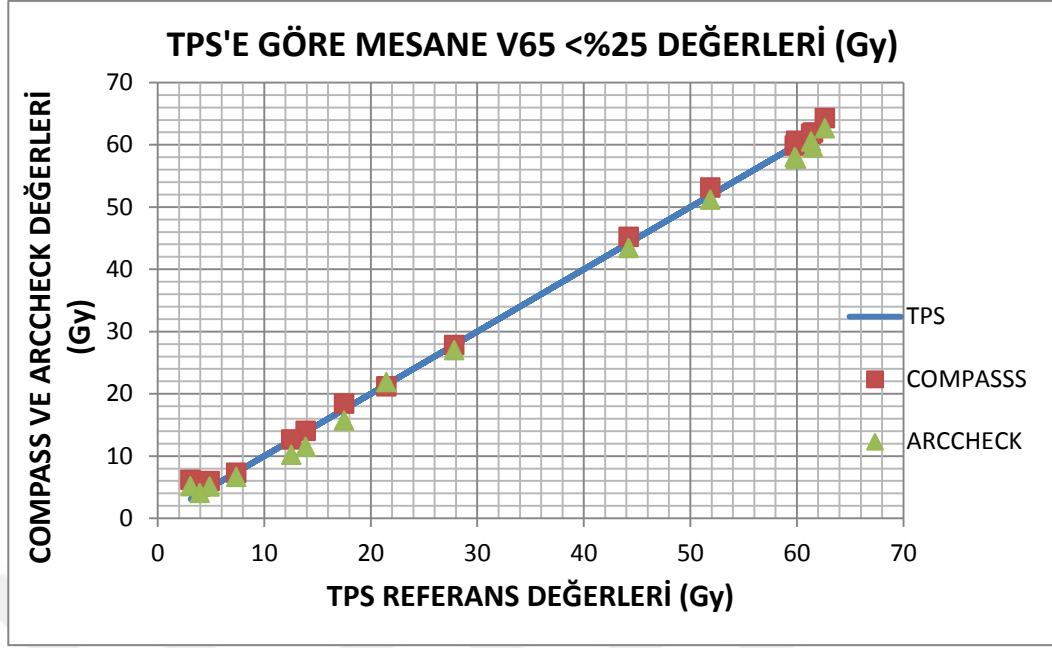
ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Rektum	V40	p	0,313	0,001	0,313	0,001

Tablo 31. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Mesane V65 dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri

MESANE					
V65 <%25					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCCHECK
1	04,88	04,85	05,97	04,85	05,08
2	59,82	59,80	59,84	59,81	57,98
3	27,83	27,80	27,78	27,29	26,96
4	07,37	07,41	07,29	07,05	06,63
5	13,90	14,23	14,00	13,57	11,46
6	03,09	05,00	06,15	04,95	05,12
7	44,23	44,44	45,19	44,35	43,38
8	51,89	52,60	53,10	52,32	51,17
9	61,52	61,24	61,94	61,19	59,52
10	03,95	03,91	05,08	03,88	04,03
11	12,56	12,05	12,65	12,09	10,14
12	59,94	60,08	60,62	60,05	57,72
13	61,33	61,50	61,72	62,16	60,50
14	62,62	62,76	64,24	62,86	62,59
15	17,49	17,42	18,38	17,27	15,69
16	21,46	22,42	21,17	22,87	21,82

Tablo 32. Mesane V65 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

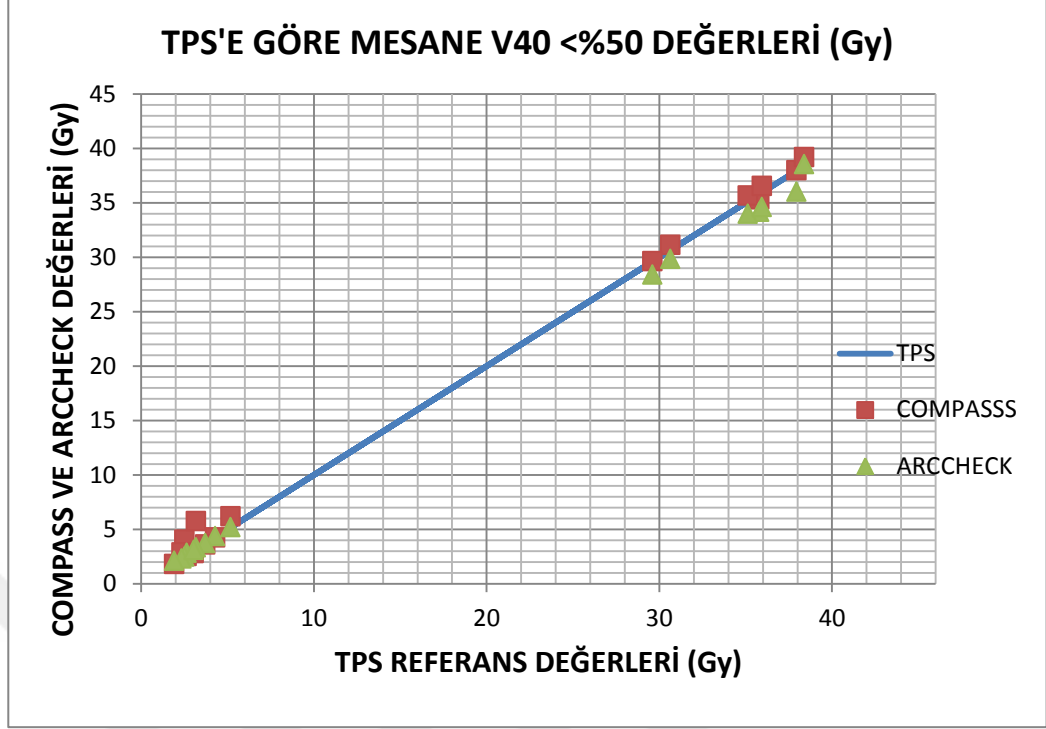
ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Mesane	V65	p	0,836	0,017	0,155	0,03



Şekil 33. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Mesane V65<%25 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 33. 16 Hasta için planlanan tedavilerde Mesane V40 dozunun TPS, Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz değerleri

MESANE					
V40 <%50					
Hasta	TPS	IMP.COMPASS	COMPASS	IMP.ARCCHECK	ARCCHECK
1	02,64	02,64	02,54	02,65	02,84
2	35,79	35,65	35,30	35,64	34,17
3	04,29	04,30	04,25	04,16	04,36
4	02,50	03,39	04,04	02,49	02,48
5	03,71	03,71	03,60	03,69	03,71
6	02,34	02,35	02,86	02,33	02,31
7	30,65	30,73	31,12	30,75	29,83
8	29,60	29,08	29,62	29,01	28,39
9	35,12	35,08	35,66	35,03	33,97
10	01,92	01,92	01,82	01,91	02,09
11	05,18	05,04	06,18	05,18	05,18
12	03,18	04,98	05,76	03,19	03,33
13	35,95	35,96	36,55	35,98	34,61
14	37,95	37,07	37,99	37,43	36,00
15	38,39	38,44	39,20	38,54	38,54
16	03,04	03,05	02,81	03,04	03,11



Şekil 34. Compass ve Arccheck sistemlerinin Prostat Kanseri tedavi planlarında Mesane V40<%50 doz değeri için referans sistemle farklılıkları

Tablo 34. Mesane V40 için TPS referans alınarak Compass ve Arccheck sistemleri arasındaki istatistiksel sonuçları

ORGAN	Doz	İstatik. (p=0.05) değer	ArcIMPORT ile TPS	Arccheck ile TPS	ComIMPORT ile TPS	Compass ile TPS
Mesane	V40	p	0,131	0,221	0,861	0,074

6. TARTIŞMA

Nazofarenks, akciğer ve prostat kanseri radyoterapi tedavilerinde TPS'ten elde edilen değerler referans kullanılarak Arccheck ve Compass sistemleriyle tedavi dozlarının kalite kontrolleri yapılmıştır. Sonuçlar eşleştirilmiş gruplara ilişkin farklılıkların boyutlarını da dikkate alarak değişkenlere ait dağılımın aynı olup olmadığını test etmek amacıyla geliştirilmiş bir analiz yöntemi olan Wilcoxon testi yapılmış ve dağılımlar arasında anlamlılık ilişkisi aranmıştır. Anlamlılık arayışını p ile sembolize edilmiş olup 0,05'den küçük değerler anlamlı farklılığı tanımlar.

Nazofarenks kanseri tedavilerinde korunan organların aldığı dozlara bakılmış ve Tablo 4'de bütün kritik organların TPS, Compass ve Arccheck ölçüm sonuçlarına ilişkin toplu istatistiksel analiz sonuçları ortaya konulmuştur. Bu sonuçlara göre beyin sapı (Arccheck-TPS $p=0,008$ ve Compass-TPS $p=0,003$) ve spinal cord D_{maks} dozu (Arccheck-TPS $p=0,003$ ve Compass-TPS $p=0,0065$) için p değeri 0,05'den küçük bulunmuş ve TPS sonuçlarına göre, anlamlı farkın olduğu sonucuna varılmıştır. Sağ ve sol parotisin D_{mean} dozları için anlamlı fark elde edilmemiş (sağ parotis, Arccheck-TPS için $p=0,05$, Compass-TPS için $p=0,23$ ve sol parotis, Arccheck-TPS için $p=0,248$, Compass-TPS için $p=0,05$), TPS, Compass ve Arccheck arasında fark bulunmamıştır.

Nazofarenks kanseri VMAT tedavilerinde TPS referans alınarak yapılan ölçümler sırasıyla Şekil 21, 22, 23 ve 24'de beyin sapı, spinal cord, sağ ve sol parotis gibi korunması gereken organların doz değerlerinin Compass ve Arccheck sistemleri ile referansa olan yakınlık ve uzaklık farkı ortaya konulmuştur.

Akciğer kanseri VMAT tedavilerinde korunan organ risk doz değerlerine göre yapılan planlamanın istatistiksel analiz sonuçları Tablo 13 de verilmiştir. Bu sonuçlara göre kalp hacminin %65'lik kısmın kritik doz değeri olan 45 Gy (Arccheck-TPS $p=0,146$) için Arccheck ölçüm değeri TPS ile anlamlı farkın olmadığını görülmüştür. Akciğer; V_{20} (Arccheck-TPS $p=0,001$ ve Compass-TPS $p=0,001$) , V_5 (Arccheck-TPS $p=0,033$ ve Compass-TPS $p=0,001$) , D_{mean} (Compass-TPS $p=0,001$) , Kalp;

D_{mean} (Compass-TPS $p=0,002$) ve Spinal cord; D_{maks} doz değerleri (Arccheck-TPS $p=0,001$ ve Compass-TPS $p=0,001$) için her iki sistemde de anlamlı farkın olduğu bulunmuştur

Şekil 25, 26, 27, 28, 29 ve 30’da referans olarak alınan TPS doz değerleri sistemlerde ölçülen doz değerlerine göre farklılıkları gösterilmiştir.

Prostat kanseri VMAT tedavilerinde korunan organ risk dozlarının aldığı değerler Arccheck ve Compass sistemleri tarafından ölçülmüş ve referans olarak alınan TPS doz değerlerine göre istatistiksel analizlede anlamlılık ilişkisi aranmıştır. Tablo 26’da verilen istatistiksel analiz sonuçlarına göre mesane hacimin 50’sinin kritik doz değeri olan 40 Gy için Arccheck ve Compass sistemlerinin ölçtüğü doz değerleri ile referans olarak alınan TPS doz değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır(Arccheck-TPS $p=0,221$ ve Compass-TPS $p=0,074$), Rektum ve Mesane kritik doz seviyeleri için yapılan ölçümlerde ise rektum V65 (Arccheck-TPS $p=0,001$ ve Compass-TPS $p=0,002$), V40 için (Arccheck-TPS $p=0,001$ ve Compass-TPS $p=0,001$) ve mesane V65’de (Arccheck-TPS $p=0,0017$ ve Compass-TPS $p=0,03$) anlamlı farkın olduğu görülmüştür.

Tablo 27, 29, 31 ve 33’de verilen TPS ve sistemlerce ölçülen doz değerleri verilmiştir ve aralarındaki farklar, Şekil 31, 32, 33 ve 34’de görselleştirilmiştir.

7. SONUÇ

Geleneksel olarak kalite kontrol yöntemleri bir fantom içerisinde gerçekleştirilirken, hasta anatomisinin yorumlanması ve sonuçların sayısallaştırılması genelde zordur.[31]Compass ve Arccheck sistemleri doz kalite kontrollerini kendi fantomları üzerinden gerçekleştirirler, bu durum kullanılan kalite kontrol sistemlerinin yazılım ve fantom yapısının getireceği eksiklikten dolayı gerçek planlarda kullanılan hasta anatomisine oranla hata payının ortaya çıkmasına sebep olur. Eclipse TPS sistemi üzerinde yapılan hasta planlarını Arccheck ve Compass sistemleri üzerinde doz kalite kontrolü sağlamak için import edilmesi sonucu planla import edilen planlar arasında %20 farklılık olduğu görülmüştür, ortaya çıkan farklılığın sebebi araştırılmalı ve etkisi ortaya konulmalıdır.

VMAT tedavi tekniğinin dozimetrik kontrolleri yeni nesil control sistemleri olan Arccheck ve Compass sistemleriyle yapılmıştır. Bu sistemlerin sağladığı DVH ile organların kritik doz sınırlarına bakılarak Eclipse'in sağladığı DVH ile karşılaştırmıştır.

Bu sonuçlara Arccheck ve Compass sistemleri Dmean doz değerleri için yeterlilikleri güçlü, fakat Dmaks doz değerleri yani sıcak nokta (hot spot) için sistemlerin analiz yeterliliği zayıftır. Daha öncesinde yapılan çalışmalar tarandığında istatistiksel analiz yerine TPS ile sistemlerin verdiği DVH dozlarının yüzdelik farkları alınarak aralarında kıyaslama yapılmıştır ve Arccheck ve Compass sistemleri Dmaks, Dmin. doz değerlerinde yüzdelik fark (Arccheck için %4,32 ve %2,27, Compass için %3,88 ve %2,32) Dmean (Arccheck için %2,19 ve Compass için %2,12) dozuna oranla yüksek değer verdikleri görülmüştür.

Anlamlık arayışında planlarda çıkan sonuçlara göre kritik organlarda değişkenlik göstermesinin sebeplerini araştırırsak, Eclipse doz değerlerini sistemlere import ederken %20'lik veri kaybı sonuçları yanıltmış olabilir, import edilen tedavi planı için linakta ışınlanan sistem fantomlarının gerçek hasta planı değilde import edilen eksik verilere göre değer kazanması sonucuna ulaşırız. Literatürlerde referans

cihazdan import edilen verilerin %20'ye yakın bir kayıpla sistemlere aktarılmasına dair bir çalışma bulunamamıştır.

Dozimetrik kalite kontrolleri geleneksel olarak DTA ve Gama verilerince kontrolü sağlanır, geliştirilen yeni sistemlerce hacimsel doz dağılım testlerine yani tedavi planında verilen DVH doğruluğunu kontrol etmek amaçlı sistemlerin verdiği DVH'ler tarafından sağlanmaktadır, bu yöntemin henüz yeni olması sebebiyle güven vermemesi ve bu yöntem için geliştirilen sistemlerin ilk oluşu sebebiyle kullanılmaması gelişen teknolojiye uyup sağlayamamak anlamı taşır, bu nedenle geleneksel yöntemlerin yanı sıra bu sistemlerin getirdiği yenilikleride kullanmak gelecekteki çalışmalar ve gelişmeler için öncü olmak anlamı taşır.



KAYNAKÇA

1. Enis Özyar "Nazofarinks Kanselerinde Radyoterapi 1/1/1975 - 31/12/1989 Olgularımızın Değerlendirilmesi" Uzmanlık tezi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Ankara, 1993
2. Perez C.A. Nazopjarynx. In Perez C.A., Brady L.W. (ends); "Principles and practice of Rdiation Oncology" Philadedelpia – New York – London – Hogerstown, J.B. Lippincott Company, 617 – 643, 1991
3. Dr Melis Gültekin "Akciğer kanseri" temel ve klinik radyoterapi, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları, yayın no:1. 26.5.2013
4. Ayşe Buğra Baştürk "Prostat Embriyolojisi, Fizyolojisi ve Anatomisi" Derman tıbbi yayıncılık 10.03.2015.
5. Dr. Esra Yıldızhan "Prostat Kanseri Tanısında Rektal Muayene, Psa ve Trus Sonuğlarının Trus-Biyopsi Sonuçları ile Karşılaltırması" Uzmanlık tezi 2006.
6. Prostat kanseri klavuzu komitesi "Prostat Kanseri Yol Haritası: Uluslararası Kılavuzlar ve Klinik Deneyimler Işığında Prostat Kanserine Yaklaşım Önerileri" Tıbbi Onkoloji Derneği.
7. Dr. Zafer Kozacoğlu, Dr. Bülent Günlüsoy "Lokal İleri Evre Prostat Kanserinde Güncel Tedavi Yaklaşımaları ve Ürolog Yaklaşımı" Ürroonkoloji bülteni cilt:11 sayı:2, Haziran 2012
8. Mohler JL, Armstrong AJ, Bahnson RR, et al.; National Comprehensive Cancer Network. Prostate cancer, version 1.2015.
9. Mottet N, Bellmunt J, Briers M, et al. European Association of Urology. "Guidelines on Prostate Cancer" Update March 2015. <http://uroweb.org/guideline/prostate-cancer> Erişim tarihi: 10.11.2016
10. Bozica Vujoşevic, Bojana Bokorov "Radiotherapy: past and present" Arch Oncology 2010; 18 (4): 140 - 2

11. Khan FM. The physics of Radiation Therapy. 3rd edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2003
12. Meyer JL. IMRT, IGRT, SBRT Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy. Karger, 2007
13. Webb S. "The physical basis of IMRT and inverse planning" British Journal of Radiology, 2002. 76, 678-689
14. Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. "Intensity Modulated Radiation Therapy: current status and issues of interest" Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys 2001; 51(4): 880-914
15. X. Jin, H. Yan, C. Han, Y. Zhou, J. Yi, C. Xie, "Correlation Between Gamma Index Passing Rate and Clinical Dosimetric Difference for Pre-Treatment 2D and 3D Volumetric Modulated Arc Therapy Dosimetric Verification" BRJ Radiol 2015;88:2014.05.
16. Daniel Opp, Benjamin E. Nelms , Geoffrey Zhang , Craig Stevens , Vladimir Feygelman "Validation of Measurement-guided 3D VMAT Dose Reconstruction on a Heterogeneous Anthropomorphic Phantom" Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol 14, No 4 (2013)
17. Jin Ho Song, Hun-Joo Shin, Chul Seung Kay, Seok Hyun Son "Dosimetric Verification by Using the ArcCHECK System and 3DVH Software for Various Target Sizes" PLoS One. 2015 Mar 25;10(3)
18. Both, S.; Alecu, I.M.; Stan, A.R.; et al. "A study to establish reasonable action limits for patient-special quality assurance in intensity-modulated radiation therapy" J. Appl. Clin. Med. Phys. 2:1{8; 2007}.
19. Basran, S.; Woo, M.K. "An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures" Med. Phys. 35(6):2300{7; 2008}
20. Howell, M.; Smith, I.P.; Jarrio, C.S. "Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT" J. Appl. Clin. Med. Phys. 9(3):16{25; 2008}

21. Van Dyk, J.; Barnett, R.B.; Cygler, J.E.; et al. "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26:261 (73; 1993)
22. Nelms, B.E.; Simon, J.A. A survey on planar IMRT QA analysis. *J. Appl. Clin. Med.Phys.* 8(3):76 {90; 2007}
23. Nelms, B.E.; Zhen, H.; Tome, W.A. "Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors" *Med. Phys.* 38:1037{44; 2011}
24. Erminia Infusino, Ph.D., Alessandra Marni, Ph.D., Roberto Conti, R.T., Diego Gaudino, Ph.D., Gerardina Stimato, Ph.D., Luca Bellesi, Ph.D., Rolando Maria D'Angelillo, M.D. Sara Ramella, M.D., Marcello Benassi, Ph.D., and Lucio Trodella, M.D. "Initial experience of ArcCHECK and 3DVH software for RapidArc treatment plan verification" *Medical Dosimetry* 39 (2014) 276{281}
25. Daniel A. Low, Ph.D. "Gamma Dose Distribution Evaluation Tool", *Journal of Physics: Conference Series* 250 (2010) 012071.
26. William B. Harms, Sr., Daniel A. Low, John W. Wong and James A. Purdy, "A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms", Washington University School of Medicine, Mallinckrodt Institute of Radiology, 510 S. Kingshighway Boulevard, St. Louis, Missouri 63110.
27. E. Mah, J. Antolak, J. W. Scrimger, and J. J. Battista, "Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm" *Phys. Med. Biol.* 34, 1179 {1194 1989}
28. J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, and P. C. Shragge, "Commissioning and quality assurance of treatment planning computers" *Int J. Radiat Oncol Biol Phys.* 26, 261-273 {1993}
29. Vanetti, E.; Clivio, A.; Nicolini, G.; et al. "Volumetric modulated arc radiotherapy for carcinomas of the oro-pharynx, hypo-pharynx and larynx: A treatment planning comparison with fixed field IMRT" *Radiother. Oncol.* 92:111 {7; 2009}

30. Bedford, J.L.; Warrington, A.P. "Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT) " Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 73(2):537e45; 2009; Otto, K. Volumetric modulated Phys. 35(1):310 {7; 2008}
31. Cheng, W. B. Harms, R. L. Gerber, J. W. Wong, and J. A. Purdy, "Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm" Med. Phys. 23, 685{693 1996}
32. Oya Güneyli "Prostat kanserli hastalarda yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamasında fattering filter kullanılan ve kullanılmayan planların karşılaştırılması" Acıbadem Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi 2013
33. Gregory A.Failla, ToddWareing, Yves Archambault, Stephen Tompson "Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse treatment planning system" varian clinical perspectives
34. Berkan Geler "Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamasında dinamik ve statik çoklu segmentli ışınlama tekniklerinin karşılaştırılması" Acıbadem Üniversitesi yüksek lisans tezi istanbul, 2013
35. IBA Dosimetry GmbH, Compass User's Guide, Schwazenbruck, Gremany, Last update:2014-04-11
36. Arcchech and 3DVH "The Ultimate 4D Patient QA Solution" Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL 32940 USA

8. EKLER

EK 1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı	Caner	Soyadı	Arslan
Doğum Yeri	Erzurum	Doğum Tarihi	05.06.1983
Uyruğu	T.C.	Telefon	530 025 50 72
E-mail	canerarslan.ep@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Acıbadem Üniversitesi	2017
Lisans	Gaziantep Üniversitesi	2013
Lise	Erzurum Atatürk Lisesi	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Yönetici	Burger St	2012-2013
2.		-
3.		-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok iyi	Orta	İyi

1. * Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

Başarılımış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
C++	Çok iyi
Fotran	Çok iyi
Matlab	Çok iyi

2. *Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer