

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Mustafa Cem UZAL

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDE MASA  
MODELLEMESİNİN DOZ DAĞILIMLARINA VE  
VMAT KALİTE KONTROL SONUÇLARINA  
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Binnaz HÜSEYİN**

Referans no: 10108914

EDİRNE-2017

**T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Mustafa Cem UZAL

**TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDE MASA  
MODELLEMESİNİN DOZ DAĞILIMLARINA VE  
VMAT KALİTE KONTROL SONUÇLARINA  
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Binnaz HÜSEYİN**

**Tez No:**

EDİRNE – 2017

**T.C.**  
**TRAKYA ÜNİVERSİTESİ**

**Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü**

**O N A Y**

Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı yüksek lisans programı çerçevesinde ve Prof.Dr. Mustafa Cem UZAL danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Binnaz HÜSEYİN tarafından tez başlığı **“TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNDE MASA MODELLEMESİNİN DOZ DAĞILIMLARINA VE VMAT KALİTE KONTROL SONUÇLARINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI”** olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı **30/06/2017** tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **“Yüksek Lisans Tezi”** olarak kabul edilmiştir.



Prof.Dr. Mustafa Cem UZAL

Jüri Başkanı



Prof.Dr. Hatice BİLGE BECERİR

Üye



Prof.Dr. Tammam SİPAHİ

Üye

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Tammam SİPAHİ

Enstitü Müdürü



## **TEŐEKKÜR**

Medikal Fizik alanındaki yüksek lisansımın her aşamasında bana verdikleri destekten ve gosterdikleri sabırdan dolayı baŐta değerli Anabilim Dalı baŐkanımız ve tez danıŐmanım Prof. Dr. Mustafa Cem Uzal'a, birlikte çalıŐmaktan mutluluk duyduğum Öğr. Gör. Dr. Őule Parlar'a, eğitimim süresince katkılarını esirgemeyen uzman fizikçi arkadaşlarıma, bölümümüzün tüm öğretim üyelerine, çalıŐanlarına ve aileme sonsuz teŐekkürlerimi sunarım...

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	4
<b>RADYOTERAPİ</b> .....	4
<b>RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICILAR</b> .....	11
<b>KARBON FİBER MASA</b> .....	16
<b>RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ</b> .....	17
<b>TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ</b> .....	21
<b>VMAT KALİTE KONTROLÜNDE VERİ ANALİZİ</b> .....	23
<b>DOZ HOMOJENİTESİ VE DOZ KONFORMALİTESİ</b> .....	25
<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	28
<b>BULGULAR</b> .....	49
<b>TARTIŞMA</b> .....	73
<b>SONUÇLAR</b> .....	81
<b>ÖZET</b> .....	83
<b>SUMMARY</b> .....	85
<b>KAYNAKLAR</b> .....	87
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	91
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	95
<b>EKLER</b>	

## SİMGE VE KISALTMALAR

<b>3B KRT</b>	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>cGy</b>	: Santi Gray (Absorbe Doz Birimi)
<b>CI</b>	: Konformalite İndeksi
<b>CN</b>	: Konformalite Numarası
<b>D<sub>maks</sub></b>	: Maksimum Doz
<b>D<sub>min</sub></b>	: Minimum Doz
<b>D<sub>ort</sub></b>	: Ortalama Doz
<b>DVH</b>	: Doz Volüm Histrogramı
<b>EMR</b>	: Elektromanyetik Radyasyonlar
<b>GA</b>	: Gantry Açısı
<b>HI</b>	: Homojenite İndeksi
<b>IMRT</b>	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<b>LİNAK</b>	: Lineer Akseleratör
<b>MLC</b>	: Çok Yapraklı Kolimatör
<b>MU</b>	: Monitör Ünitesi
<b>PTV</b>	: Planlanan Hedef Hacim
<b>QA</b>	: Kalite Güvenliği
<b>RAO</b>	: Risk Altındaki Organ
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>SBRT</b>	: Strereotaktik Beden Radyoterapisi

- SRS** : Stereotaktik Radyocerrahi  
**SSD** : Kaynak Cilt Mesafesi  
**TD** : Tümör Dozu  
**TPS** : Tedavi Planlama Sistemi  
**VMAT** : Volümetrik Ark Terapi  
 **$V_{47}$**  : Tanımlanan Hacmin 47 Gy Doz Alan Hacmi  
 **$V_{50}$**  : Tanımlanan Hacmin 50 Gy Doz Alan Hacimi  
 **$V_{70}$**  : Tanımlanan Hacmin 70 Gy Doz Alan Hacmi  
 **$V_{95}$**  : Tanımlanan Hacmin 95 Gy Doz Alan Hacmi  
 **$V_{100}$**  : Tanımlanan Hacmin 100 Gy Doz Alan Hacmi



## GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide (RT) amaç, tedavi dozunu hedef hacme maksimum homojenlikte verirken, etraftaki sağlıklı organ ve dokuların dozlarını minimum seviyede tutmaktır. Tedavide hastaya verilen dozun doğruluğu, tedavi kalitesini etkileyen en önemli parametredir. Tedavi dozunun doğruluğunu değiştiren başlıca etkenler, hasta tedavisi sırasında set-up kaynaklı hatalar ile lineer hızlandırıcı (linak) cihazından kaynaklı dozimetrik ve mekanik hatalardır. Özellikle ışın huzmesinin önüne gelen ışın düzenleyicilerin (kama/wedge filtre, koruma bloğu) veya çok yapraklı kolimatörlerin (multileaf collimator-MLC) doz dağılımında meydana getirdiği değişikliklerin tedavi planlama sisteminde (treatment planning system-TPS) doğru bir şekilde modellenmesi, dolayısıyla doğru bir şekilde hesaplanabilmesi, tedavi kalitesi açısından son derece önemlidir. Hastadaki doz dağılımına dışarıdan etkisi olan masa ve immobilizasyon araçları gibi aparatların etkilerinin de hesaplama dahil edilmesi gerektiği bilinmektedir. Bu gibi aparatların cilt dozunda artışa sebep olurken, hedef volüm dozunda azalmaya neden olduğu gösterilmiştir (1). Günümüzde aktif olarak kullanılan yoğunluk ayarlı radyoterapi (intensity modulated radiotherapy-IMRT), stereotaktik radyo-cerrahi (stereotactic radio-surgery-SRS), stereotaktik beden radyoterapisi (stereotactic body radiotherapy-SBRT) ve volümetrik ark terapi (volumetric modulated arc therapy-VMAT) gibi tedavilerde her bir alan veya segment başına doz oldukça düşüktür. Bu gibi ileri tedavi modalitelerinde segment dozlarında meydana gelebilecek küçük bir sapma değeri dahi önemlidir.

Üç boyutlu konformal radyoterapide (3B KRT) kullanılan geniş ışın alanlarından yapılan tedavilerde, masa ve immobilizasyon araçları nedeni ile dozda meydana gelen bu gibi değişiklikler, genellikle ihmal edilebilecek kadar düşük değerlerdedir. Tedavide kullanılan



ışın alanlarının sayısı günümüzdeki modern tekniklere göre daha azdır ve alan başına verilen doz daha yüksektir. Işınlanacak vücut kısmının masanın atenüasyonu düşük şeffaf milar ile kaplı delikli raket kısmına getirilmesi ile, posterior ve posterior oblik alanlarda huzmenin malzeme içinden geçerken kaybettiği dozun düşük kalması sağlanmaktadır. Kullanılan immobilizasyon araçları ise genellikle yüksek geçirgenlik oranına sahip (atenüasyonu düşük) perspeks ya da karbon fiber yapıdaki aparatlar olup, 3B KRT tedavi alanlarının ışın girişleri metal barlardan geçmeyecek şekilde ayarlanması gerekir. İleri tedavi teknikleri için ise, iki yanında metal barları olmayan düşük atenüasyonlu karbon fiber masa ve aynı yapıda immobilizasyon araçları kullanılmaktadır. Bu sayede hastaya istenilen tüm posterior açılardan tedavi uygulanabilmekte ve arka alanlardan yapılan ışınlamalarda masanın yol açacağı ışın atenüasyonlarının en az seviyede olması sağlanmaktadır. Hedef volüm dozlarının yüksek olduğu ve komşuluğundaki riskli organların tolerans dozlarının düşük olduğu volümler arası geçiş bölgesinde doz gradiyentinin yüksek olması nedeniyle, özellikle stereotaktik tedavilerde hasta immobilizasyonu çok önemlidir. İnce ışın huzmeleri ile onlarca alandan yapılan ışınlamalarla riskli organ dozları daha düşük tutulurken, hedef hacme ablatif dozlar verilebilmektedir. Bununla birlikte karbon fiber yapıdaki masa ve immobilizasyon araçlarının da atenüasyonları ne kadar düşük dahi olsa, belirli bir radyasyon geçirgenlik oranları vardır. IMRT gibi tekniklerde ise hem alan sayısı fazladır, hem de her bir alanı oluşturan birçok alt alan (segment) bulunmaktadır. Her bir segment başına doz oldukça düşük olabilmektedir. Bu nedenle düşük geçirgenlik oranına sahip karbon fiber gibi malzemelerin dahi doz azaltıcı etkisi göz önüne alınması gereken bir parametredir. Ayrıca VMAT tekniğinde verilen dozun ihmal edilemeyecek bir kısmı posterior/posterior oblik alanlardan uygulanmakta ve bu durumda ışın huzmesi masa düzlemini geçerek hastaya ulaşmaktadır. Bu nedenle masanın doz dağılımlarına olan etkisinin TPS’de göz önüne alınması gerekir. Bunun için birçok araştırmacı tarafından masanın TPS’de modellenmesi, dolayısıyla doz dağılımlarının daha doğru bir şekilde hesaplanması önerilmektedir (1). Ayrıca bu gibi tekniklerin kullanıldığı tedavilerde, hasta ışınlanmadan önce fantom üzerinde yapılan ışınlama ile, doz dağılımlarının TPS ile karşılaştırıldığı kalite kontrol (quality assurance-QA) testlerinin yapılması şarttır.

Bu çalışmada Trakya Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği’nde akciğer, prostat, baş-boyun ve beyin gibi farklı lokalizasyonlardaki tümörlerin tedavi planlarında, TPS’de masa modellemesi yapılarak masasının doz dağılımlarına, QA sonuçlarına ve absolut nokta dozlarına olan etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda TPS doz hesaplaması ile fantom ışınlaması ile ölçülen dozlar arasındaki hata

payının en aza indirilmesi hedeflenmektedir. Elde edilen sonuçlardan masanın doza olan etkisi değerlendirilerek, masa modellemesinin hangi lokalizasyonlarda gerektiği öngörülebilecek, doz dağılımlarının daha doğru bir şekilde hesaplanması sağlanacaktır.



## GENEL BİLGİLER

### RADYOTERAPİ

Radyoterapi kanser tedavisinde tek başına veya cerrahi/kemoterapi gibi diğer yöntemlerle birlikte kullanılmaktadır. Tedavide kullanılan X-ışını gibi iyonlaştırıcı/iyonizan radyasyonların normal doku ve hücrelerde hasarlara ve uzun vadede ikincil kanserlere yol açması nedeniyle, uygulama alanı günümüzde kötü huylu tümörlerle sınırlandırılmıştır. Ancak diğer yöntemlerle başarıyla tedavi edilemeyen özellikle beyin yerleşimli bazı iyi huylu tümörler ve miyozitis ossifikans/keloid benzeri hiperplazilerde de RT endikasyonu konulabilir. Tüm bu tedavilerin planlanması ve uygulanmasında radyasyon onkolojisi uzman hekimleri, medikal fizik uzmanları ile birlikte çalışmaktadır. Radyasyon onkolojisi disiplini, iyonizan radyasyonların madde ile etkileşimlerinin ve hücre üzerindeki biyolojik etkilerinin bilinmesini gerektirir. RT’de amaç tümöre/hedef volüme gerekli tedavi dozu verilirken, çevre normal dokuya ve riskli organlara en az dozu verecek şekilde ışınlama yapmaktır. Böylece kanserli hücrelerin bölünerek çoğalması engellenip tümör kontrolü artırılırken, sağlam hücrelerdeki hasar minimumda tutulmuş, dolayısıyla tedavi morbiditesi azaltılmış olur (2).

Genelde kanser hücreleri normal hücrelere göre daha hızlı bölünürler. Kanser hücrelerinin siklus süreleri, histolojik tiplerine göre değişmekle birlikte, uygun ortam şartlarında ortalama 24 saattir. Hücre siklusunda mitoz fazının diğer fazlara oranla daha radyoduyar olmasına paralel olarak, siklusu daha kısa olan kanser hücrelerinin radyoduyarlıkları da normal hücrelere göre daha yüksektir. Ayrıca iyonizan radyasyonun DNA’da oluşturduğu tek veya çift zincir kırıklarının onarımı kanser hücrelerinde normal hücrelere göre daha yavaştır. Konvansiyonel fraksiyonasyonda artan tedavilerle birlikte onarılamayarak biriken subletal DNA hasarları, sonuçta letal hasara yol açar ve mitotik ölüm

gerçekleşir. Siklus süreleri daha uzun olan sağlam hücrelerde ise DNA hasarının hızlı onarılması, daha az hücre ölümüne yol açar (3).

DNA, hücrelerin nükleusunda yer alır. Doğadaki en uzun moleküldür. Genetik bilgileri taşıyan nükleotid dizilerinden oluşur. Karşılıklı iki zincir halindeki bu diziler, aralarındaki hidrojen köprüleri ile bir arada tutulmaktadır. Bu çift zincir sarmal şeklinde katlanarak kromozomları oluşturmaktadır. DNA, m-RNA üzerinden ribozomlarda protein sentezini sağlar. Bu sayede hücrenin farklılaşmasını (diferansiyasyon), fonksiyonlarını ve gerekiyorsa yeni bir DNA zinciri sentezleyerek (replikasyon) hücrenin bölünmesini, dolayısıyla benzer genetik yapıda iki yavru hücre oluşmasını sağlar. İyonizan radyasyonlar ise etkileşime girdikleri maddenin yapıtaşları olan atom ve moleküllerin elektronlarına enerji transfer ederek, elektronların etrafında döndükleri atom çekirdeğinden kopmalarına neden olur. Dolayısıyla normalde elektrik yük olarak nötr olan atom ve moleküllerin elektron kaybederek ya da kazanarak iyon haline, bir başka deyişle pozitif (+) ya da negatif (-) elektrik yüklü hale gelmelerine yol açar. Bu da elektronlar üzerinden bir arada tutulan atomlar arası kimyasal bağların bozulmasına, mevcut moleküllerin yıkılmasına ve yenilerinin oluşmasına yol açar. İyonizan radyasyon yüksek dozlarda hücre zarı, organelleri ve proteinlerinde yıkıma yol açarak kısa sürede hücre ölümüne neden olabilir. Düşük dozlarda ise bu yapılar üzerindeki etkiler önemsiz seviyede kalır. Ancak direk hücre ölümüne yol açmasa dahi, DNA'yı oluşturan atomlar arası kimyasal bağlar yıkabilir ve kırık olarak adlandırılan DNA hasarları oluşturabilir. Stokastik etki adı verilen böyle bir etkileşim için eşik bir doz değeri yoktur ve bu etkilerin olasılığı radyasyon dozu ile birlikte artmaktadır (4).

İyonizan radyasyonun DNA ile etkileşimi direk olarak gerçekleşebileceği gibi, daha yüksek oranda (X-ışınları için ~ %85) dolaylı etkileşme üzerinden de olabilir. Su ( $H_2O$ ) molekülleri iyonizan radyasyonlara maruz kaldığında, serbest hidrojen ( $H^+$ ) ve hidroksil ( $OH^-$ ) köklerine ayrılır. Bunlar da su molekülü ile tekrar reaksiyona girerek hidrojen peroksit ( $H_2O_2$ ) bileşiklerine ya da diğer organik moleküllerle reaksiyona girerek onların serbest radikallere dönüşmelerine yol açar. DNA'ya kimyasal bağ kuracak kadar yakın olan ve reaksiyon oluşturma affinitesi yüksek bu radikaller, DNA zincirini oluşturan atomların kendileri ile yeni kimyasal bağlar kurmalarına, dolayısıyla DNA zincirinde dolaylı olarak kırıklar oluşmasına neden olur. Bir saniyeden kısa sürede gerçekleşen bu süreç zarfında kanser hücreleri kadar, tümör hücresinin çevresinde ışına maruz kalan sağlıklı dokulardaki hücreler de olumsuz etkilenirler. Köken aldıkları dokulara ve siklus sürelerine göre değişse de, sağlam hücrelerin kendilerini onarma yetenekleri, genelde kanser hücrelerine göre daha yüksektir. Bu nedenle

radasyona bağlı normal doku hasarı, eğer o organa özđü kritik doz (tolerans dozu) aşılmamışsa, çoğu kez geçicidir ve kalıcı bir hasar oluşmaz (5).

İyonizan radyasyonlar iki gruba ayrılır: (6)

1. İyonizan elektromanyetik radyasyonlar (X-ışınları,  $\gamma$ - ışınları)
2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar/ $\beta$ -ışınları, protonlar, nötronlar,  $\alpha$  ışınları ve ağır iyonlar)

Foton olarak ta adlandırılan elektromanyetik radyasyonlar (EMR) enerjinin dalga halinde yayılmasıdır. Kütleleri yoktur ve boşlukta (madde ile etkileşmedikleri sürece) ışık hızında düz bir doğrultuda yayılırlar. İzledikleri hat boyunca birbirlerine dik iki düzlemde genlikleri eşit olan elektrik ve manyetik alanlar oluştururlar. Sinüzoid olarak adlandırılan dalga formu, bu alanların kendi düzlemlerinde önce pozitif (+) kutuba doğru artması, bir tepe noktasına ulaşması (amplitüd), daha sonra eşit miktarda azalarak nötr (0) hattına dönmesi ve aynı yarım dalganın negatif (–) kutuba doğru aynı şekilde bu defa tersten oluşmasından ileri gelir. EMR’lerin maddeyi oluşturan atomlardaki elektrik yüklü parçacıklar ( $e^-$ ,  $p^+$ ) ile etkileşimleri, bu elektromanyetik alanlar üzerinden gerçekleşir. Dalga boyları molekülden yani 10 nanometreden ( $10^{-8}m$ ) kısa, saniyede ortamdan geçen dalga sayısı yani frekansı  $10^{16}$  Hertz’ten yüksek ve enerjileri  $10^2$  eV (kilo elektron–Volt)’un üstünde olan EMR’ler (X-ışınları ve  $\gamma$ - ışınları) iyonizan özelliğe sahiptirler. Biraz daha uzun dalga boyundaki ultra viyole (mor ötesi) ışınlar ise iyonizasyona neden olamasa dahi, transfer ettikleri enerji ile atomun dış yörünge elektronlarının bir üst yörüngeye çıkmalarına (eksitasyon/uyarılma) ve kolayca atomlar arası yeni kimyasal bağlar oluşturmalarına yol açar. Bu nedenle açık tenlilerde malign melanom ve diğer cilt kanserlerinin en önemli etkeni, derindeki hücrelere ulaşamayan, ancak ciltteki hücrelerin DNA’larında kırıklar meydana getirebilen ultra viyole ışınlarıdır. X ve  $\gamma$ - ışınları ise, dozları derinlikle birlikte azalsa da, cilt ve cilt altındaki derin dokularda DNA hasarları oluşturabilmektedir. İyonizasyon ve eksitasyon yapmayan, ancak elektronlarda titreşime (rezonans), dolayısıyla maddede ısınmaya neden olan daha uzun dalga boyundaki EMR’ler, non-iyonizan (iyonlaştırıcı olmayan) radyasyonlar olarak sınıflandırılırlar. Dalga boylarının artış sırasına göre bunlar görünür ışık, infra ruj (kızıl ötesi) ışınlar, mikro dalgalar ve radyo dalgaları olarak sıralanırlar. Parçacık radyasyonları ise adından da anlaşıldığı gibi, belirli bir kütlesi olan atom altı parçacıklarından oluşur. Tümü bir kinetik enerjiye (hıza) ve iyonizan etkiye sahiptir. Bu etkileri ve doku içinde durdurulmadan önce kat edebilecekleri mesafe (range/menzil), kinetik enerjilerine (kütlelerinin hız ile olan fonksiyonu) bağlı olarak artmaktadır. Bu parçacık radyasyonlarından  $\alpha$  ve  $\beta$  ışınları doğal ya

da yapay radyoaktif atom çekirdeklerinden belirli hızlarda/enerjilerde fırlatılırken, lineer akseleratör (linak) ve siklotron gibi insan yapımı cihazlarda elektronlar, protonlar, nötronlar ve ağır iyonlar çok daha yüksek hızlarda/enerjilerde elde edilebilmektedir. Eksternal RT'de kullanılan linak cihazında doğrusal olarak hızlandırılan elektronlar ve bunların tungsten hedefe çarptırılmasıyla elde edilen yüksek enerjili X-ışınları, kontrollü olarak üretilebilir ve istenildiği anda kesilebilir. Buna karşın kobalt-60 (Co-60) gibi radyoaktif elementlerden kesintisiz yayınlanan  $\gamma$ -ışınları mono enerjetiktir ve yarı ömürlerine uygun olarak dozları zamanla azalmaktadır (6,7).

Radyoterapi uygulama şekline göre 3 guruba ayrılır;

1. Eksternal tedavi (uzak mesafeden yapılan ışınlama, teleterapi): Radyasyon kaynağı ile hasta cildi arasında belirli bir mesafe vardır, dolayısıyla ışın girişi hastanın cildinden olmaktadır. Linak cihazında üretilen X-ışınları ve elektron ışınları ile Co-60 cihazındaki  $\gamma$  ışınları ile yapılan tedaviler bu yöntem ile uygulanır.

2. Brakiterapi (yakın mesafeden yapılan tedavi): Metal bir kılıf içindeki radyoaktif kaynakların cilt üzerine, doku içine ve vücut boşluklarına yerleştirilmesiyle uygulanır. Tedavilerde çoğunlukla sonradan yüklemeli cihazlarla iridyum-192 (Ir-192) kaynağı kullanılır.

3. Sistemik radyasyon tedavisi (sıvı/kolloid çözeltileri şeklinde, ya da ağızdan alınan radyonüklidler ile vücut içinden/internal ışınlama): Nükleer tıp disiplininde tiroid kanserlerinde yaygın olarak kullanıldığı gibi dozu ayarlanmış radyoaktif bir madde (ör: iyod-131) hastaya genelde oral yoldan kapsül içinde verilir. Çözeltilerin uygulama yolu ise intravenöz ya da intrakaviter olabilir. Klinikteki bir başka uygulama non-Hodgkin lenfomada (NHL) olduğu gibi tümör hücrelerinde özgün reseptörlerin bulunduğu durumlarda (CD-20), bu reseptör proteinine karşı geliştirilen monoklonal antikora (ritüksimab) bağlanmış radyoaktif bir madde (yttrium-90) intravenöz yoldan verilir. Hepatosellüler karsinomada da yttrium-90 mikrosfer halinde transarteryel enjeksiyonla radyoembolizasyon amacıyla uygulanmaktadır (2).

1895'te Röntgen tarafından keşfedilmesinden sonra, X-ışınları tıpta diagnostik amaçla kullanılmaya başlanmıştır. Çok geçmeden özellikle gözle görülebilen veya palpe edilebilen cilt, meme, lenfoma gibi kanserler üzerindeki geriletici etkileri gözlenmiştir. Radyoaktivitenin 1896'da Becquerel tarafından uranyum tuzları üzerindeki deneylerde keşfinden sonra Curie'ler toryum, polonyum ve radyum gibi doğal radyoaktif elementleri izole etmişler ve bu maddelerden yayınlanan radyasyonların tümörler üzerinde X-ışını gibi

etkileri olduğunu belirlemişlerdir. Kısa sürede içinde radyum kaynaklarının yer aldığı Heyman kapsüllerinin intrauterin ve intravajinal olarak yerleştirilmesiyle, uterin serviks ve endometrium kanserlerinde intrakaviter brakiterapi uygulamalarına geçilmiştir. O tarihlerde iyonizasyon ölçümleri yapılamadığından brakiterapi dozları uygulanan mg radyumtedavi süresi (saat) cinsinden bildiriliyordu. Röntgen tüpleri ile yapılan eksternal tedavilerde ise ciltte görülen hiperemi ve eritem (kızarıklık), bir doz birimi olarak değerlendiriliyordu (SED: skin erythema dose). Daha yüksek dozlarda görülen kuru ve yaş deskuamasyon doz kısıtlayıcı faktör olarak kabul ediliyordu. Ülserasyon gibi daha ileri cilt reaksiyonları istenmeyen yan etkilerin başında geliyordu. Röntgen tüpleri ile yapılan bu tedavilerde maksimum doz ciltte oluşmaktaydı (cilt dozu). Yüzeysel lezyonlar (ör: cilt tümörleri) için 50-150 keV X-ışını üreten süperfisyel cihazlar, derin yerleşimli tümörler için ise 250-400 keV X-ışınları üreten orthovoltaj ve süpervoltaj cihazlar kullanılırdı. Ortalama X-ışını enerjisi daha düşük olmakla birlikte, ışınlamayı tanımlamak için foton huzmesindeki en yüksek enerjili (peak) X-ışını enerjisi kullanılır. Lezyonun derinliğine göre, derin doz yüzdelerini arttıran ancak doz hızını azaltan 0.5 mm-2 mm kalınlıklarda alüminyum filtre, bakır filtre veya bunların kalay bir filtreyle olan kombinasyonu (Thoraes filtre), X-ışınlarını sertleştirmek için huzmenin röntgen tüpünden çıkış penceresinin önüne takılırdı. 1928'de normal şartlar altında (0°C sıcaklık, 760 mmHg basınç) havanın 1 kg'ında  $2.58 \times 10^{-4}$  C'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X veya gama ışını miktarı, röntgen (R) birimi olarak tarif edildi. Ekspozisyon (exposure) dozu olarak adlandırılan bu birim yani  $1R = 2,58.10^{-4} C/kg$ 'dir. Modern RT'de kullanılan megavoltaj foton enerjilerinde hakim olan etkileşimin compton olayı olmasından dolayı, dokularda absorbe edilen dozlar sudaki ile benzeşmektedir. Bu sayede doz dağılımlarını su ve su eşdeğeri katı fantomlarda silindirik küçük iyon odaları ile gerçeğe yakın bir şekilde ölçmek mümkündür. Bu ölçümlerde kullanılan birim ise rad (radiation absorbed dose, günümüzde santiGray/cGy) olarak adlandırılır. Tanım olarak 1Gy'lik doz, 1 kg maddede ışınlama sonucu absorbe edilen 1 joule değerindeki enerjiye eşdeğerdir (1 Gy = 1 joule/kg).

Yirminci yüzyılın ilk yarısında edinilen klinik deneyimle geliştirilmiş olan konvansiyonel fraksiyonasyon tedavi şeması, mesai günlerinde (cumartesi-pazar hariç) haftada 5 gün, her gün 1 tedavi ve fraksiyon başına 180-200 cGy (haftada 9-10 Gy) dozun uygulandığı geleneksel tedavi şeklindedir. Gelişen teknoloji ile birlikte fizikokimyasal ve radyobiyojik etkileşim mekanizmaları bilimsel araştırmalarla incelenmiş ve radyasyon tedavisinde klinik deneyimle oluşan zaman-doz-fraksiyonasyon (time-dose-fractionation)

şemalarının tedavi sonuçlarına olan etkisi daha iyi anlaşılmıştır. Tedavinin başlaması ile bitiş tarihi arasında geçen süre, toplam tedavi dozu ve kaç fraksiyonda uygulandığı (dolayısıyla fraksiyon dozu) hem tümör kontrolünü, hem de sağlam dokulardaki erken ve geç yan etkileri belirleyen en önemli faktördür. Bunun yanında ışınlamanın doz hızı ve tedavi edilen hacmin büyüklüğü de hasarları etkileyen faktörlerdendir. Daha önce belirtildiği gibi tümör hücreleri ve hızlı çoğalan sağlam doku hücrelerinin radyoduyarlıkları yüksek olmasına rağmen, tedavi sonunda sağkalan hücreler hızla çoğalırlar (akselere repopülasyon). Tümörlerde genelde tedavinin 3. haftasına rastlayan bu süreden sonra fraksiyone ışın tedavisi belli bir süre devam etse dahi, geriye kalan klonojen koloni oluşturma özelliğine sahip tümör hücrelerinde bu özellik ortaya çıkar. Tedavi sonunda bu klonojen tümör hücrelerinden geriye kalan olursa ve vücudun bağışıklık sistemi bunları yok edemiyorsa, tedaviden belli bir süre sonra lokal nüks veya sistemik metastaz meydana gelir. Bu 3 haftalık süre aynı zamanda erken reaksiyon veren cilt ve mukozalarda yan etkilerin görülmeye başlandığı süredir. Barsak kriptaları için bu süre 3 gün kadar kısa olabilmektedir. Bunun nedeni olgun/diferansiye hücrelerin radyasyon hasarları nedeniyle yaşam sürelerinin kısılmasıdır. Onların yerini alacak hücreler ise dokunun bazal tabakasında bulunan kök hücreleri tarafından yeteri miktarda üretilmemektedir. Bunun da nedeni kök hücrelerin radyoduyarlıklarının diferansiye hücrelerden de yüksek olmasıdır. Eritrosit, lökosit/lenfosit ve trombositler gibi kemik iliğindeki kök hücreler tarafından yapılan kan hücrelerinin de, ışınlanan kemik iliği oranına bağlı olarak hastaların kan sayımlarında (hemogram) süratle azaldıkları görülür. Neyse ki tedavi sonlandığı andan itibaren ışın alanı içindeki normal dokunun bazal tabakasında sağ kalan kök hücreler, hızlanmış repopülasyonla bu yan etkilerin gerilemesini sağlar. Kan hücreleri ise ışınlanmamış tüm vücut kemik iliğindeki hızlanan yapım sayesinde hızla kompanse edilir. Erken reaksiyonların yüksek olduğu durumlarda kalıcı hasarlardan kaçınmak için, tedaviye ara vermek gerekebilir. Hastalar eğer kemoterapi de alıyorsa, eritrosit/trombosit süspansiyon transfüzyonları yanında bir sitokin olan ve kemik iğlinde beyaz seri hücre (lökosit/lenfosit) yapımını uyarıcı granülosit koloni stimülan faktörü (G-CSF) gerektiğinde uygulanabilir. Hastanın mukozit, bulantı, kusma, ishal ve iştahsızlık gibi semptomları takip edilmeli, gerekli öneriler ve premedikasyon ışınlanan bölgeye göre önceden yapılmalı, beslenme önlemleri alınarak kilo kaybının önüne geçilmelidir. Işınlanan bölge güneş ışınlarından korunmalı, tahriş edilmemeli, sıcak veya soğuğa maruz bırakılmamalıdır.

Sağlam dokuların tolerans dozları belirlenmiştir ve bu doz limitlerinin aşılması gerekir. Hücre rejenerasyonun hızlı olduğu testislerde tek fraksiyonda 2 Gy, fraksiyone olarak



ise 6-8 Gy steriliteye neden olmaktadır. Özellikle çocuklar ve adolesanlarda kemik büyümesinin gerçekleştiği uzun kemiklerin epifiz bölgelerindeki büyüme kıkırdaklarında 10 Gy'de büyüme geriliği, 20 Gy'de büyümenin tamamen durması süz konusudur ve ışından korunmaları gerekir. Overler ise 12-15 Gy ışımlandığında ovülasyon gerçekleşmediğinden sterilite gelişir. Cinsiyet hormonları olan östrojen ve progesteronun overlerde sentez edilememesi nedeniyle de hastalar erken menapoza girerler. Embriyo ve fetüs hızlı hücre çoğalması ve farklılaşması gösterdiğinden iyonizan radyasyonlara maruz kalmaları önlenmelidir. Yetişkinlerde akciğerlerin küçük bir kısmı ışınlanırsa 50-60 Gy gibi yüksek dozlar tolere edilebilirken, ışınlanan volümün artmasıyla tolerans düşer. Tüm akciğer ışınlamalarında ise tolerans dozu 8-10 Gy gibi oldukça düşük bir değerdedir. Göreceli olarak daha yavaş hücre rejenerasyonu gösteren böbreklerde ise bütün halinde toplam 18 Gy doz uygulanması halinde geç dönemde ilerleyici proteinüri, hipertansiyon ve kronik böbrek yetmezliği görülmektedir. 30 Gy ve üstünde ışınlanan tüm karaciğerde 3-4 ay içinde fonksiyonlar bozularak radyasyon hepatiti gelişir. Kemik, kas ve bağ dokuları ise daha yavaş rejenere olduklarından radyodirençli dokulardır. Ancak 50 Gy ve üstündeki dozlarda uzun vadede fibroz ve nekroz riski de artmaktadır. Beyin, retina gibi daha da yavaş rejenere olan dokuların ışınlanan hacimlerine ve uygulanan toplam dozlara göre tolerans limitleri değişir. Yetişkinde tüm beynin aldığı doz 50 Gy üstüne çıkmamalıdır. Yaşlılarda demansa, çocuklarda ise çok daha düşük dozlarda mental rötardasyona yol açabilmektedir. Omuriliğin ise ışınlanan uzunluğu 20 cm üzerinde ise, 2-4 ay arasında gelişebilen miyelitten ve geç dönemde geri dönüşsüz paraliye varabilen nörolojik defisitlerden kaçınmak için, tedavi sırasında yetişkinlerde 36 Gy'in üstüne çıkılmamasına, daha kısa bir segmentin ışımlandığı durumlarda ise 40-45 Gy'in üstüne çıkılmamasına dikkat edilmelidir. Kemoterapi alan hastalarda ve özellikle çocukluk çağı tümörlerinin tedavisinde bu dozlar 12-18 Gy dozlarına kadar düşürülmektedir. Rejenerasyon göstermeyen gözün lens tabakasında 2 Gy üzerindeki dozlarda ilerleyici katarakt gelişebilir, 7 Gy üstünde opasite mutlak hale gelir.

Radyoterapi kanser tedavisinde ya küratif amaçla, ya da palyatif amaçla kullanılır. Kür elde etme olasılığı olan erken evre tümörlerde, konvansiyonel fraksiyonasyonla tümör radyoduyarlığına göre 30-70 Gy arasında değişen tedavi dozları (TD) uygulanır. Günümüzde beyin ve akciğer stereotaktik ışınlamalarında 3 cm'den küçük lezyonlarda 1-3 fraksiyonda 15-30 Gy'lik ablatif dozlar uygulanılmaktadır. Küratif tedaviler ameliyatla çıkartılamayan tümörlerde, ya da organın fonksiyonunun korunması istenen durumlarda cerrahinin yerine kullanılabilir (primer/definitif RT). Bu durumda hastanın genel durumu ve tümörün

kemoterapiye duyarlılığına bağlı olarak eş zamanlı sisplatin gibi ajanlar radyoduyarlaştırıcı amaçla kullanılabilir (ör: nazofarenks, larenks, parametriuma infiltre serviks uteri kanserleri). RT ayrıca cerrahi rezeksiyon sonrasında adjuvan tedavi olarakta kullanılabilir. Örneğin meme koruyucu tedavilerde tümör rezeksiyonu ve gerekiyorsa aksilla diseksiyonu yapıldıktan sonra RT memeye postoperatif olarak uygulanabilir. Yine meme kanserlerinde tümör 3 cm'den küçük (T1-T2a), periferik lenfatik gangliyon ve uzak organ metastazı yoksa (N0-M0) tümör çıkartıldıktan hemen sonra ameliyathanede tümör yatağı ışınlanması yapılarak, RT tek seferde tamamlanabilir (intraoperatif RT). Rektum kanserinde sfinkter koruyucu tedavilerde olduğu gibi, ya da ekstremitte sarkomlarında ampütasyondan kaçınmak için RT, ameliyat öncesinde tümörü küçültmek ve cerrahinin daha uygun şartlarda yapılmasını temin etmek için kullanılabilir (preoperatif RT). Yine kür elde edilebilecek remisyona girmiş lösemilerde, ilk nüks yeri olan beynin proflaktik amaçla ışınlanması yapılmaktadır. Ancak uzak organ metastazı olan, yapılan tedavilerle kontrol altına alınamayan ve kür elde etme olasılığı olmayan hastalarda tümöre bağlı semptomların giderilmesi amacıyla RT, kısa süreli (hipofraksiyone) ancak fraksiyon dozu 3-8 Gy arasında olabilen palyatif tedaviler şeklinde uygulanır. Beyin metastazlarında kafa içi basınç artışının ve kemik metastazlarında fraktür prevansiyonunu sağlamak, vena kava süperior sendromunda damar yolu obstrüksiyonunu gidermek, akciğer tümörlerinde hava yolu obstrüksiyonunu önlemek, karaciğer metastazlarında ağrıyı azaltmak, mesane/mide, vb. tümörlerde kanamayı durdurmak amacıyla ve omurilik basılarında acil ışınlamayla dekompresyon elde edilerek kalıcı nörolojik defisit/paralizin önüne geçmek için palyatif RT kullanılır (3).

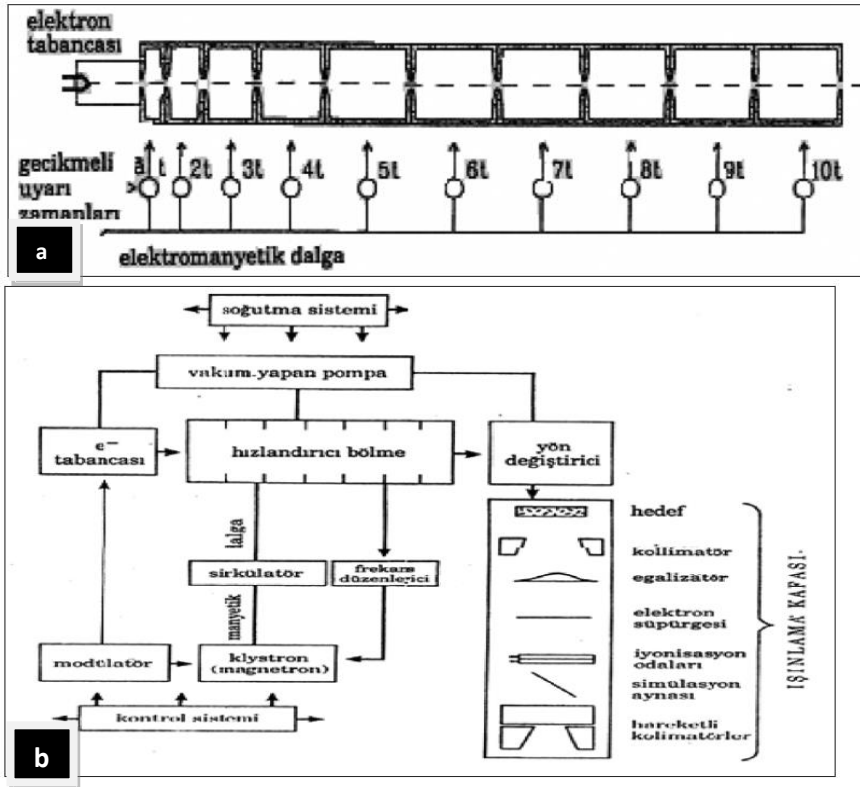
### **RADYOTERAPİDE KULLANILAN LİNEER HIZLANDIRICILAR**

Eksternal RT genelde yüksek enerjili X-ışınları ve elektron ışınları ile uygulanmaktadır. Geçmişte röntgen tüplerinden elde edilen düşük enerjili ve penetrasyon kabiliyeti düşük (150-400 kV) X-ışınları ile yapılan tedavilerde giriş (cilt dozu) maksimum (%100) olduğundan, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları doz kısıtlayıcı bir faktör olmakta idi (6). Megavoltaj X-ışınları röntgen tüpleri ile elde edilemediğinden, elektronları daha fazla hızlandırabilecek başka teknolojiler geliştirilmiştir. İlk doğrusal elektron hızlandırıcı (lineer akseleratör-linak) cihaz, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından üretilmiştir. 1930'lu yılların sonunda daha yüksek frekanslı (daha kısa dalga boylu) mikrodalgalar üreten osilatörler geliştirilerek, linaklardan daha yüksek enerjili elektron ışınları elde edilebilmiştir (6). Tüm bu gelişimleri

takiben ilk medikal linak cihazı 1952 yılında Londra'daki Hammersmith Hastanesi'nde kurulmuş ve bu cihazla ilk tedavi 1953 yılında 8 MV X-ışınlarıyla yapılmıştır (8).

Linaklar, kısaca yüklü parçacıkları (elektronlar) vakum altındaki silindirik bakır bir tüp boyunca doğrusal olarak hızlandırmak için elektromanyetik dalgaları (yüksek enerjili mikrodalgaları) kullanan cihazlar olarak tarif edilebilir (6). Isıtılan tungsten filamentten serbestlenen elektronlar, içinde odacıklar bulunan tüpün eksenini boyunca, giriş ve çıkışlarında 3mm çapında açıklık bulunan odacıklardan geçerken, yüksek frekanslı (~3000 MHz) mikrodalgalar kullanılarak hızlandırılır. Linak cihazını oluşturan bölümler şunlardır (Şekil 1) (6):

- ❖ Elektrik güç kaynağı
- ❖ Modülör
- ❖ Dalga kılavuzu
- ❖ Elektron tabancası
- ❖ Magnetron veya klystron
- ❖ Hızlandırıcı tüp
- ❖ Tedavi başlığı/kafası

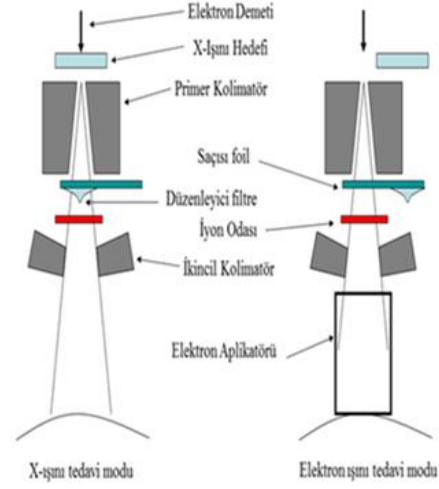


Şekil 1. a) Elektron tabancası ve yüksek frekanslı mikrodalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü. b) Modern bir lineer hızlandırıcı cihazı diyagramı.

## Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri

Kliniğimizde olduğu gibi dual (iki farklı enerji seviyesinde) megavoltaj X-ışını üreten linakların hızlandırıcı tüplerinin, 15 MeV seviyesinde yüksek enerjili elektronlar üretebilmesi için oldukça uzun olmaları (1-1.5 m) gerekir. Bu nedenle tedavi odasının çok yüksek olmaması ve tedavi masasının çok yüksekte bulunmaması için, oda zeminine paralel olarak (longitudinal) veya oblik pozisyonda konumlandırılmıştır. Işınlarmın masa üzerindeki hastaya dik olarak yönlendirilebilmesi için, hızlandırılmış elektronlar tüp çıkışında elektro mıknatısın (saptırıcı magnet) yarattığı manyetik alanda (cihazın dizaynına göre) 90° veya 270° saptırılırlar. Elektron ışınları yüzeysel tedaviler için direk olarak kullanılırken, derin tedavilerde kullanılan X-ışınlarının üretilmesi için hızlandırılmış elektronların yüksek atom numaralı ve erime derecesi yüksek tungstenden yapılmış hedefe (target) çarptırılmaları gerekir. Bu şekilde atom çekirdekleri tarafından frenlenen elektronların kaybettikleri kinetik enerjiden, yüksek enerjili X-ışınları oluşur (6,9,10).

Hızlandırıcı tüpten geçen elektronlar 3mm çapında bir demet halinde olduklarından, elektron ışınlarının cihazın kafası içinde çok ince bir metal (genelde kurşun) folyodan geçirilerek saçılmaları sağlanır (scattering foil). Bu şekilde tedavi mesafesinde yeterli genişlikte uniform bir elektron ışın demeti elde edilmiş olur. Elektron huzmesinin yayılmasını sağlayan bir başka yöntem ise ince elektron huzmesine kafa içinde belli bir aralık boyunca elektromanyetik tarama (scanning) uygulanmasıdır. Elektronlar yüzeysel tedavilerde kullanılır ve enerjilerine bağlı olarak doku içinde belli bir derinlikten sonra durdurulmaları söz konusudur. Bu nedenle tek alan ışınlamaları şeklinde uygulanır. Kolimatör ve havadan saçılacak elektronların tedavi alanı dışına saçılmalarını engellemek için, linak kafasına aplikatörler takılır. Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan X-ışınları ise, tüpten çıkan 3mm çapındaki elektron demetinin tungsten bir hedefe çarptırılması ile hedefin diğer tarafından elde edilir. Tungstenden yapılmış konik şekilli bir düzleştirici filtreden (flattening filter) geçirilen X-ışınlarının derin doz dağılımlarının konkav değil, yüzeye paralel olması sağlanır (5,6). Aynı zamanda iki defa (tungsten target ve düzleştirici filtre transmisyonu ile) filtrelenmiş olan yüksek enerjili X-ışını demetindeki düşük enerjili X-ışınları da elenmiş olur. Cihazın kafasının içinde ayrıca; ışın huzmesinin kolimasyonu için kullanılan birincil ve ışınlanacak alan boyutlarının ayarlanabilmesi için kullanılan ikincil kolimatörler (çene/jaw), aralarında ise yukarıda bahsi geçen saçıcı veya düzleştirici filtreler, doz monitorizasyonu için kullanılan 2 iyon odası ve ışınlama öncesi ışın alanının aydınlatılmasını sağlayan (ışık alanı) lamba ve ayna sistemi bulunur (Şekil 2).



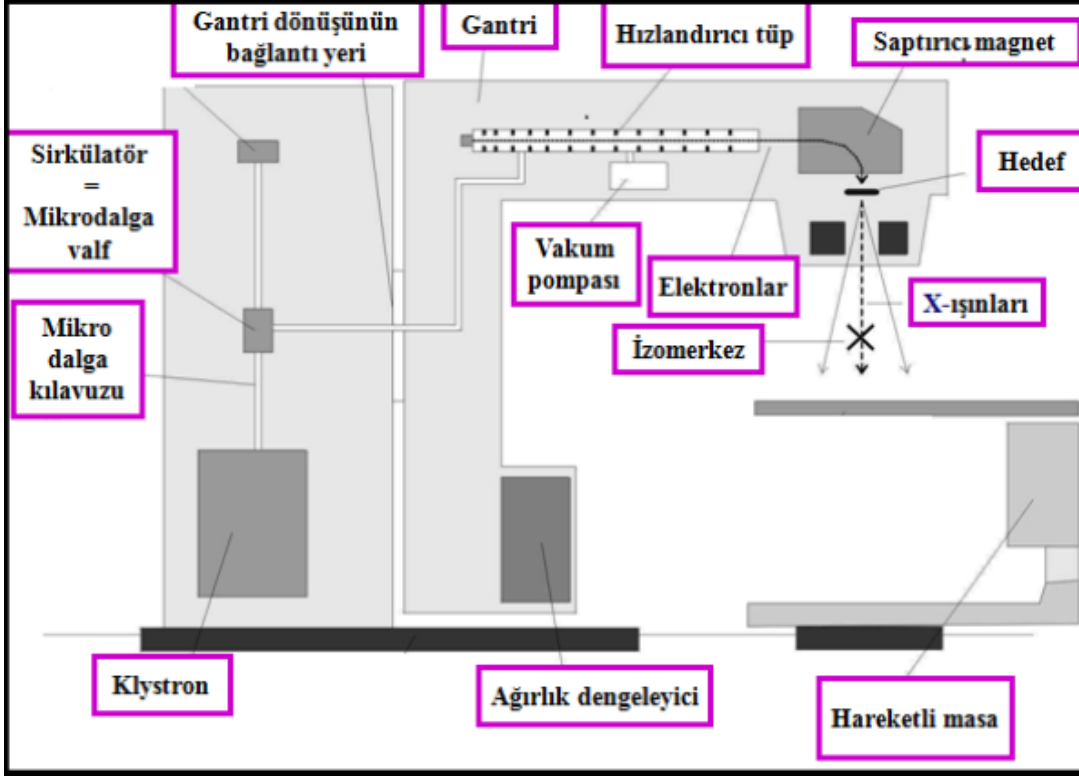
**Şekil 2. a) Lineer akseleratör cihazı b) Seçilen radyasyonun türüne göre kolimatör sistemindeki elemanların konumlanması (5)**

İkincil kolimatörler (karşılıklı birer çift X ve Y kolimatörleri) simetrik veya asimetrik olarak ayarlanabilir. Bunlara ek olarak modern linaklarda  $X_1$  ve  $X_2$  kolimatörleri, ince tungsten yaprakçıklardan oluşan hareketli çok yapraklı kolimatörler (multi leaf collimator/MLC) şeklindedir. Yeni nesil MLC'ler ise dinamik IMRT tedavileri için, ışın alanı boyunca hızları bilgisayarla kontrol edilerek hareket ettirilebilir. Kafanın altında ise kama filtrelerin, koruma blok tepsisinin veya elektron ışınlarında ek kollimasyon için kullanılan aplikatörlerin hatasız olarak takılabilmesine yarayan özel yivler vardır. Elektron ışınlarında kullanılan aplikatörler, SSD 100 cm'de 5x5 ila 20x20 cm alan oluşturacak şekilde farklı ebatlardadır. Kolimatörlerden ve havadan saçılan elektronların tedavi alanı dışına saçılmalarının engellenmesine ve ışın alan kenarlarındaki penumbranın daraltılmasına yararlar (Şekil 3) (6,9,10).

### **Elektron Hızlandırılması**

Lineer hızlandırıcı cihazlarında güç kaynağı, şehir şebeke alternatif elektrik akımını doğru akıma çevirerek modülatöre yönlendirir. Modülatör yüksek voltajda elektrik atımları (puls) üreterek birkaç mikrosaniye gibi kısa zaman aralıklarıyla hidrojen thyatron tüpünü tetikler. Bu sinyaller eş zamanlı olarak magnetrona (veya klystrona) ve elektron tabancasına gönderilir. Magnetron mikrodalga üreten bir cihazdır, yüksek güçlü bir osilatör gibi çalışır ve gelen sinyalle birkaç mikrosaniye aralıklarla mikrodalga sinyalleri oluşturur. Klystron ise

mikrodalga üretmez, düşük güçlü osilatörden gelen mikrodalganın genliğini yükseltir. Magnetron (veya klystron) tarafından oluşturulan yüksek güçteki mikrodalga sinyalleri, dalga kılavuz sistemi ile hızlandırıcı tüpe girer. Elektronlar ise kümeler halinde aynı dalga kılavuz sistemiyle elektron tabancasından mikrodalgalar ile eşzamanlı olarak hızlandırıcı tüpe enjekte edilirler. Tüpe giriş enerjileri 50 keV civarındadır. İyi bir iletken olan bakırdan yapılmış, birbirini takip eden odacıklardan (~8 cm çap) oluşan ve eksenini boyunca 3 mm'lik bir açıklık bulunan silindirik şeklindeki vakum altındaki tüpün içine enjekte edilen elektronlar, taşıdıkları negatif (-) elektrik yükü nedeniyle, odacıklara eş zamanlı olarak gönderilen ~3000 MHz elektromanyetik alandan etkilenerek hızlanırlar. Elektronlar, adeta dalgalar üzerinde ilerleyen bir sörfçü gibi, odacıktan odacığa eksenindeki kanal boyunca doğrusal olarak mikro dalgalar tarafından hızlanarak taşınmış olurlar. Tüp etrafında bulunan odaklayıcı bobinler, yarattıkları manyetik alan sayesinde elektronların dağılmasını engeller. Elektronlar tüpün çıkışına geldiklerinde her odacıkta kazandıkları hızın toplamı kadar bir hıza sahip olurlar. Tüpün uzunluğuna bağlı olarak 25 MeV enerji seviyesine kadar ulaştırılabilirler. Tüpün çıkışında 3 mm çapında olan ışın huzmesi, dar/ince huzme anlamında “pencil beam” olarak adlandırılır. Saçıcı filtreden geçtikten sonra daha geniş alana yayılan bu elektron demetlerinin, aplikatörün oluşturduğu ışın geometrisi nedeniyle, hesaplamalar için saçıcı filtrenin hemen üstünde yer alan noktasal bir kaynaktan yayımlandığı kabul edilir (sanal kaynak). Elektronlar tüp çıkışında her ne kadar monoenerjetik olsalar dahi, saçıcı filtre, kolimatörler ve hasta cildine ulaşana kadar içinden geçtiği hava molekülleri ile etkileşerek bu özelliklerini yitirir ve belli bir enerji spektrumu (tayfi) içinde dağılım gösterirler. X-ışını oluşumunda ise hızlandırıcı tüpten çıkan 3 mm çapındaki monoenerjetik elektronların tungsten hedefe çarpması sonucunda oluşan X-ışınları, radyoaktif kaynaklardan yayılan  $\gamma$  ışınlarından farklı olarak, monoenerjetik değildir. Hedefin diğer tarafında ağır bir filtrasyona uğrarlar (transmisyon filtrelemesi). Düzleştirici filtre tarafından daha da sertleştirilen bu X-ışını demeti, yumuşak (düşük enerjili) X-ışınlarından tamamen arınmış (bir başka deyişle spektrum daralmış) olur. Örneğin 6 MV X-ışınının enerji spektrumunun en yüksek değeri (pik) 6 MV iken, ortalama enerjisi 2 MV'nin biraz üzerindedir ve 1 MV'nin altındaki X-ışınları filtrelenmiştir. Düzleştirici filtre (konik şekilli kesitinden anlaşılacağı gibi) X-ışın huzmesi içinde farklı oranlarda atenuasyona neden olarak, hastadaki derin doz dağılımlarının (izodozların) konkav değil, yüzeye paralel olmasını sağlar. Ancak doz hızında (out-put değerinde) düşüşe neden olur (6,11).



Şekil 3. Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi

### KARBON FİBER MASA

Lineer hızlandırıcılarda kullanılan tedavi masasının posterior ve anterior gantry açılarından yapılan ışınlamalarda alan içinde kalması nedeniyle ışının kalitesini değiştirmesi (dozda önemli bir değişikliğe yol açması) gerekir. Ayrıca yeterli dayanıklılık ve sertliğe sahip olması da gereklidir. Tenis raketi şeklindeki masaların milimetrik te olsa, eğilmeleri sistematik bir hata oluşturabilir ve tedavilerin doğru bir şekilde tekrarlanabilirliği güvensiz hale gelir (12). Yüksek dayanıklılık, bükülmezlik ve düşük yoğunluğu sebebiyle karbon fiber malzemeden yapılmış masalar ve sabitleme araçları, dozu minimum azaltma etkisi ile tercih edilen malzemedir (13). Karbon fiber, yüzde doksandan fazla karbon atomlarından oluşan oldukça sert yapıda hafif bir malzemedir. Kristalit yapıda olup her bir kristalit çoklu tabakadan oluşmakta, her bir tabaka ise hegzagonal yapı şeklinde düzenlenmiş karbon atomlarından meydana gelmektedir. Hem yüksek ışın geçirgenliği oranına sahip olmaları, hem de sert yapıları nedeni ile immobilizasyon araçlarında ve linak masalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Radyoterapi sırasında kullanılan masa veya immobilizasyon aracının hem görüntü (port grafi, cone beam CT) kalitesini bozmayacak, hem de tedavideki doz dağılımlarını etkilemeyecek kadar yüksek geçirgenlik oranına sahip olması gerekir. Özellikle IMRT ve

VMAT gibi ileri tedavi tekniklerinde ışın huzmesinin önüne gelebilecek masa veya immobilizasyon aracı gibi malzemeler, dozun azalmasına ve hedef volümdeki dozun düşük kalmasına neden olabilir. Masanın dozu azaltıcı etkisi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bunlardan McCormack ve ark. (13) yaptığı çalışmada karbon fiber masanın ışın zayıflatma etkisi 180°'de % 2, 110°'de ise % 8.7 aralığında bulunmuştur. Poppe ve ark. (14) ise, 6 MV X-ışını için yaptıkları çalışmada 15x15 cm alan için 150° gantri açısında masa geçirgenliğini %96,8, 180° gantri açısında ise %97,3 olarak bulmuşlardır. Ayrıca karbon fiber yapıdaki malzemelerin az da olsa ışını zayıflatma etkisi nedeni ile, maksimum doz derinliği değişmekte, cilt dozu ise artmaktadır. Bu konuda yapılan birçok çalışmadan biri olan Mellenberg ve ark. (15) yaptığı çalışmada 5x5 cm açık alanda yüzey dozu %8,9 ve 10x10 cm açık alanda ise yüzey dozu %14,9 fazla bulunmuştur. Benzer şekilde Kılıç ve ark. (16) ise 10x10 cm açık alanda yüzey dozunu %14,3 daha yüksek olarak ölçmüşlerdir. Bu nedenle IMRT ve VMAT gibi özellikle posterior veya posterior oblik alanların sıklıkla kullanıldığı tedavilerde, hedef volümde aynı dozun elde edilebilmesi için, daha fazla monitör ünitesi (MU) verilmesine gerek olacaktır. Ancak bunun yapılabilmesi için ya dozlara daha önceden elde edilmiş olan azaltma faktörleri uygulanmalı, ya da gelişmiş TPS'ler sayesinde masa modellenmesi yapılarak, gerçek koşullar sanal ortamda elde edilmiş olmalıdır. Masanın azaltma faktörlerinin tedavi planındaki her alan için doza uygulanması oldukça güç ve hesaplama hatalarına açık bir yöntemdir. Gelişmiş TPS'ler masanın sanal olarak modellenmesine imkan vermekte ve dozu azaltıcı etkisi hesaba katılmaktadır. Ancak bunun için gerçek linak masasının BT'de kesitsel görüntüleri alınarak TPS'ye konturlanarak yüklenmesi gerekir. Masanın orijinal kesitleri üretici firma tarafından TPS'ye yüklenmiş ise, dozimetrik kontrolleri yapılarak doğruluğundan emin olunmalıdır.

## **RADYOTERAPİ TEKNİKLERİ**

### **Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği (3BKRT)**

Bilgisayar teknolojisindeki ve yazılımdaki gelişmeler, TPS'lerde de gelişmelere yol açmıştır. Doz dağılımları önceki dönemlerde sadece iki boyutlu olarak yapılabilirken, günümüzde aksiyal BT kesitlerinden üç boyutlu (3B) rekonstrüksiyon yapılarak, sagittal ve frontal kesitlerde de izodoz dağılımlarını görüntülemek mümkün hale gelmiştir. Her üç düzlemde hacimsel (volümetrik) doz dağılımlarını değerlendirerek yapılan planlamaya 3B planlama denir. Doz dağılımlarının her üç düzlemde görüntülenebilir olması, hedef volümü



daha homojen bir doz dağılımıyla kapsayan çoklu alan planlamasının yapılabilmesine olanak sağlamıştır. Seçilen ışın alanlarının hedef volüme uygun olacak şekilde biçimlendirilmesi ve ışın alanı içine veya komşu riskli organların belirli bir dozun altında tutulabilmesi için, her ışın alanında özel koruma bloklarının yapılmasını gerektirir. Bu korumalar için daha önceden hastaya özel fokalize bloklar kullanılırken, günümüzde linaklarda bulunan MLC sistemleri ile bu işlem son derece pratik ve doğru bir şekilde yapılmaktadır. Hedef volüm dikkate alınarak MLC ile her alana özgü şekillendirmenin yapıldığı, çok alanlı ışınlamalara 3BKRT adı verilir. Alanların planlanması medikal fizik uzmanı tarafından yapılır (forward planning) (17).

### **Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)**

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (intensity modulated radiotherapy-IMRT), gelişmiş bilgisayar yazılımlarından yararlanarak, riskli organların konumuna göre ışın alanlarının içindeki doz yoğunluklarının ayarlanması ile yapılan planlama tekniğidir. Planlanan hedef volüme istenen toplam doz homojen olarak verilirken, her IMRT alanındaki doz 3BKRT alanlarının aksine non uniform olarak, yani farklı yoğunluklarda uygulanmaktadır. Risk altındaki organ (RAO) dozlarını mümkün olduğunca düşürmek için, gelişmiş bilgisayar programlarının tersten planlama (inverse planning) yazılımları kullanılır. Işın alanlarındaki farklı doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak sağlanır. Ancak bunun için TPS'ye hedef hacim için öngörülen minimum doz ve her bir RAO için aşılmaması gereken maksimum dozların girilmesi gerekir. Bir ışın alanındaki farklı doz yoğunlukları, TPS tarafından MLC'lerle oluşturulan segmentler (alt ışın alanları) ile sağlanır. Hedef hacim ışınlanırken her alanda giriş ve çıkış dozu alan sağlıklı doku bölgelerinin, ilgili ışın demeti boyunca kat edilen kalınlıklarına göre almalarına müsaade edilen dozlar, segmentleri tayin eder. Tersten planlama sayesinde her alandan yapılan non uniform ışınlamaya rağmen hedef volüm içinde homojen bir doz dağılımı sağlanırken, tümöre yakın normal dokularda ise yüksek bir doz gradiyenti (doz düşüşü) ile maksimum koruma sağlanmış olur. IMRT önceleri, her ışın alanı için özel olarak üretilen kompensatör filtreler kullanılarak (sınırlı alan sayısında) uygulanmışsa da, günümüzde statik MLC (step-and-shoot) modunda statik IMRT (SIMRT) olarak veya dinamik MLC (sliding window) modunda dinamik IMRT (DIMRT) olarak uygulanmaktadır. Medikal fizik uzmanları tarafından önden (forward) planlanan alan içinde alan (field-in-field-FIF) tekniği de öncü bir IMRT tekniği olarak kabul edilmektedir (18).

### **“Step and Shoot” Tekniği**

İlk kez 1994’de Bortfeld ve ark. (19) tarafından geliştirilen bu teknikte her bir segment için ışınlama, MLC’lerin hedef volüm üzerindeki hareketi sonlanınca (segmentin oluşturulması sonrasında) başlar. Işınlama bitince MLC yeni pozisyonunu alır ve diğer takip eden segment ışınlanır. TPS’de tasarlanan segmentlerin tedavi cihazında oluşturulabilmesi için, MLC’lerin mekanik olarak her ışın segmentinde istenen pozisyonu almalarını sağlayan TPS ile bağlantılı bir elektronik kontrol sistemi vardır (20,21).

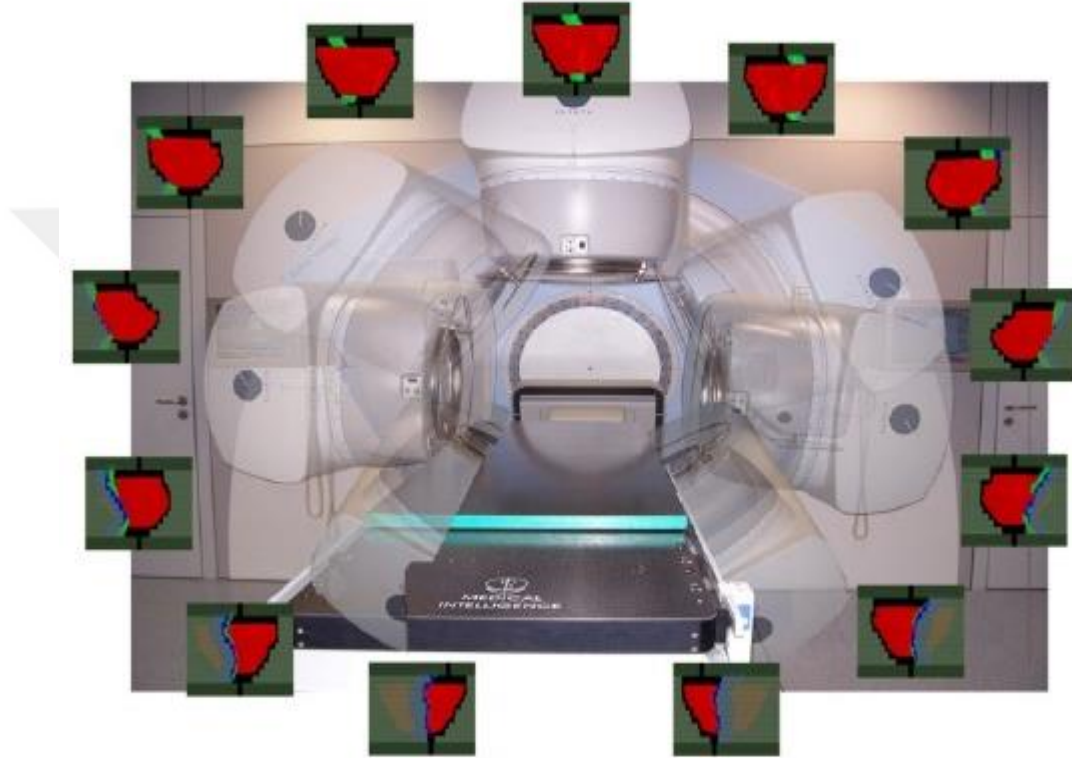
### **"Sliding Window" Tekniği**

Dinamik MLC ya da diğer bir deyişle " sliding window " tekniği kullanarak yapılan bu planlamada, ışınlama yapılırken karşılıklı  $X_1$  ve  $X_2$  MLC çiftleri, bilgisayar kontrolü altında TPS’de planlandığı gibi alan boyunca hareket eder. Aynı yönde hareket eden MLC çiftinin arasındaki ışın açıklığını ve MLC’lerin hızını, TPS’de yapılmış olan plan belirler. TPS, ışınlama yapılan bu kayan açıklık boyunca liflerin karşılıklı hızlarını ayarlayarak (farklı açıklıkları peş peşe oluşturarak) her alanda istenilen farklı doz yoğunluklarını oluşturur. Bu teknikte tedavi süresi SIMRT tekniğine göre daha kısa ve kullanılan toplam MU sayısı aynı tedavi için daha azdır (22).

### **Volümetrik Ark Terapi (VMAT)**

Volümetrik ark terapi tekniği, IMRT’nin daha gelişmiş yeni bir formudur. VMAT tekniğinde gantri hasta etrafında dönerken, ışınlamanın doz hızı ve MLC yapraklarının hareketi eş zamanlı olarak değişmektedir. Işınlama sırasında dinamik olarak hareket eden gantri ve MLC yaprakları sayesinde, birçok alt alandan farklı doz hızlarında yapılan ışınlama tekniğidir. Bu sayede hedef hacimde daha konformal ve homojen bir doz dağılımı sağlanırken, normal dokular daha iyi korunabilmektedir (Şekil 4). VMAT tekniğinin IMRT’ye göre en belirgin avantajı, tedavi süresini (dolayısıyla toplam MU sayısını) yarıya yakın oranda azaltmasıdır (23). Bree ve ark. (24) akciğer kanserli hastalar üzerinde yaptıkları bir çalışmada ortalama MU değeri IMRT planlarında ortalama 985 iken, VMAT planlarında 406 olarak bulmuştur. Bu durum MU değeri %60’a yakın azalmaya işaret etmektedir. Böylelikle MU değeri azalma ile hastanın maruz kaldığı alan dışı sekonder radyasyon miktarı da azalmaktadır. Bunun sonucu olarak normal dokuların daha az doz alması ile ikincil malignite görülme olasılığının azalması söz konusudur. Özellikle  $\alpha/\beta$  oranı düşük olan tümörler için (ör:  $\alpha/\beta = 5$ ) IMRT’deki uzun ışınlama süresi (dolayısıyla daha düşük doz hızı)

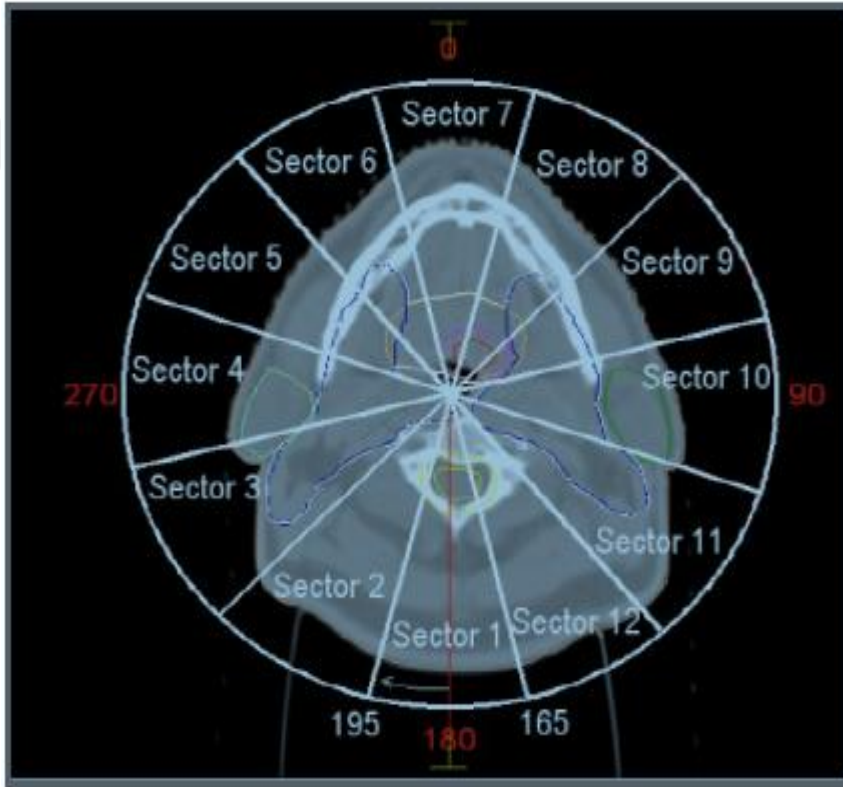
tümör kontrol olasılığı üzerine olumsuz etki gösterebilir. Bu nedenle IMRT tedavilerinde bu durum dikkate alınmalıdır (25). Ayrıca VMAT'taki daha kısa tedavi süresi sayesinde hasta ve organ hareketlerinden kaynaklanan belirsizlikler de azalmakta, RT'nin etkinliği de artmaktadır. Ayrıca cihazda tedavi gören günlük hasta sayısı artacağı için, cihaz daha verimli kullanılabilir.



**Şekil 4. Volümetrik ark terapi tekniği**

Volümetrik ark terapi modalitesinde, TPS doz dağılımını belirli gantri açılı aralıklarında örnekleyerek hesaplar. IMRT'deki gibi hedef hacimdeki minimum doz ve RAO hacimlerinde aşılması gereken maksimum dozlar (ve bu hacimlerdeki farklı yüzdelerdeki farklı sınır dozları) TPS'ye girildikten sonra, yazılım programı IMRT'de olduğu gibi tersten planlama yapar. Tek bir ark aralığında ( $360^{\circ}$  veya daha küçük açılarda) yapılacak ışınlamada istenilen doz dağılımını oluşturabilmek için segmentler, TPS tarafından ışınlama yapılacak diğer aralıklardaki segmentlerin doz dağılımına katkısı gözönüne alınarak oluşturulur. Oluşan ışın yoğunluklarının birbirlerine olan etkilerinin optimizasyonu gereklidir. Optimizasyon, ark açısı (örn.  $360^{\circ}$ ) eşit açılı aralıklara bölünerek elde edilen sektörlerde oluşturulan örneklemelerden yola çıkılarak yapılır (Şekil 5). Bu şekilde istenen doz dağılımı elde edilene kadar, TPS

bilgisayar programı hesaplama işlemini geriye dönerek (inverse planning) düzeltmelerle tekrarlar (iteration). Farklı gantri, doz ve MLC hızlarında uygulama yapabilen linaklar ve gelişmiş elektronik kontrol sistemleri sayesinde tedavi, IMRT tekniklerine göre daha kısa sürede yapılabilmektedir. Daha uygun bir doz dağılımı için, birden fazla ark açısı kullanılarak da planlama yapılabilir. IMRT ve VMAT tedavilerinde TPS’de oluşturulan doz yoğunluk haritaları (intensity map) hasta ışınlanmadan önce tedavi cihazında QA ölçümleri ile test edilir.



**Şekil 5. Tek ark ve sektör sayıları**

### **TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ**

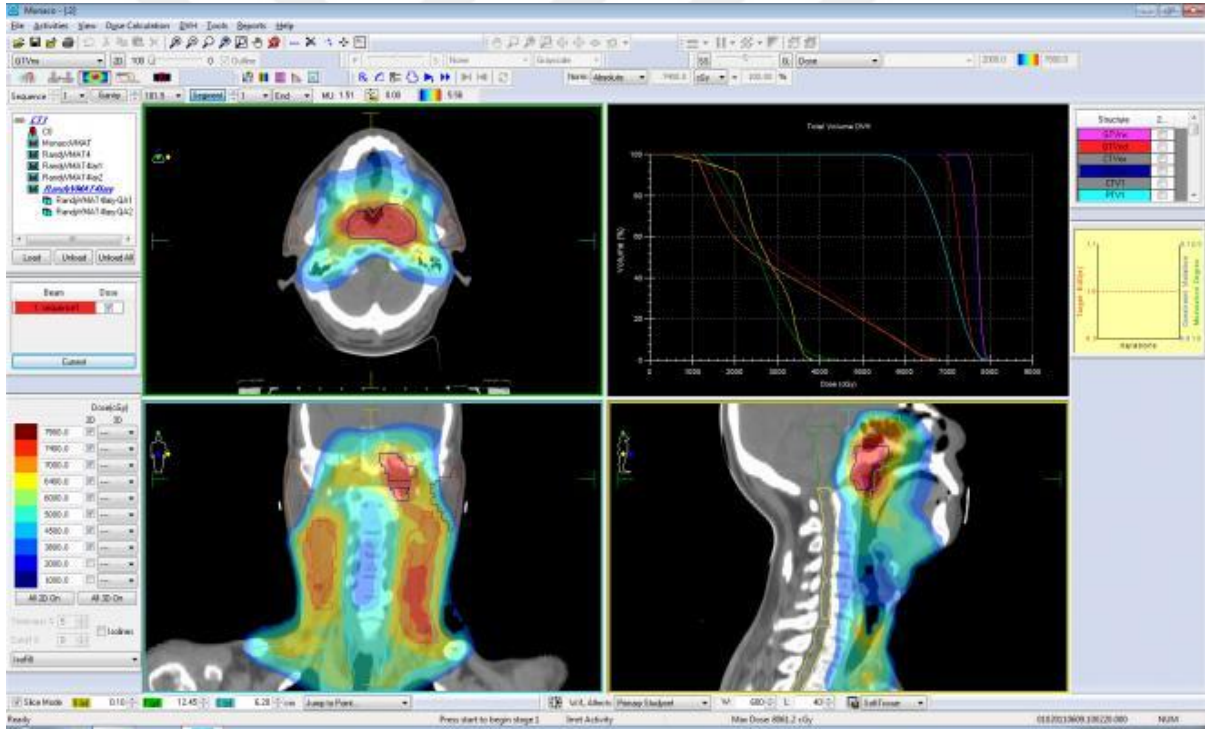
Tedavi Planlama Sistemleri; 3BKRT, IMRT ve brakiterapi gibi birçok tedavi tekniğinde BT’de alınan hasta kesitleri üzerinde konturlanan hedef hacim ve RAO hacimlerinde istenilen doz dağılımlarını hesaplayabilen, özel yazılımlara sahip bilgisayar sistemleridir. TPS’de medikal fizikçi farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde, farklı alan boyutlarında foton ya da elektron demetleri oluşturabilir. Bu ışın demetleri TPS’de 3B rekonstrüksiyonla BT kesitlerinden konturlanarak oluşturulan tedavi hacmi ve RAO hacimlerinde istenilen doz dağılımlarını elde etmek için kullanılır. TPS’ler hastada meydana

gelecek doz dağılımlarını hesaplamak için, farklı özelliklere sahip yazılımlardan oluşan algoritmaları kullanır. Algoritma, ardışık olarak girilen verilerin kullanıcıya sonuç olarak dönüşümü şeklinde tanımlanabilir. Planlama sistemleri tedavide dokuda oluşan dozu hesaplayabilmek için, daha önceden su fantomunda ölçülerek sisteme girilmiş her enerjideki ışının her alandaki derin doz yüzdeleri ve doz profillerine ihtiyaç duyar. Modern TPS'lerde farklı doz hesaplama algoritmaları bulunmaktadır (26).

Tedavi planlama sistemlerindeki doz hesaplama algoritmaları ölçüm tabanlı ve model tabanlı algoritmalar olarak sınıflandırılabilir. Ölçüm tabanlı algoritma modelleri suda alınan doz ölçümlerini kullanarak doz dağılımlarını hesaplar. Bu tip ölçüm tabanlı modeller genellikle tedavi araçları, hasta konturu ve doku inhomojeniteleri için su gibi homojen bir ortamdaki doz dağılımlarını kullanırlar. Daha sonraki yıllarda meydana gelen gelişmeler ile birlikte inhomojenite düzeltmesi yapabilen ölçüm tabanlı algoritmalar geliştirilmişse de, bu algoritmalar yerini model tabanlı algoritmalara bırakmıştır. Model tabanlı algoritmalar ise suda veya hastadaki doz dağılımlarını fizik kurallarına göre hesaplar. Bu algoritmalarda primer fotonun yolu boyunca meydana gelen lateral elektron ve foton transferleri dikkate alınarak doz dağılımları hesaplanır. Ayrıca hasta içerisindeki inhomojen ortam varlığındaki yoğunluk değişimlerini de hesaba katarlar. Bu nedenle ölçüm tabanlı algoritmalara göre model tabanlı algoritmalar hastada meydana gelen doz dağılımlarını gerçeğe daha yakın olarak hesaplarlar (27). Son yıllardaki ilerlemeler ile birlikte Monte Carlo hesaplamalarını temel alan algoritmalar geliştirilmiş olup her bir algoritma hesaplama doğruluğu ve hızı açısından farklılık göstermektedir. Gelişen bilgisayar sistemleri ile birlikte, doz hesaplama doğruluğu açısından model tabanlı veya Monte Carlo (MC) algoritmaları tercih edilmektedir (6).

Monte Carlo metodunda ana fikir ışınlama tasarımının, gerçekleştirilecek tedavi ile koşulların benzeştirilmesi esasına dayanmaktadır. Bunun için TPS'de oluşturulan model, ilgili gerçek ışınlama koşullarının fiziksel özelliklerini tam olarak temsil etmelidir. Günümüzde MC metodu reaktör tasarımı, hava durumu tahmini, nano yapılar ve polimerler ile RT gibi birçok farklı alanda kullanılmaktadır. RT uygulamalarında MC algoritması doz hesabı için tanımlanmış hacim içinde foton veya elektron gibi parçacıkların nasıl yol aldığını modeller. Bu modelleme, kullanılan lineer hızlandırıcının modellenmesi dahil, hasta veya fantom içinde tüm olası doz hesaplarını kapsar. MC, milyarlarca foton veya parçacığın madde içerisinde iletimini (transportunu) simüle eden bir bilgisayar programıdır. Foton veya parçacıkların etkileşimlerinin olasılık dağılımını temel fizik kanunlarını kullanarak belirlemektedir. Simüle

edilen parçacık sayısı ne kadar fazla tutulursa, tahmin edilen doz dağılımının doğruluğu da o kadar artar. Ancak simüle edilen parçacık sayısı arttıkça bilgisayarın hesaplama süresi de artacaktır. Konvansiyonel algoritmalara göre hesaplama zamanının çok daha fazla sürmesine rağmen, MC tekniği hasta içerisinde doz dağılımını hesaplamada en doğru algoritmadır. Özellikle akciğer gibi heterojen ortam varlığında meydana gelen elektronik denge kaybı (charged particle disequilibrium) durumlarında, MC simülasyonları hesaplama doğruluğunda önemli bir başarı sağlamaktadır (6). MC doz hesaplama algoritmasıyla, konvansiyonel doz hesaplama algoritmaları arasında stereotaktik ışınlamalardaki doz dağılımı açısından önemli farklılıklar vardır. MC metodunun ileri tekniklerle yapılan planlamalarda ve dozimetrik doğrulamada, en doğru dozu hesapladığı kanıtlanmıştır (28). Çalışmamızda kullandığımız Monaco TPS MC algoritması ile doz hesabı yapmaktadır (Şekil 6).

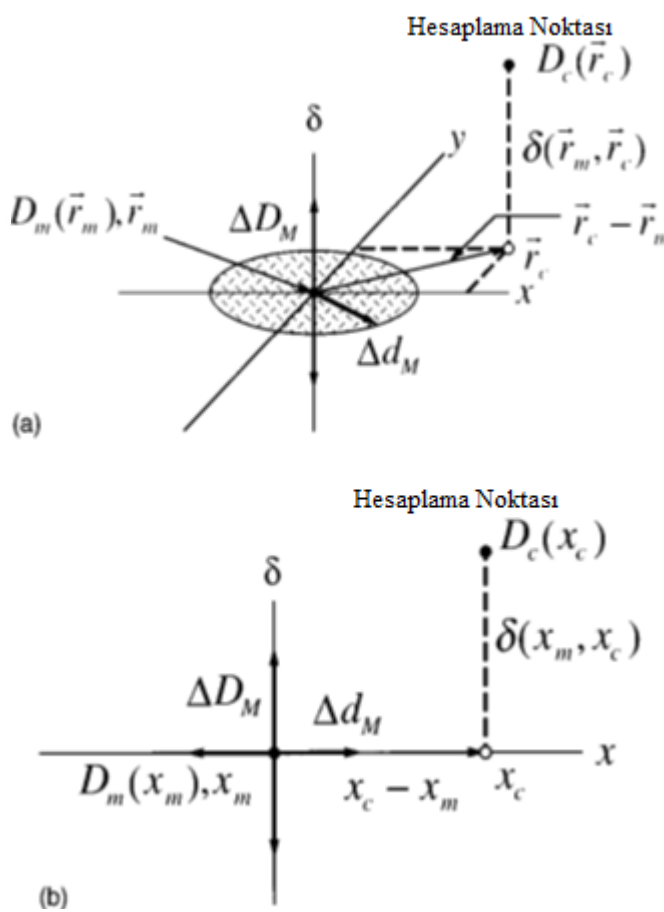


**Şekil 6. Monaco Tedavi planlama Sistemi**

## VMAT KALİTE KONTROLÜNDE VERİ ANALİZİ

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) veya VMAT planlamalarının ve doz dağılımlarının 3BKRT'ye göre daha karmaşık yapıda olması nedeniyle, TPS ile hesaplanan ve tedavi cihazında ölçülen doz dağılımları arasındaki uyumu değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına ihtiyaç vardır. Standart değerlendirme programları sadece izodoz dağılımlarını ve profilleri kapsamaması nedeniyle yetersiz kalmaktadır. Bazı

araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998’de Low ve ark. (29,30) 2003’te ise yine Low ve Dempsey tarafından halen IMRT’de ve VMAT’ta en sık kullanılan yöntem olan gama indeks ( $\gamma$ -indeks) metodu geliştirilmiştir.  $\gamma$ -indeks metodu, istenilen noktada ölçülen dozu (measurement-m) referans olarak kabul edip, TPS’de bu noktada hesaplanan doz (calculated-c) ile farkına (Dose Difference- $\Delta DM$ ); ve ayrıca aynı noktada ölçülen doz değeri ile planlamada aynı dozu alan en yakın nokta arasındaki mesafe (d) tayinine (Distance to Agreement-DTA) dayanmaktadır. TPS’de yapılan IMRT veya VMAT planlarının  $\gamma$ -indeks analizinde genelde, doz farkının ( $\Delta DM$ ) %3, mesafe farkının ( $\Delta d_M$ ) ise 3 mm içinde kalması istenir. Bu analizde limit değerleri içinde kalan nokta oranının %95 ve üzerinde olması, planının yapılan testte başarılı olduğunu gösterir. Şekil 7’de doz farkı parametresi  $\Delta DM$  ile; DTA parametresi ise  $\Delta d_M$  ile gösterilmektedir.

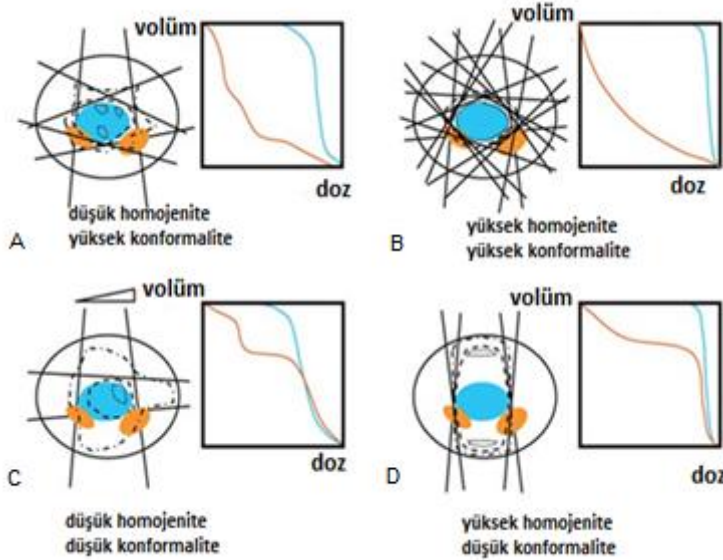


Şekil 7.  $\Delta DM$  ve DTA testleri doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi: a) iki boyutlu, b) tek boyutlu (29)



## DOZ HOMOJENİTESİ VE DOZ KONFORMALİTESİ

Doz homojenitesi ve doz konformalitesi, doz dağılımı kalitesinin birbirinden bağımsız değerlendirme hesaplamalarıdır. Doz homojenitesi, hedef volüm içinde tanımlanan dozun homojenliğinin bir ölçüsüdür. Doz konformalitesi ise tanımlanan doz volümünün hedef volüm ile uygunluğunun, başka bir deyişle örtüşmesinin bir ölçüsüdür. Doz homojenite indeksi (HI) farklı planların PTV'lerindeki doz farklılıklarının karşılaştırılması için kullanılır. HI'nın hesaplanmasında kümülatif doz volüm histogramları (DVH) kullanılır. Uluslararası Birimler ve Ölçümler Komisyonu (ICRU)'nun 83 numaralı raporunda HI ile ilgili Şekil 8'de görüldüğü üzere örneklemeler yapılmıştır. Şekil 8'de bir hasta için yapılmış 4 farklı 3BKRT planlaması için DVH'ler görülmektedir. A'da 3 alandan (1 ön, 2 yan oblik) farklı yükleme kullanılarak PTV'de uygun doz dağılımı sağlanmaya çalışılırken, hedef volümde konformalite sağlanmış ancak homojenitesi çok iyi olmayan bir doz dağılımı elde edilmiştir. B'de karşılıklı olmayan 8 alandan farklı yüklemeli ışınlama ile hedef volümde hem yüksek bir homojenite, hem de yüksek bir konformalite sağlanmıştır. C'de farklı yüklemeli 1 ön ve kama filtre kullanılan 1 yan olmak üzere toplam 2 alandan yapılan ışınlama ile hedef volümde istenilen homojenite ve konformalite sağlanamazken, D'de ise 1 ön, 1 arka karşılıklı 2 alandan eşit yüklemeli ışınlama yapılarak homojenite sağlanmış, ancak istenilen konformalite elde edilememiştir (31).



**Şekil 8. Hedef volüm ve kritik organların farklı planlamalardaki kümülatif DVH'leri. Hedef volüm (batın orta hat tümörü) mavi, riskli organ volümü (böbrekler) turuncu renkte, seçilen referans izodoz ise kesikli çizgiler ile gösterilmiştir (31)**



Tedavi planı sonucunda elde edilen doz dağılımlarında PTV ve kritik organ volümlerindeki maksimum ve minimum dozlar, kümülatif DVH grafiğinde değerlendirilir. Planda hedef volüm içinde hedeflenen dozun %5'inden düşük soğuk noktaların bulunması istenmeyen bir durumdur ve PTV'deki homojeniteyi düşürür. Bir doz dağılımının hedef volümde homojen olup olmadığını belirlemek için kümülatif DVH kullanılarak, homojenite indeks (HI) değerleri hesaplanır. ICRU 83 numaralı raporunda verilen HI şu formülle tanımlanır:

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}}$$

Formülde  $D_{\%2}$  hedef hacmin %2'sinin almış olduğu doz olup maksimum dozu ifade ederken,  $D_{\%98}$  hedef hacmin %98'inin almış olduğu doz olup minimum dozu ifade eder.  $D_{\%50}$  ise hedef hacmin %50'sinin almış olduğu dozdur. Bu tanıma göre, HI değeri 0'a yaklaştıkça PTV'deki doz dağılımının homojenliği artmaktadır (31). Çalışmamızda kullanılan Monaco TPS'de ise Heterojenite İndeksi tanımı da yapılmaktadır. Bu tanıma göre hedef hacmin seçilen maksimum oranının (%98 veya %95 gibi) aldığı dozun, yine hedef hacmin minimum oranının (%2 veya %5 gibi) aldığı doza bölünmesi ile elde edilmektedir. ICRU 83 raporundaki tanıma benzer şekilde heterojenite indeks değeri de, esasında hedef volümdeki dozun homojenliğini ifade eder. Ancak bu tanımda değer ne kadar 1'e yakınsa, hedef hacimdeki doz dağılımı o kadar homojendir:

$$\text{Heterojenite İndeks} = \frac{\text{Hedef hacmin maksimum oranının (\%98 veya \%95) dozu}}{\text{Hedef hacmin minimum oranının (\%2 veya \%5) dozu}}$$

Çalışmamızda kullanılan Monaco TPS'de heterojenite indeksi hesaplandığı için ve bu formülün homojenite indeksinden daha güvenilir olması nedeniyle, bulgular bölümündeki tüm HI kısaltmaları "Heterojenite İndeks" formülü ile hesaplanan değerler için kullanılmıştır.

Tedavi planlaması sırasında seçilen izodoz volümü ile, PTV'nin örtüşme oranını gösteren konformalite indeksini (CI) hesaplamak için çok sayıda formülasyon önerilmekle birlikte, Van't Riet ve ark. (32) tarafından önerilmiş olan konformalite numarası (CN) formülünün hem hedef hacim, hem de kritik organlar için daha güvenilir bir sonuç verdiği çalışmalar ile gösterilmiştir (33):

$$CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

Formülde  $TV_{RI}$  referans izodoz ile kapsanan hedef hacmini,  $TV$  hedef hacmini ve  $V_{RI}$  ise referans izodozun hacmini ifade etmektedir. Formüldeki ilk oran referans izodozun hedef hacmi kapsamı ile ilgili uyumu göstermektedir. İkinci oran ise referans izodoza eşit ya da daha yüksek doz alan ve hedef hacim dışında kalan normal doku hacminin bir göstergesidir. Bu tanımlamaya göre  $CN$ 'nin 1'e eşit olduğu durumda referans izodoz tam olarak hedef hacmi birebir kapsamakta ve normal doku (sağlam organ) koruması tam olarak sağlanmaktadır. Bu değer 0'a yaklaşması ise, konformalitenin tam olarak sağlanmadığı göstermektedir. Bir başka deyişle ya referans izodoz hedef hacmi kapsamakla birlikte dışına da taşmakta, ya da hedef hacmi tam olarak kapsamamaktadır. Çalışmamızda kullandığımız Monaco TPS'de  $CN$  değerini hesaplanmakta ve plan değerlendirmelerinde kullanılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda bütün planlamalardaki değerlendirmelerde,  $CN$  değerleri göz önüne alınmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEMLER

### GEREÇLER

#### Kullanılan Cihaz ve Yazılımlar

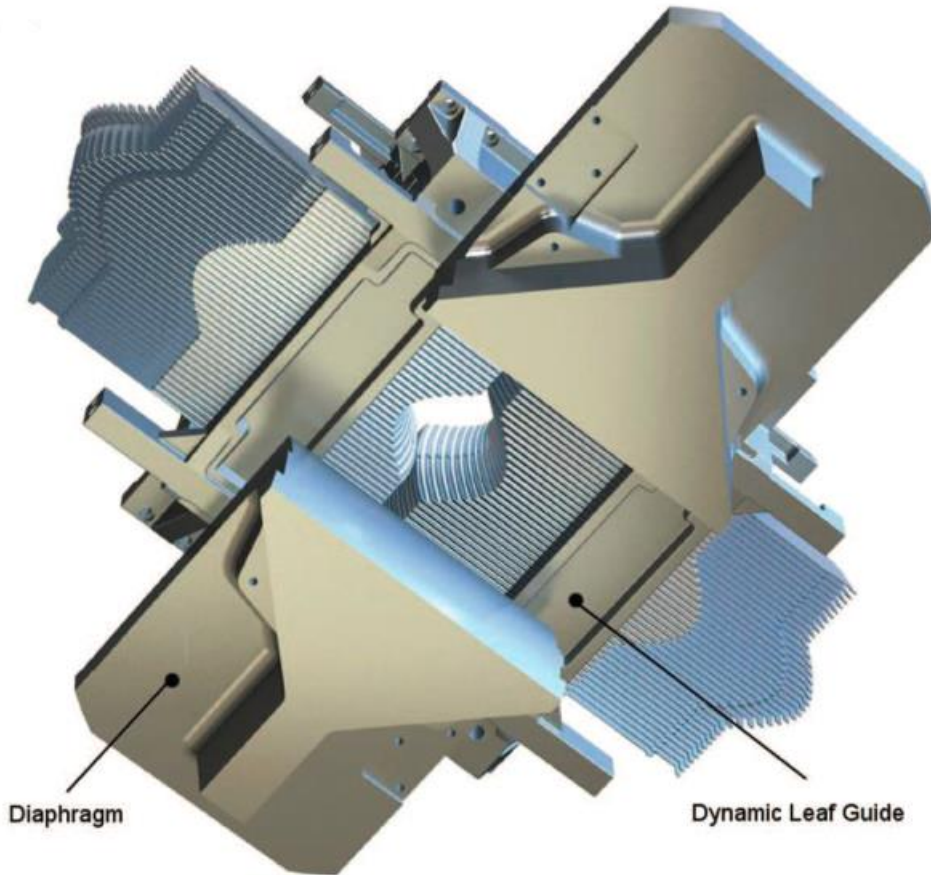
1. Elekta Infitiy Linak Cihazı
2. Linak Tedavi Masası
3. Monaco Tedavi Planlama Sistemi
4. Matrix
5. IMRT Fantom
6. CC04 iyon odası
7. Elektometre

#### Elekta Infitiy Linak Cihazı

Çalışmamızda kullanılan *Elekta Infinity* marka (Elekta AB, Stockholm, Sweden) linak cihazı 6 ve 15 MV enerjili iki foton, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjili beş elektron ışınına sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Linak cihazının kafası içinde diğer linaklara benzer olarak sırayla sabit birincil (primer) kolimatör, foton ışınlarında devreye giren düzleştirici filtre, monitör iyon odası ve elektron ışınlamalarında devreye giren saçıcı filtre, motorize kama filtre ve ışık alan aynası bulunmaktadır. X yönünde hareket eden ve izomerkezde 0,5 cm kalınlığında iki tarafta toplam 160 adet MLC (Agility Head) bulunmaktadır. Back-up kolimatörü bulunmayan MLC sisteminde her bir lif 3,5 cm/sn hızında olup 9 cm kalınlığındadır (34). Onun altında ise Y yönünde maksimum 9 cm/sn hız ile hareket edebilen 7,7 cm kalınlığında kolimatör bulunmaktadır. Y kolimatörü, arkasına 3 cm kalınlığında bir diyafram eklenerek alan dışına

doğru daraltılmış bir yapıdadır. Bu sayede kolimatörün toplam ağırlığı azalmış, hareket kabiliyeti artmış ve özellikle dinamik tedavilerde daha kısa tedavi süresi sağlanmıştır.

Elekta İfinity cihazına ait MLC'lerin her bir taraftaki lif grubu, liflerle eř zamanlı harekete olanak sağlayan hareketli lif klavuzuna (dynamic leaf guides/DLG) monte edilmiştir. Lifler DLG içinde 20 cm hareket mesafesine sahipken, DLG ise 15 cm hareket mesafesine sahiptir. Her bir lifin alan içine bakan u kısmı tüm alan genişliklerinde penumbrayı azaltabilmek amacı ile yarıçapı 17 cm olan bir daireyi tamamlayacak şekilde yuvarlatılmıştır. Lifler arası kaçağı oldukça dūřuk tutabilmek için kūuk girinti çıkıntılara (tongue and groove) sahip olup aralıkları 0,09 mm'dir (35). Tüm lif hareketlerinin kontrolū optik olarak bir kamera ile yapılır. Her bir lifin üzerine yerleştirilmiş sentetik yakutlar ultraviyole ışına maruz kaldığında floresan ışık yayar. Elde edilen kamera görüntüsü de linak kontrol sistemi tarafından kontrol edilerek MLC doğruluğu sağlanmış olur.



**şekil 9. Elekta Infinity Platform linak MLC yapısı şematik gösterimi (35)**

Linak cihazının ışın demeti boyutları izomerkezde minimum 0,5x0,5 cm ile maksimum 40x40 cm arasında seçilebilmektedir. Cihaz ayrıca IMRT ve VMAT yapabilece

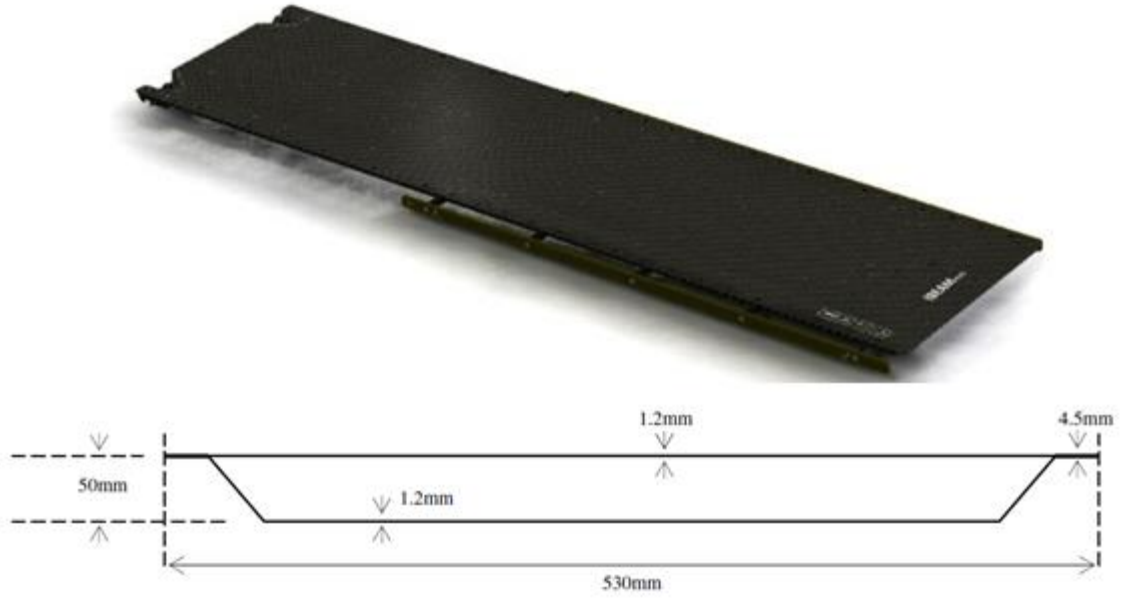
özelliğine sahip olup, cihazda megavoltaj elektronik portal görüntüleme (EPID) yanında yine görüntüleme amacı ile kullanılan düşük enerjili X-ışını tüpü ve karşısında dedektör sistemi (CBCT) bulunmaktadır (Şekil 9).



**Şekil 10. Elekta Infinity-Linear Hızlandırıcı Cihazı**

### **Linak Tedavi Masası**

Elekta marka Infinty model linak cihazının tedavi masası, iBEAM evo (Medical Intelligence, Germany) model tedavi masasıdır. Tedavi masası, her biri 1.2 mm kalınlıktaki iki karbon fiber tabaka arasına yerleştirilmiş 47.6 mm kalınlığında bir plastik köpük (foam) malzemeden yapılmıştır. Karbon fiber kalınlığı kanepenin kenarlarına doğru 4.5 mm'ye yükselir (Şekil 11).

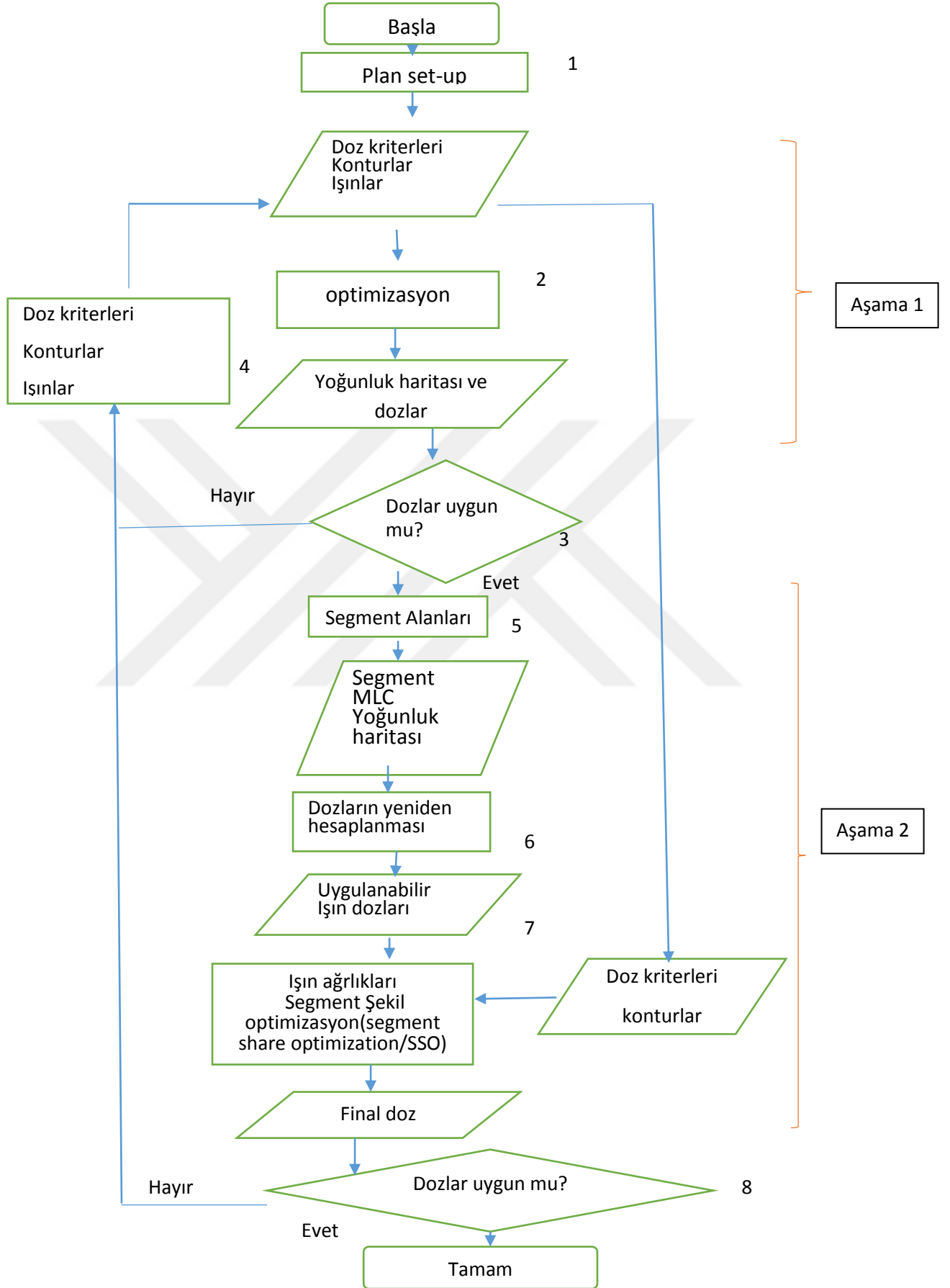


**Şekil 11. Karbon fiber masa**

### **Monaco Tedavi Planlama Sistemi**

Masanın doz dağılımlarına etkisinin gözlenmesi amacı ile yaptığımız tüm planlamaların hesaplamalarında, Monte Carlo algoritmasına dayanan Monaco (v5.10) TPS kullanılmıştır. Monaco, hem hedef volüm hem de risk altındaki organlar için değer fonksiyon seçenekleri kullanarak biyolojik tabanlı optimizasyon yöntemini kullanan bir TPS'dir.

Monaco TPS'de optimizasyon iki aşamada gerçekleşir (1. ve 2. aşama). İlk aşamada verilen komutlar ile hem hedef volüm hem de riskli organlar için doz yoğunluk haritası oluşturulur. Oluşturulan bu doz yoğunluk haritası tümör kontrol olasılığı (tumor control probability-TCP) ve normal doku komplikasyon olasılığı (normal tissue complication probability-NTCP) değerlendirilmesinde istenilen kriterlere uygun bulunursa, ikinci optimizasyon olan segmentasyona geçilir. İlk optimizasyonun daha hızlı olması bakımından *Pencil Beam* algoritması kullanılırken, ikinci optimizasyonda *Monte Carlo* algoritması kullanılır (Şekil 12 ).



Şekil 12. Monaco planlama şeması



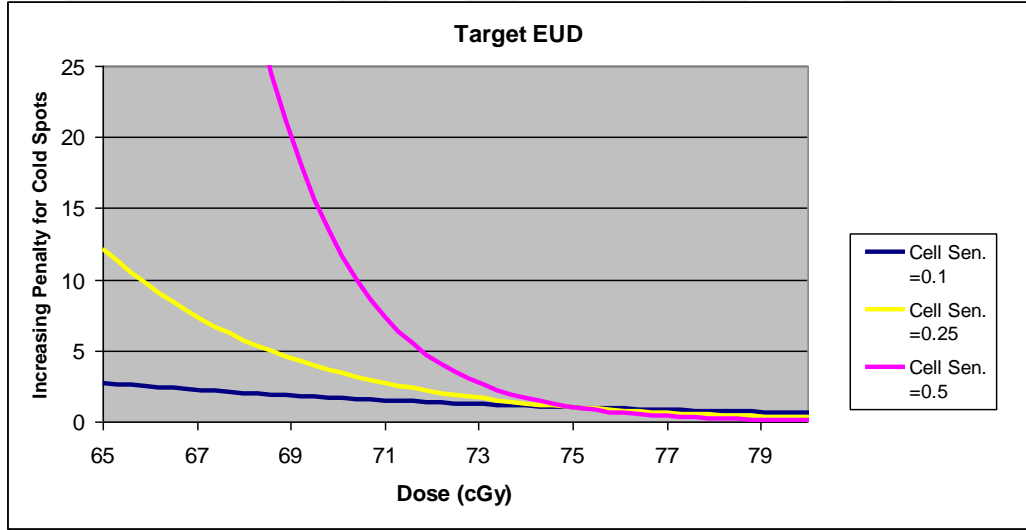
## Monaco Değer Fonksiyonları ve Sınırlamalar

Monaco Tedavi Planlama sisteminde iki temel değer fonksiyonu türü vardır. Bunlar;

- Biyolojik tabanlı değer fonksiyonları
- Doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonları.

### Biyolojik Tabanlı Değer Fonksiyonları

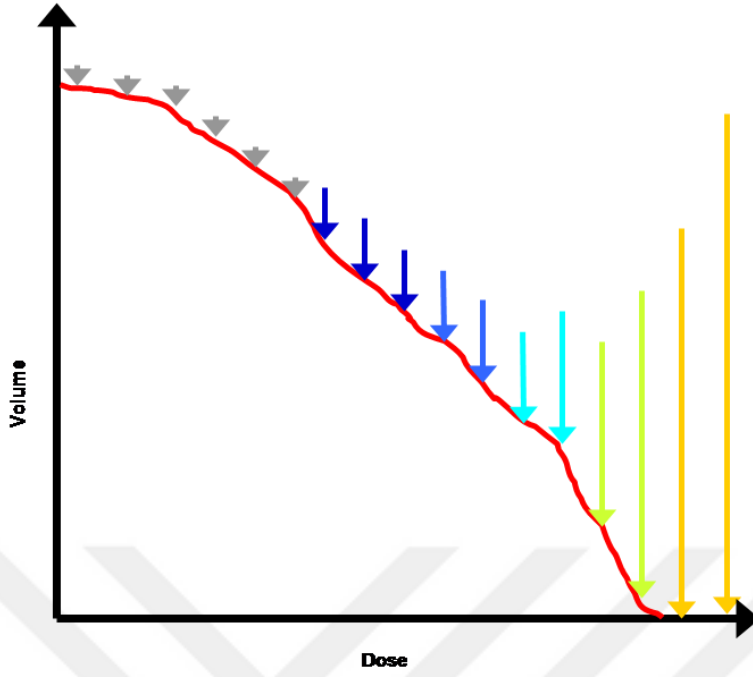
**Target EUD:** Hedef hacim için tanımlanan (Equivalent Uniform Dose/EUD) dozun hedef volümde gerçekleşmesine ve dağılımın da homojen olmasını sağlamak amacı ile kullanılır. Bunun için 0.5-1 arasında bir fonksiyon değeri (cell sensitivity value,  $\alpha/\alpha$ ) kullanılır. Bu değer hedef volüm hücrelerinin verilen doz değerinde hayatta kalma ihtimalini ifade eder. Eğer hedef volümdeki doz dağılımı homojen ise hedef volümdeki ortalama doz değeri EUD'ye yakındır. Çok sayıda soğuk doz alanları var ise fonksiyon değerine (cell sensitivity) bağlı olarak minimum doz değeri EUD'ye yakın olur. Bu fonksiyon değerinin artması ile hedef volüm içindeki soğuk doz noktalarında doz homojenizasyonu sağlanır (Şekil13) (36).



**Şekil 13. Hedef volüm içindeki soğuk doz noktalarında sistemin çalışması için gerekli fonksiyon değerlerinin gösterimi (Target EUD)**

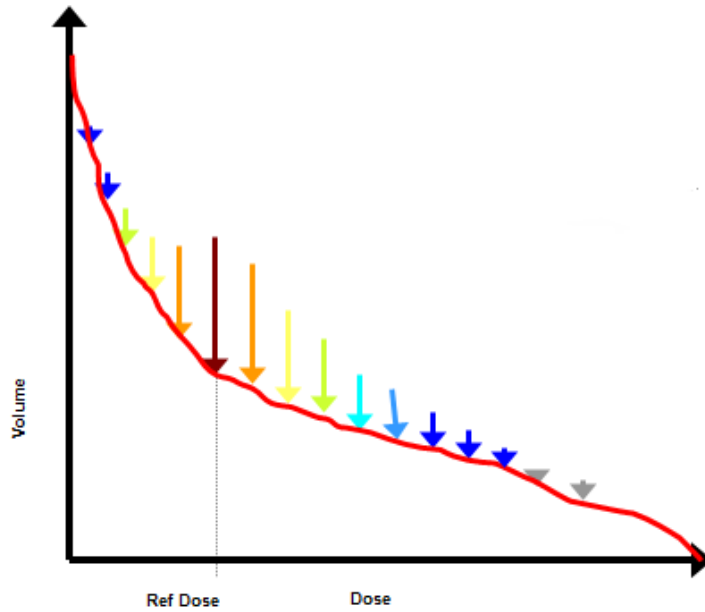
**Serial:** Çoğunlukla riskli organ volümü için kullanılır. Riskli organ volümü için tanımlanan doz (EUD) değerine göre düşük değer fonksiyonunda (power law exponent/k) doz volüm histogramının düşük doz bölgesinde, yüksek değer fonksiyonunda doz volüm histogramının yüksek doz bölgesinde çalışır (Şekil 14) (36).





Şekil 14. Serial değer fonksiyonunun DVH üzerinde etkisi

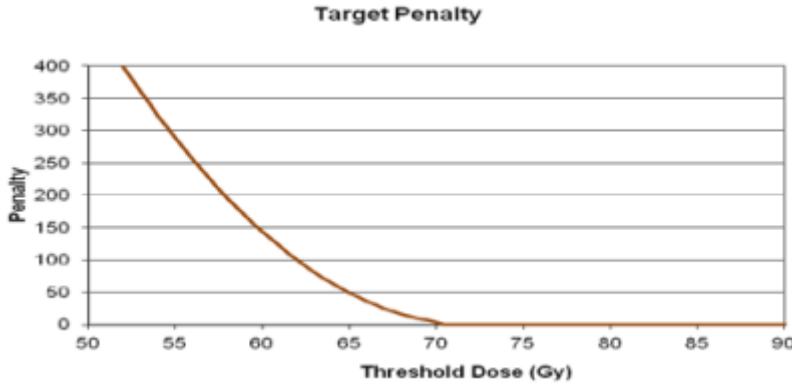
**Paralel:** Tanımlanan riskli organ volümü için, volümün belirli bir oranının alabileceği doz değerleri, bu biyolojik değer fonksiyonu kullanılarak yapılabilir. Bu sırada fonksiyon değeri (power law exponent/k) değiştirilerek fonksiyonun DVH üzerinde istenilen doz noktalarında çalışması sağlanabilir (Şekil 15) (36).



Şekil 15. Paralel değer fonksiyonunun DVH üzerinde etkisi

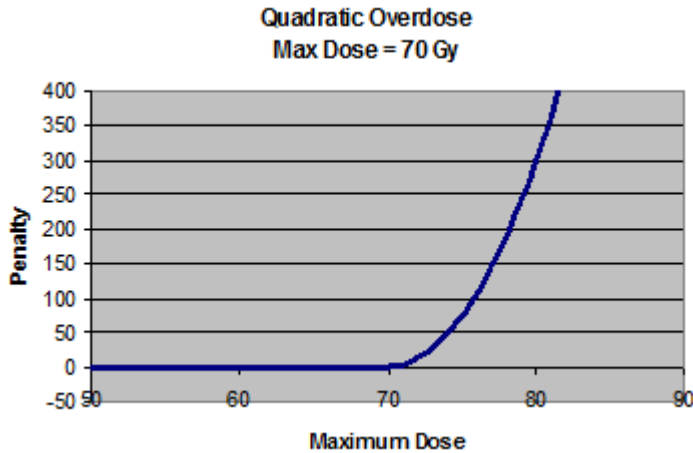
### Doz Tabanlı (Fiziksel) Değer Fonksiyonları

**Target Penalty:** Hedef hacim için kullanılır. İstenen dozun saracağı en az hedef volüm miktarı (%95 veya %98 gibi) belirlenerek fonksiyon tanımlanır. Bu nedenle “Quadratic Underdose” fonksiyonuna benzer çalışır. Hedef volüm için Target EUD ile birlikte veya tek başına kullanılabilir. Hedef volümün istenen hacminde belirlenen doz değerine ulaşıldıktan sonra keskin bir doz gradiyenti elde edilmesini sağlar (Şekil 16) (36).



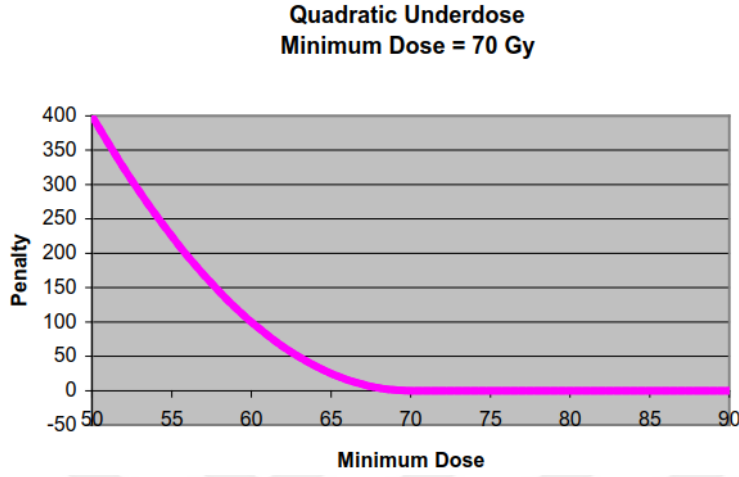
Şekil 16. 72 Gy doz değeri için Target Penalty kısıtlama (penalty) sayısının gösterimi

**Quadratic Overdose:** Hedef volüm ve risk altındaki organlar (OAR) için kullanılan doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. Yüksek dozu kullanıcı tarafından tanımlanan eşik dozun altında tutmaya çalışır. Yanında verilen doz aşım değeri (Root Mean Square/RMS Dose Excess), değer fonksiyonu tanımlanan volüm için verilebilecek limit dozu tanımlar (Şekil 17) (36).



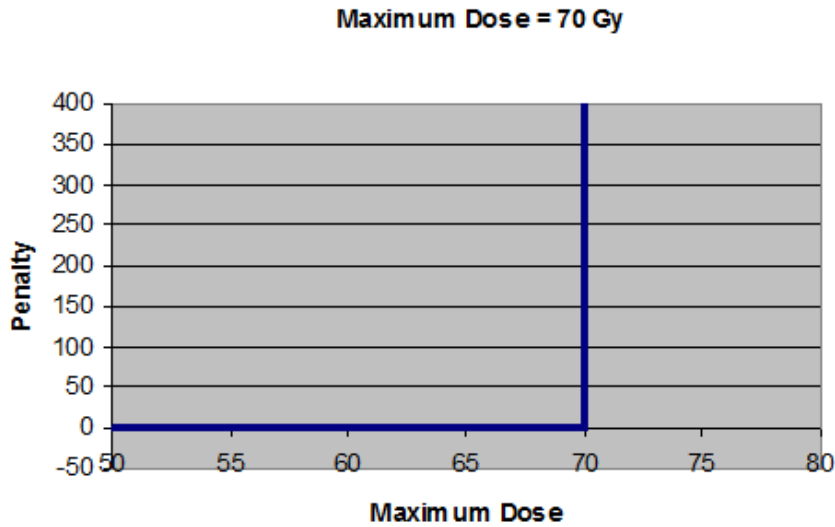
Şekil 17. Quadratic Overdose değer fonksiyonunun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi

**Quadratic Underdose:** Hedef volüm için kullanılan doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. Dozu kullanıcı tarafından tanımlanan eşik dozun üstünde tutmaya çalışır. Yanında kullanılan RMS değeri, istenilen doz için limit tanımlar (Şekil 18) (36).



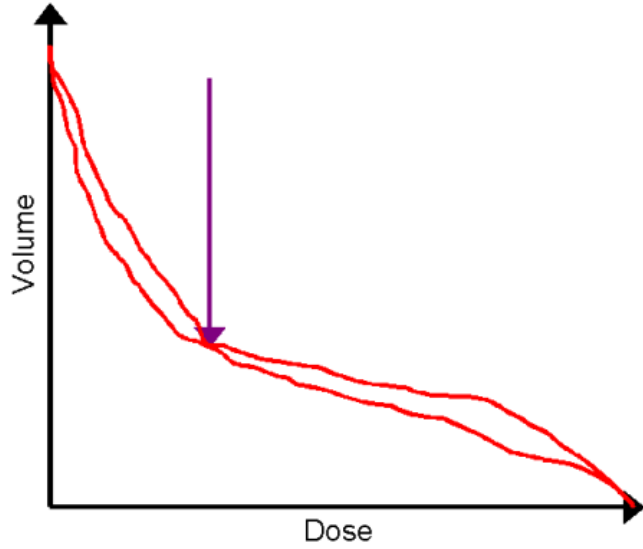
**Şekil 18. Quadratic Underdose değer fonksiyonun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi**

**Maximum Dose:** Doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. Hedef volüm ve risk altındaki organlar için kullanılabilir. Uygulanan volüm için verilen eşik doz değeri geçildiği anda çalışmaya başlar. İlgili volümün tüm voksellerinde çalıştığı için zaman alıcı olabilmesi nedeni ile yerine küçük doz limit değeri kullanılarak (ör. RMS=0,1 Gy) Quadratic Overdose tercih edilebilir (Şekil 19) (36).



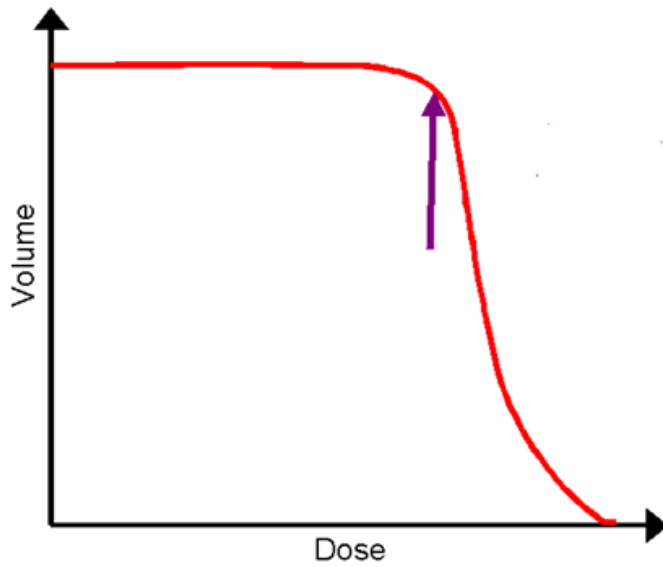
**Şekil 19. Maximum Dose değer fonksiyonun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi**

**Overdose DVH:** Riskli organ volümleri için tanımlanan doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. İlgili volümün belirli bir oranının istenilen dozun üzerinde almamasını sağlamak için uygulanan bir fonksiyondur (Şekil 20) (36).



**Şekil 20. Overdose DVH değer fonksiyonunun DVH'ye etkisi**

**Underdose DVH:** Hedef hacim için kullanılan doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. İlgili volümün belirli bir oranının istenilen dozun altında almamasını sağlamak için uygulanan bir fonksiyondur (Şekil 21) (36).



**Şekil 21. Underdose DVH değer fonksiyonunun DVH'ye etkisi**

**Conformality:** Riskli organlar için kullanılan doz tabanlı (fiziksel) değer fonksiyonudur. Özellikle bir veya birden fazla hedef volüm etrafında meydana gelen yüksek doz noktalarında dozu azaltmak amacı ile çalıştırılabilir. Quadratic Overdose fonksiyonunun yerine de kullanılabilir. 0,01 ile 1.00 arasında değişen rölatif doz sınırlaması (Relative Isoconstraint) verilerek hedef volüm etrafında dozun düşürülmesi sağlanabilir. Bu fonksiyonun tüm vokselde çalışması istenmiyorsa (optimize over all voxel) Monaco hedef volümden itibaren 4 cm mesafeye kadar bu fonksiyonu çalıştırırken, fonksiyonun tüm vokselde çalışması isteniyorsa fonksiyon 8 cm mesafeye kadar çalışır (36).

Monaco TPS’de ilk aşamada dozlar Pencil Beam algoritması ile hesaplanır. Bu sayede optimizasyon sırasında daha hızlı fakat daha az doğrulukla hesaplama yapılarak doz yoğunluk haritaları (fluence map) elde edilmiş olur. Ortaya çıkan doz yoğunluk haritası final doz hesabı hakkında yaklaşık bir sonuç çıkarır ve değerlendirmeyi gerektirir. Tüm doz dağılımları uygun görüldükten sonra yapılan son doz hesaplaması ise Monte Carlo algoritması ile yapılır. Monte Carlo algoritmasının kullanımı ile tedavi cihazının bütün özellikleri yansıtılmış ve böylece tedavi doğru biçimde modellenmiş olur.

### **IMRT Fantom**

IMRT fantomu, su eşdeğeri katı bir fantom olup QA test ölçümleri, absolut doz ölçümleri, film dozimetri ve TLD doz karşılaştırmaları için uygundur (Şekil 32). 33x36x18 cm boyutlarında olup yoğunluğu 1.045 gr/cm<sup>3</sup>’dür. %98 polistiren ve %2 TiO<sub>2</sub>’den oluşması nedeniyle su eşdeğeri olarak kabul edilmektedir. 1 cm aralıklarla yerleştirilebilen dilimler arasına maksimum 15 adet film konulmasına imkan vermektedir. Ayrıca istenilen iyon odasına uygun özel fantomları ile birlikte bir çok farklı noktada absorbe doz ölçülmesine izin vermekte ve uygun TLD plakası ile birlikte maksimum 196 adet TLD ile ölçüm alabilme imkanı sağlamaktadır.




**Şekil 22. IMRT fantom**

### CC04 İyon Odası

IBA firması üretimi iyon odası, 0.04 cc olan küçük volümü sayesinde küçük alan dozimetri, doz değişiminin hızlı olduğu bölgelerde ölçüm ve stereotaktik ölçümler için uygun bir iyon odasıdır. Su veya katı fantomda foton, elektron ve proton ölçümleri için uygun olup, küçük hacmi yüksek doğruluk ve çözünürlükle ölçüm alınmasına olanak tanır. İyon odasının özellikleri Şekil 23'te verilmiştir (37).

İyon Odası	CC04
Volüm	0.04 cc
Volüm Uzunluğu	3.6 mm
Volüm Yarıçapı	2 mm
Duvar Materyali	C552
Duvar Kalınlığı	0.07 mm
İç elektrot materyali	C552
Duyarlılık nC/Gy	1.1



Şekil 23. Kullanılan CC04 silindirik iyon odasının özellikleri

### Elektrometre

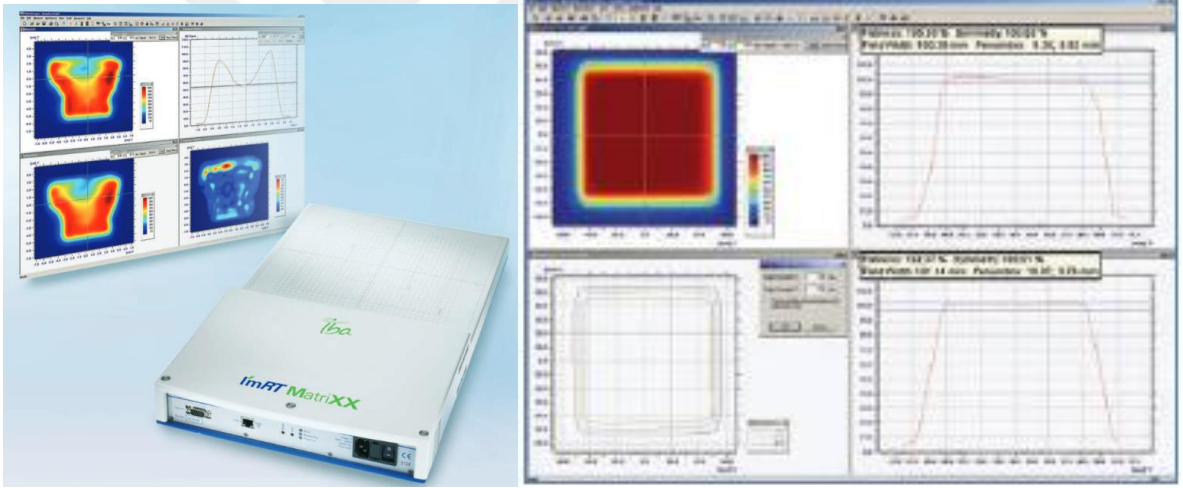
Foton ve elektron ışın dozu ölçümünde kullanılan IBA Dose1 marka elektrometre; sırasıyla R, R/dak, Gy, Gy/dak, Sv/saat; Amper ve Coulomb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilen bir dozimetri cihazıdır (Şekil 24). Polarite voltajı 0-400 V olan dozimetreye, sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için ölçüm anındaki ilgili değerler girilebilmektedir. Foton için ölçüm aralığı 70 kV-40 MV'tur. Elektron demetlerinde ise 50 MeV enerjiye kadar her megavoltaj enerjide ölçüm yapılabilmektedir (38).



Şekil 24. DOSE1 model elektrometre

## İmRT MatriXX 2D-Array

IBA marka İmRT MatriXX 2D-Array dozimetri sistemi iki boyutlu dozimetrik karşılaştırmalar, absorbe doz, simetri ve düzgünlük testleri için kullanılan bir düzenektir (Şekil 25). Aynı zamanda IMRT planlamalarının dozimetrik kontrolleri de yapılabilmektedir. Maksimum ölçüm alanı 24.4x24.4 cm olup 4.5(Ø)x5(h) mm boyutlarında 1020 adet iyon odasından oluşur. İyon odalarının hacmi 0.08 cc'dir. Her bir iyon odasının merkezi arasındaki uzaklık 7.62 mm'dir. Ağırlığı yaklaşık 10 kg olup yüksekliği 6 cm'dir. İyon odalarının aktif ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Çözünürlüğü 0.42 Gy/nC veya 2.4 nC/Gy'dir. Bu sistem ile ölçülen doz haritası, OmniPro-İmRT yazılım programı (version 2.00) kullanılarak TPS'nden elde edilen veriler ile karşılaştırılır.  $\Delta dM$  3 mm mesafe ve  $\Delta DM \pm \%3$  doz farkı kriterlerini kullanarak  $\gamma$ -indeks analizi yapabilen OmniPro programı sayesinde, hızlı doz düşüşünün olduğu bölgeler gözden kaçmadan incelenebilir (39).



Şekil 25. İmRT MatriXX 2D-Array

## YÖNTEMLER

Çalışmamızda Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tedavi edilmiş 5 akciğer kanserli, 5 prostat kanserli, 5 baş-boyun tümörlü ve 5 beyin metastazına sahip hastanın tedavi planları retrospektif olarak değerlendirmeye alınmıştır. Hastaların doz dağılımlarında masanın meydana getirebileceği farklılıkları gözlemleyebilmek amacı ile, masanın efektif olarak alan içinde daha fazla kalma ihtimalinin olduğu VMAT tedavileri hasta seçiminde temel kriter olmuştur. Çalışmamızda tüm hasta grubunda, masa varken ve yokken doz dağılımlarında meydana gelebilecek farklılıkların bu farklılıkların hasta QA sonuçlarına ve absolut nokta dozlarına olan etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

## Hasta Seçimi

Anabilim Dalımızda tedaviye giren küratif hasta grubu, komplike tedavi modaliteleri olan IMRT veya VMAT tedavi planları ile Monaco TPS’de planlanmakta ve Elekta Infinity cihazında tedaviye alınmaktadır. Monaco TPS, Monte Carlo algoritması kullanan bir sistem olması nedeni ile masanın doz dağılımına olan etkisinin göz önüne alınması ve hasta planlamalarında optimizasyona dahil edilmesi tavsiye edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda başlıca küratif hasta gruplarından (akciğer, prostat, baş-boyun ve beyin metastazı olmak üzere) beşer adet hasta seçilerek mevcut görüntüler üzerinden masanın dahil edildiği planlamaları tekrar yapılmış, doz dağılımındaki farklılıklar değerlendirilmiştir.

## Doz Dağılımları

Tüm hasta gruplarında tedavi planları VMAT tekniği ile yapılmış olup doz dağılımları Monaco TPS’de Monte Carlo algoritması kullanılarak her bir hastalık grubuna özel olan doz kriterleri kullanılarak hesaplatılmıştır. Her bir grup için kullanılan doz kriterleri aşağıdaki gibidir.

- Akciğer kanseri doz kriterleri

Hedef volümün (PTV) %95’i dozun en az %95’ni almalı

Toplam Akciğer	$V_{20} \leq \%30, D_{ort} \leq 18 \text{ Gy}$
Kalp	$D_{ort} \leq 30 \text{ Gy}$
Medulla Spinalis	$D_{maks} \leq 45 \text{ Gy}$

(V20: 20 Gy alan akciğer volumü, D<sub>ort</sub>: Ortalama doz, D<sub>maks</sub>: Maksimum doz)

- Prostat kanseri doz kriterleri

Hedef volümün (PTV) %95’i dozun en az %95’ni almalı

Rektum	$70 \text{ Gy} < \%20, 47 \text{ Gy} < \%53$
Mesane	$70 \text{ Gy} < \%30, 47 \text{ Gy} < \%53$
Sağ ve sol femur	$50 \text{ Gy} < \%10$

- Baş-Boyun kanseri doz kriterleri

Hedef volümün (PTV) %95’i dozun en az %95’ni almalı

Medulla Spinalis	$D_{maks} < 45 \text{ Gy}$
Sağ ve sol parotis	$D_{ort} < 26 \text{ Gy}$
Beyin sapı	$D_{maks} < 54 \text{ Gy}$

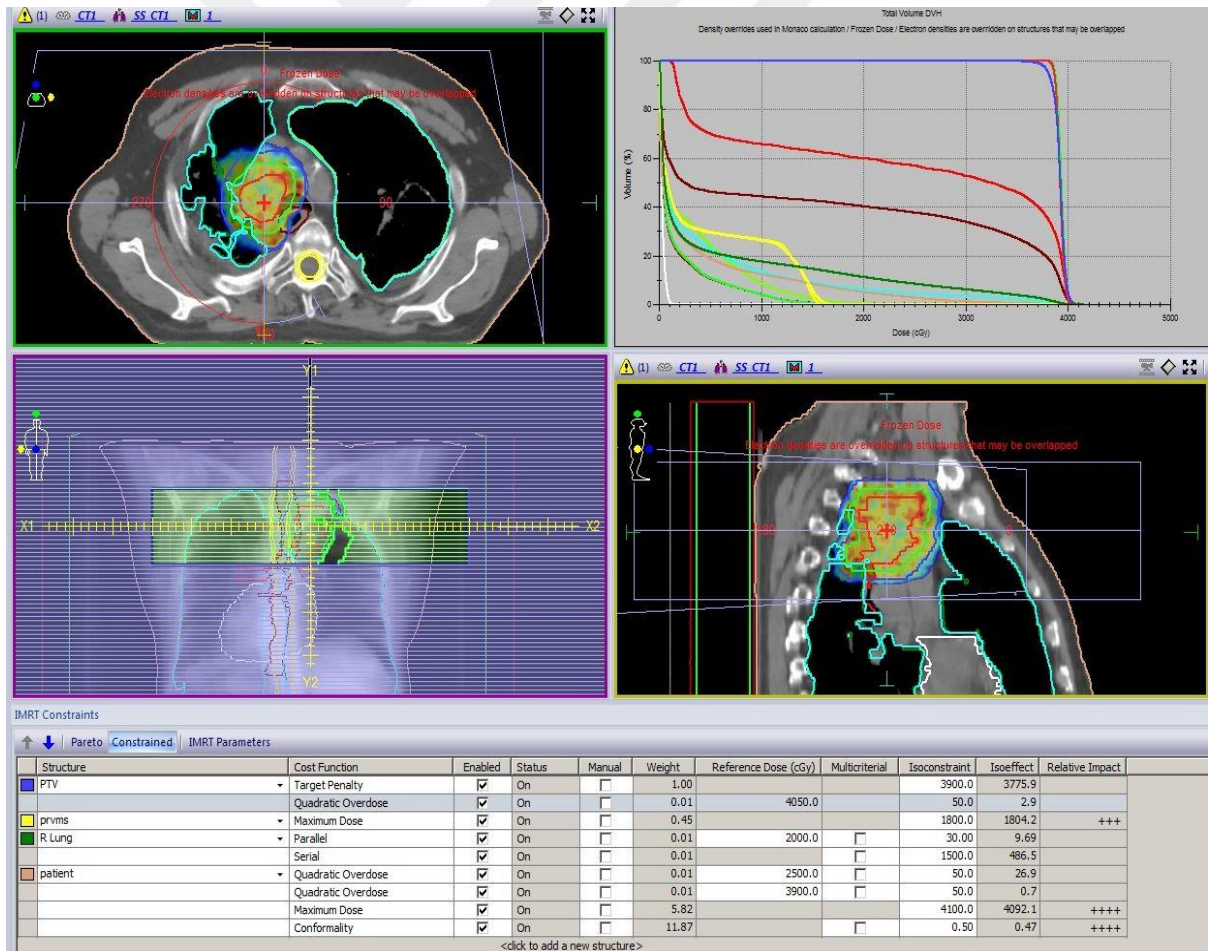


- Beyin metastazı doz kriterleri

Hedef volümün (PTV) %95'i dozun en az %95'ni almalı

Sol- sağ lens	$D_{maks} < 4-5 \text{ Gy}$
Sol- sağ göz	$D_{maks} < 50 \text{ Gy}, D_{ort} < 35 \text{ Gy}$
Optik sinir	$D_{maks} < 50 \text{ Gy}$
Beyin sapı	$D_{maks} < 50 \text{ Gy}$
Optik kiazma	$D_{maks} < 50 \text{ Gy}$

Tüm hastalık grupları için Monaco TPS'de yapılan VMAT tedavi planlarında kullanılan değer fonksiyonları, her hastalık grubunda hastanın hedef ve riskli organ volümlerine bağlı olarak değişmekle birlikte, Şekil 26'da verilen örneğe benzer olarak kullanılmıştır.



Şekil 26. Bir akciğer hastası için yapılan doz değer fonksiyonlarının gösterimi

- Akciğer kanseri

Tüm hastalar eş merkezli kısmi ark

PTV	Target Penalty, Quadratic Overdose
Karşı akciğer	Parallel, serial
Toplam akciğer	Parallel, serial
Kalp	Parallel, serial
Spinal kord	Maximum dose
Kalan hasta volümü	Quadratic Overdose, Maximum dose, Conformality

- Prostat kanseri

Tüm hastalar eş merkezli tam ark

PTV	Target Penalty, Target EUD, Quadratic Overdose
Rektum	Parallel, Maximum doz
Mesane	Parallel
Femur başları	Overdose DVH
Kalan hasta volümü	Quadratic Overdose, Maximum dose, Conformality

- Baş-Boyun kanseri

Tüm hastalar eş merkezli tam ark

PTV	Target Penalty, Target EUD, Quadratic Overdose
Parotisler	Parallel
Medulla spinalis	Maximum dose
Beyin sapı	Maximum dose
Kalan hasta volümü	Quadratic Overdose, Maximum dose, Conformality

- Beyin metastazı

Tüm hastalar eş merkezli tam ark

PTV	Target Penalty, Target EUD, Quadratic Overdose
Lens	Maximum dose
Göz	Serial
Kalan hasta volümü	Quadratic Overdose, Maximum dose, Conformality

Yapılan planlamaların değerlendirme aşamasında karşılaştırma amacı ile kullanılan doz parametreleri, her hastalık grubuna özel olarak aşağıda verilmiştir. Tüm gruplarda hedef volüm (PTV) için dozun %95'ini alan volüm (V95), dozun %100'ünü alan volüm (V100), maksimum ( $D_{maks}$ ), minimum ( $D_{min}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) tüm karşılaştırmalarda kullanılmıştır. Ayrıca tüm planlamalarda HI (heterojenite indeksi) ve CN (konformalite numarası) değerleri ile toplam segment sayısı (SS) ve MU değerleri karşılaştırmalara dahil edilmiştir. HI değeri için hedef hacmin maksimum oranı olarak %95, minimum oranı olarak ise %5 alınmış ve değerler ona göre hesaplatılmıştır.

- Akciğer kanseri

Toplam akciğer	$D_{ort}$ , V20
Kalp	$D_{ort}$
Medulla spinalis	$D_{maks}$

- Prostat kanseri

Rektum	V70(%), V47(%)
Mesane	V70(%), V47(%)
Femur başları (sağ ve sol)	$D_{maks}$ (%)

(V70: 70 Gy alan volüm, V47: 47 Gy alan volüm)

- Baş-Boyun kanseri

Medulla Spinalis	$D_{maks}$
Sağ ve sol Parotis	$D_{ort}$
Beyin sapı	$D_{maks}$

- Beyin metastazı hastaları

Sol- sağ lens	$D_{maks}$
Sol- sağ göz	$D_{maks}$
Optik sinir	$D_{maks}$
Beyin sapı	$D_{maks}$
Optik kiazma	$D_{maks}$

İlk olarak tüm hasta gruplarında tedavi planlamaları masa planlamaya dahil edilmeden (M-) yapıldı ve hastalara ait hedef volüm ve kritik organlardaki doz dağılımları, HI ve CN değerleri, toplam segment sayısı (SS) ve MU değerleri elde edildi.

İkinci aşamada M- planlamalara her hasta için planlamalara masa volümü ilave edildi ve yeniden hesaplama yapıldı (recalculate). Elde edilen bu yeni planlamalardaki (M+) doz dağılımlarında, sadece masanın dozu azaltma (atenüasyon) etkisinin gözlenmesi amaçlandı (M- ve M+ planlamalarda segment şekli, sayısı ve MU değerleri sabit kalmaktadır).

Üçüncü aşamada ise masa optimizasyona dahil edilerek (M+opt) planlamalar yeniden hesaplatıldı. Bu sayede doz dağılımındaki değişimin yanında HI, CN, toplam segment sayısı (SS) ve MU değerlerindeki değişimin gözlenmesi amaçlandı.

Elekta Infinity tedavi cihazında kullanılan iBEAM evo tedavi masasının volüm bilgileri üretici firma tarafından Monaco TPS'ye yüklenmiş durumda olduğundan, masanın kesitsel görüntülerinin tekrar alınmasına gerek duyulmadı. TPS'nin hafızasında bulunan masa volümü, tüm hastalar için hafızadan çağırılarak sadece konumlandırma yapıldı. Masanın yüzeyini oluşturan karbon fiber ile iç yüzeyini meydana getiren köpük yapının (foam core) elektron yoğunluğu (elektron dansitesi/ED) değerleri birçok araştırmanın konusu olmakla birlikte, çalışmamızda TPS'de doz dağılımları hesaplatılırken üretici firma tarafından verilen değerler kullanıldı ( $ED_{\text{karbon fiber}} = 0.55$ ;  $ED_{\text{foam core}} = 0.040$ ).

### **Kalite Kontrol (Quality Assurance-QA)**

Sonraki aşamada ise her gruptaki hastaya özel yapılmış planların tedavi cihazında dozimetrik QA test aşamasına geçildi. M- planlamalarda QA ölçümleri yapılırken, segment şekil/sayı ve MU değerleri M- planlamalarındakiler ile aynı kalmak üzere elde edilen M+ planlamalar için, ayrı bir QA ölçümü yapılmasına gerek duyulmadı. Düzenegimizdeki QA ölçümleri, ışınlama süreleri boyunca değişen segmentlerin iki boyutlu kontrolünü içermektedir. Bu nedenle ışınlama parametreleri aynı kalan M- ve M+ planların QA sonuçları arasında bir fark tespit edilmemiştir. M+opt planlamalarda ise TPS'de masa modellemesi ilave edildikten sonra optimizasyon yaptırılarak doz dağılımları hesaplatılmış, M- ve M+ planlamalardan farklı segment şekline/sayısına, tedavi süresine ve doz dağılımına sahip yeni planlar elde edilmiştir. Değişen parametreler nedeniyle M+opt planları için ayrıca QA ölçümleri yapılmış ve sonuçlar TPS'de hesaplatılan QA değerleri ile karşılaştırılmıştır. Tüm QA ölçümleri İmRT MatriXX 2D-Array dedektör sistemi kullanılarak yapılmıştır. Tüm

ölçümler  $\gamma$ -indeks analizine tabi tutularak,  $\Delta DM \pm \%3$  ve  $\Delta dM 3$  mm kriterlerine göre TPS QA değerleri ile %95 ve üzeri uyum veren planlar başarılı olarak kabul edilmiştir. Tedavi cihazında yapılan tüm ışınlamalar meydana gelebilecek dozimetrik farklılıkların önlenmesi amacı ile aynı set-up koşullarında aynı gün yapılmıştır (Şekil 27).

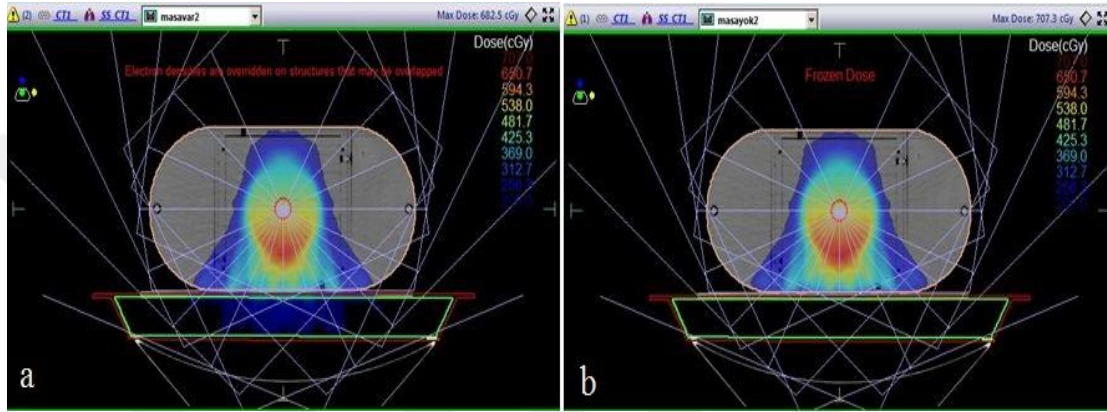


**Şekil 27. Tüm hastalar için IMRT MatriXX 2D-Array ile yapılan dozimetrik kalite kontrol ölçüm düzeni**

### **Nokta Doz Ölçümü**

Çalışmamızın son aşamasında ise TPS’de modellenen IMRT fantomundaki iyon odası merkezinde hesaplanan absolut doz ile, cihazda aynı noktada elde edilen absolut doz ölçüm sonuçları M- ve M+opt planlarında karşılaştırıldı. Bunun nedeni masanın TPS’de doğru modellenip modellenmediğinin kontrol edilmesidir. Bu amaçla merkezine CC04 iyon odası yerleştirilmiş IMRT fantom, BT cihazında 3 mm’lik kesitler halinde tarandıktan sonra TPS’ye aktarıldı. Masa modellenmesi için ise üretici firma tarafından verilen masa volümü konturu ve masa volümüne ait elektron yoğunluğu değerleri ( $ED_{\text{karbon fiber}} = 0,55$ ;  $ED_{\text{foam core}} = 0,040$ ) TPS’ye girildi. Doz dağılımları önce masa modellenmesinin yapılmadığı M- planlarda , daha

sonra masa modellemesinin yapıldığı M+opt planlarda, 6 MV foton enerjisi ve 10x10 cm referans alanda, masa düzlemine dik ve oblik olmak üzere 20°'lik farklarla 7 farklı gantri açısında (120°, 140°, 160°, 180°, 200°, 220°, 240°) hesaplatıldı. TPS'de her bir açıdan 100 MU değerine karşılık iyon odası merkezinde meydana gelen absolut doz değeri, daha sonra tedavi cihazında yapılacak ölçümlerle karşılaştırma amacı ile kaydedildi (Şekil 28). Tüm hesaplamalarda Monte Carlo algoritması kullanıldı ve TPS'ye grid değeri 0.3 cm olarak girildi.



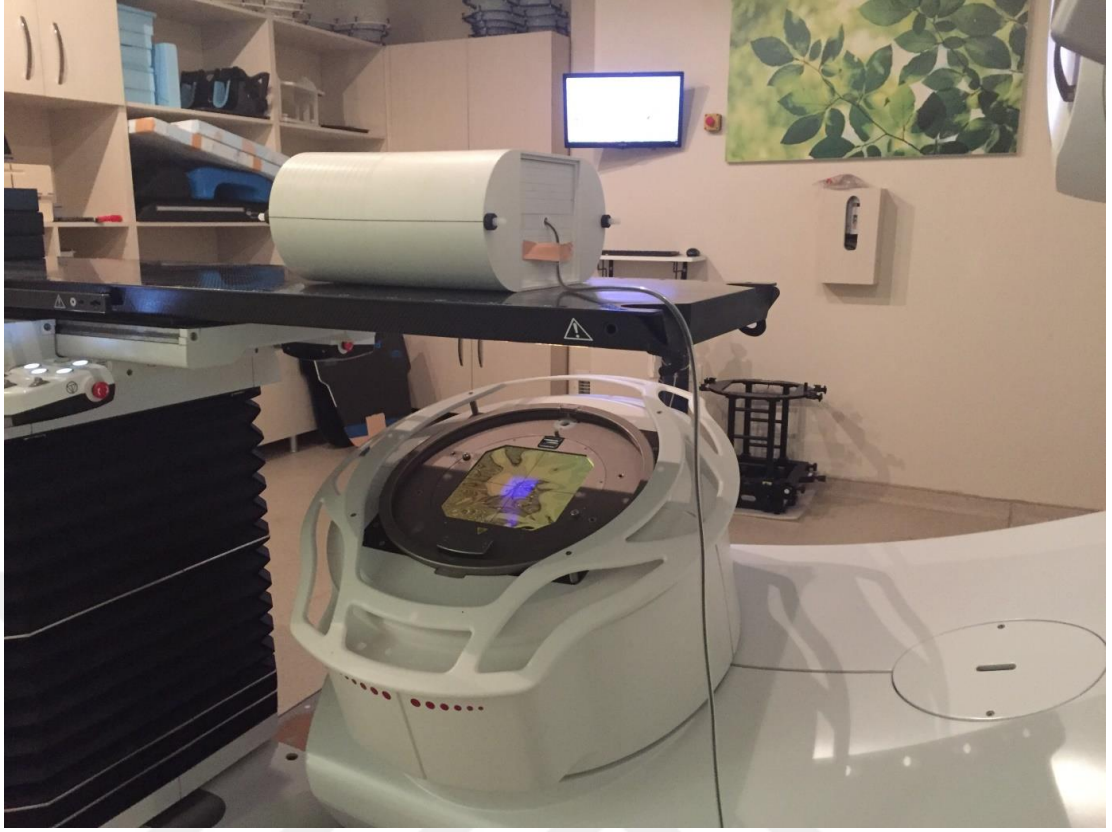
Şekil 28. TPS'de IMRT fantom üzerinde masanın nokta doz ölçümlerine etkisinin hesaplanması a) M+ planlama b) M- planlama

Daha sonra TPS'den elde edilen absolut doz değerlerinin tedavi cihazında aynı koşullarda yapılan ölçüm sonuçları ile karşılaştırabilmesi amacı ile, içerisine iyon odası (CC04) yerleştirilmiş IMRT fantom linak cihazındaki iBeam evo tedavi masasına yerleştirilerek ölçüm düzeneği hazırlandı (Şekil 29). Aynı enerji, alan büyüklüğü ve gantri açılarındaki ışınlamalar yapıldı. TRS-398 protokolüne uyularak ölçümler her bir gantri açısında üçer defa tekrarlandı ve elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak absolut doz değerleri hesaplatıldı.

TPS'de masa modellemesi yapılarak ve yapılmadan elde edilen absolut doz değerleri ile ölçüm sonuçları karşılaştırılırken aralarındaki yüzde (%) fark değeri, aşağıdaki formüle göre hesaplatıldı.

$$\% \text{ fark} = \frac{\text{ölçüm} - \text{hesap(TPS)}}{\text{ölçüm}} \times 100$$





**Şekil 29. IMRT fantom kullanılarak masanın nokta doz ölçümlerine etkisinin araştırılması**

## BULGULAR

Çalışmamızda akciğer, prostat, baş-boyun ve beyin metastazı olmak üzere dört farklı hastalık grubuna ait beşer adet hasta çalışmaya dahil edilmiş ve farklı parametreler üzerinden değerlendirmeleri yapılmıştır. Elde edilen tüm sonuçlar aşağıdaki gibidir.

### Doz Dağılımları

Tüm hastalık gruplarına ait hedef volüm (PTV) ve riskli organ dozlarının üç farklı planlama sonucunda elde edilen dozimetrik değerleri alınmış ve tablolar şeklinde verilmiştir (Tablo1-2-3-4-5-6-7-8). Ayrıca yine üç farklı planlamadan elde edilen monitör unit (MU) değerleri ile segment sayıları Tablo 9’da verilmiştir. Her hastalık grubuna özel olarak yapılan istatistiksel değerlendirmeler ise Tablo 10’da verilmiştir.

### Akciğer Kanseri

**Tablo 1. PTV için V95 değerleri**

HASTA	PTV V95		
	M-	M+	M+opt
1	101,9	100,6	102,0
2	96,5	96,5	98,1
3	97,8	96,3	97,6
4	99,8	98,1	98,9
5	95,1	93,7	93,6



**Tablo 2. PTV için V100 değerleri**

HASTA	PTV V100		
	M-	M+	M+opt
1	96,4	93,5	96,1
2	76,1	76,2	86,1
3	81,1	80,6	82,5
4	91,3	88,8	87,9
5	76,1	76,4	74,5

**Tablo 3. PTV’de elde edilen  $D_{maks}$ ,  $D_{min}$  ve  $D_{ort}$  değerleri**

HASTA	PTV								
	M-			M+			M+opt		
	$D_{maks}$	$D_{min}$	$D_{ort}$	$D_{maks}$	$D_{min}$	$D_{ort}$	$D_{maks}$	$D_{min}$	$D_{ort}$
1	109,8	96,4	103,5	109,9	93,5	102,4	109,5	96,1	103,7
2	105,8	76,1	99,8	106,0	76,2	99,7	106,2	86,1	100,4
3	106,2	81,1	100,8	103,8	80,6	99,4	106,2	82,5	100,4
4	108,5	91,4	101,5	106,6	88,8	100	108,1	87,9	100,8
5	109,3	76,1	100,7	107,9	76,4	99,5	109,1	74,5	99,9

**Tablo 4. Toplam akciğer  $D_{ort}$  değerleri**

HASTA	Toplam Akc $D_{ort}$		
	M-	M+	M+opt
1	1176,7	1165,9	1171,9
2	1058,1	1058,0	1063,2
3	430,3	426,5	424,7
4	547,3	539,6	559,4
5	1015,3	1004,3	1014,1

**Tablo 5. Toplam akciğer V20 değerleri**

HASTA	Toplam Akc V20		
	M-	M+	M+opt
1	24,2	24,1	24,4
2	21,8	21,8	21,6
3	6,1	6,0	6,1
4	6,3	6,2	6,3
5	14,6	14,4	14,3

**Tablo 6. Kalp D<sub>ort</sub> değerleri**

HASTA	Kalp D <sub>ort</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	958,2	947,9	782,3
2	1247,6	1247,7	1244,5
3	34,2	34,5	34,4
4	1231,4	1213,8	1152,9
5	1336,7	1324,5	1282,1

**Tablo 7. Medulla spinalis D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Medulla Spinalis D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	2685,7	2600,0	2572,1
2	1597,9	1601,4	1948,2
3	1610,5	1581,1	1617,2
4	904,7	901,1	900,9
5	3231,6	3206,9	3185,4

**Tablo 8. HI ve CN değerleri**

HASTA	HI - CN					
	M-		M+		M+opt	
	HI	CN	HI	CN	HI	CN
1	1,03	0,79	1,04	0,84	1,04	0,80
2	1,06	0,48	1,06	0,48	1,04	0,70
3	1,05	0,38	1,05	0,39	1,05	0,71
4	1,03	0,93	1,04	0,53	1,04	0,83
5	1,09	0,74	1,10	0,55	1,10	0,64

**Tablo 9. MU ve Segment sayıları**

HASTA	MU-SS					
	M-		M+		M+opt	
	MU	SS	MU	SS	MU	SS
1	924	123	924	123	930	121
2	1004	121	1004	121	771	127
3	805	116	805	116	833	122
4	1096	127	1096	127	1044	129
5	765	99	765	99	896	110

**Tablo 10. Akciğer kanseri tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları**

Akciğer Kanseri		M- (AO±SD)*	M+ (AO±SD)	M+opt (AO±SD)	P
PTV	V95	98,22±2,68	97,04±2,53	98,04±3,01	0,068
	V100	84,20±9,22	83,10±7,73	85,42±7,88	0,433
	D <sub>maks</sub>	107,92±1,81	106,84±2,26	107,82±1,56	0,110
	D <sub>min</sub>	84,22±9,24	83,10±7,73	85,42±7,88	0,435
	D <sub>ort</sub>	101,26±1,39	100,20±1,25	101,04±1,52	0,089
Toplam Akciğer	V20	14,61±8,45	14,52±8,45	14,52±8,42	0,426
	D <sub>ort</sub>	845,54±333,55	838,86±332,39	846,66±332,14	0,089
Kalp D <sub>ort</sub>		961,62±537,44	953,68±533,04	899,24±522,43	0,091
Medulla Spinalis D <sub>maks</sub>		2006,08±935,4	1978,1±915,98	2044,76±877,4	0,497
HI		1,05±0,02	1,05±0,02	1,05±0,02	0,174
CN		0,66±0,22	0,55±0,16	0,73±0,7	0,504
MU		918,8±137,19	918,8±137,19	894,8±103,25	0,710
SS		117,2±10,91	117,2±10,91	121,8±7,39	0,165

\* (AO±SD); Aritmetik ortalama ± standart sapma

\*\* p<0,05 istatistiksel yönden anlamlı fark

Akciğerde PTV için V95 değerlendirmesi bakımından M+, M- ve M+opt planlamalarında meydana gelen doz dağılımları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen (p=0.068), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamaları arasında ve M+ ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark vardır (sırasıyla p=0.017, 0.031).

PTV için V100 değerlendirmesi bakımından M+, M- ve M+opt planlamalarında meydana gelen doz dağılımları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark yoktur ( $p=0.433$ ). Yapılan ikili kıyaslamalarda da tüm yine tüm doz dağılımları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.176, 0.628, 0.326$ ).

Akciğerde PTV'de elde edilen  $D_{maks}$  değeri bakımından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark yoktur ( $p=0.110$ ). Yapılan ikili kıyaslamalarda tüm ölçümler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.110, 0.519, 0.117$ ).

Akciğerde PTV'de elde edilen  $D_{min}$  değeri bakımından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark yoktur ( $p=0.435$ ). Yapılan ikili kıyaslamalarda tüm ölçümler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.175, 0.635, 0.325$ ).

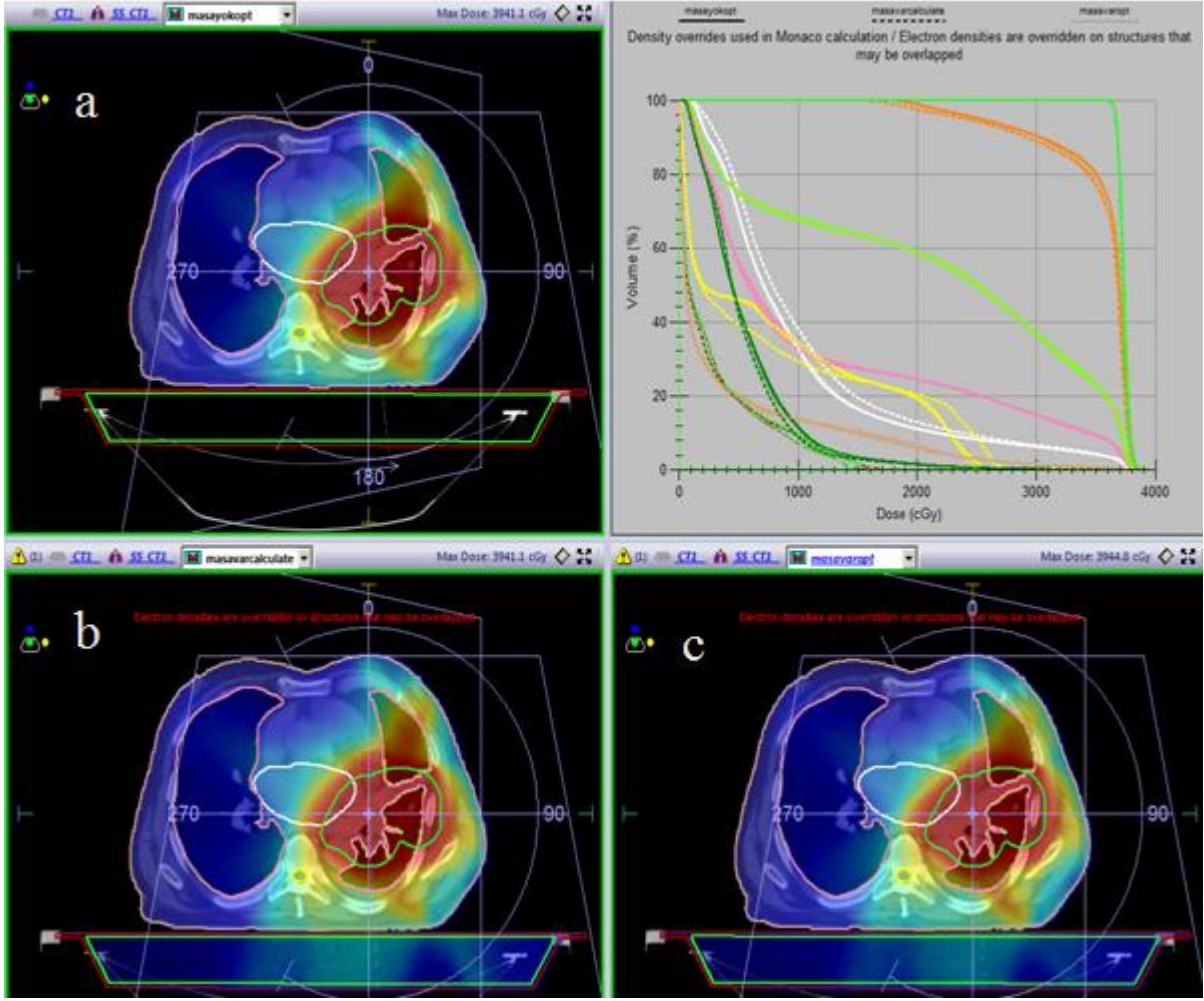
Akciğerde PTV'de elde edilen  $D_{ort}$  değeri bakımından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına ( $p=0.089$ ) rağmen, yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.034$ ).

Doz dağılımlarında tüm akciğer volümüne ait V20 değeri M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına ( $p=0.426$ ) rağmen, yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.049$ ).

Yine benzer şekilde kalp için  $D_{ort}$  değerleri bakımından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına ( $p=0.091$ ) rağmen, yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M+opt planlamalarından elde edilen sonuçlar arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Medulla spinalis  $D_{maks}$  dozları açısından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0.497$ ).

Akciğerde HI ve CN ile MU ve SS değerleri incelendiğinde ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.174, p=0.054, p=0.71, p=0.161$ ).



Şekil 30. Bir akciğer kanseri tanı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar

### Prostat Kanseri

Tablo 11. PTV için V95 değerleri

HASTA	PTV V95		
	M-	M+	M+opt
1	97,7	96,6	95,8
2	100,8	99,8	97,4
3	98,7	97,4	98,6
4	97,9	96,3	95,2
5	99,1	97,7	97,1

**Tablo 12. PTV için V100 değerleri**

HASTA	PTV V100		
	M-	M+	M+opt
1	82,4	82,4	79,8
2	96,0	94,8	111,5
3	92,9	91,8	93,3
4	89,1	87,9	86,6
5	87,0	85,4	87,3

**Tablo 13. PTV’de elde edilen D<sub>maks</sub>, D<sub>min</sub> ve D<sub>ort</sub> değerleri**

HASTA	PTV								
	M-			M+			M+opt		
	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>
1	107,6	82,4	101,2	106,9	82,4	100,2	107,4	79,8	99,7
2	107,9	96,0	102,9	107,2	94,8	102,1	103,8	94,3	99,4
3	107,4	92,9	101,4	106,1	91,8	100,2	107,9	93,3	101,3
4	107,4	89,1	101,1	106,4	87,9	99,9	108,4	86,6	100,1
5	107,7	87,0	101,6	106,1	85,4	100,2	107,6	87,3	100,6

**Tablo 14. Rektum V47 değerleri**

HASTA	Rektum V47		
	M-	M+	M+opt
1	25,64	24,99	24,11
2	31,37	31,05	29,86
3	15,74	15,37	15,27
4	44,89	43,58	45,29
5	61,25	60,26	66,41

**Tablo 15. Rektum V70 değerleri**

HASTA	Rektum V70		
	M-	M+	M+opt
1	0	0	0
2	12,36	11,79	9,36
3	4,27	3,83	4,43
4	13,57	11,98	10,30
5	0	0	0

**Tablo 16. Mesane V47 değerleri**

HASTA	Mesane V47		
	M-	M+	M+opt
1	39,17	38,86	39,89
2	26,95	26,82	26,95
3	10,96	10,68	11,30
4	34,33	33,72	40,83
5	43,15	42,44	42

**Tablo 17. Mesane V70 değerleri**

HASTA	Mesane V70		
	M-	M+	M+opt
1	0	0	0
2	6,49	6,28	5,51
3	2,87	2,80	2,94
4	8,99	8,54	7,71
5	0	0	0

**Tablo 18. Sağ Femur için D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Sağ Femur D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	83,78	83,37	84,46
2	60,70	60,77	52,73
3	36,34	36,16	40,73
4	37,37	38,32	44,12
5	59,64	59,74	56,85

**Tablo 19. Sol Femur için D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Sol Femur D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	64,42	64,55	64,01
2	52,46	51,97	53,32
3	34,13	34,61	37,77
4	44,04	43,81	39,46
5	71,95	71,73	64,04

**Tablo 20. HI ve CN değerleri**

HASTA	HI-CN					
	M-		M+		M+opt	
	HI	CN	HI	CN	HI	CN
1	1,06	0,78	1,07	0,59	1,07	0,50
2	1,04	0,80	1,04	0,82	1,04	0,30
3	1,06	0,79	1,06	0,53	1,06	0,77
4	1,06	0,89	1,07	0,54	1,10	0,54
5	1,05	0,84	1,05	0,33	1,06	0,67

**Tablo 21. MU ve Segment değerleri**

HASTA	MU-SEGMENT					
	M-		M+		M+opt	
	MU	SS	MU	SS	MU	SS
1	814	124	814	124	810	120
2	670	120	670	120	613	122
3	748	118	748	118	779	124
4	505	144	505	144	521	144
5	869	116	869	116	809	117

**Tablo 22. Prostat kanseri tanımlı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları**

Prostat Kanseri		M- (AO±SD)*	M+ (AO±SD)	M+opt (AO±SD)	p
PTV	V95	98,84±1,23	97,56±1,37	96,82±1,34	<b>0,015*</b>
	V100	89,48±5,25	88,46±4,94	91,70±12,05	0,368
	Dmaks	107,60±0,21	106,54±0,49	107,02±1,83	0,074
	Dmin	89,48±5,25	88,46±4,64	88,26±5,85	0,218
	Dort	101,64±0,73	100,52±0,89	100,22±0,75	<b>0,022*</b>
Rektum	V47	35,77±17,71	35,05±17,41	36,18±20,12	0,489
	V70	6,04±6,57	5,52±6,01	4,81±4,93	0,208
Mesane	V47	30,91±12,68	30,05±12,54	32,19±13,17	0,076
	V70	3,67±3,99	3,52±3,81	3,23±3,39	0,208
Femur Başları Dmaks	Sağ	55,56±19,61	55,67±19,31	55,77±17,28	0,819
	Sol	53,40±15,2	53,33±15,06	51,72±12,75	0,459
HI		1,05±0,01	1,05±0,01	1,06±0,02	0,082
CN		0,82±0,04	0,56±0,17	0,55±0,17	0,076
MU		721,20±141,89	721,2±141,89	706,40±131,93	0,473
SS		124,40±11,34	124,4±11,34	125,40±10,71	0,368

\* p<0,05 istatistiksel yönden anlamlı fark



Prostat kanseri tanılı hasta grubunda PTV için V95 değerleri açısından M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuş olup ( $p=0.015$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamalar arasında ve M- ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla  $p=0.043, 0.043$ ).

PTV'de elde edilen  $D_{maks}$  değerleri için M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.074$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0.042$ ).

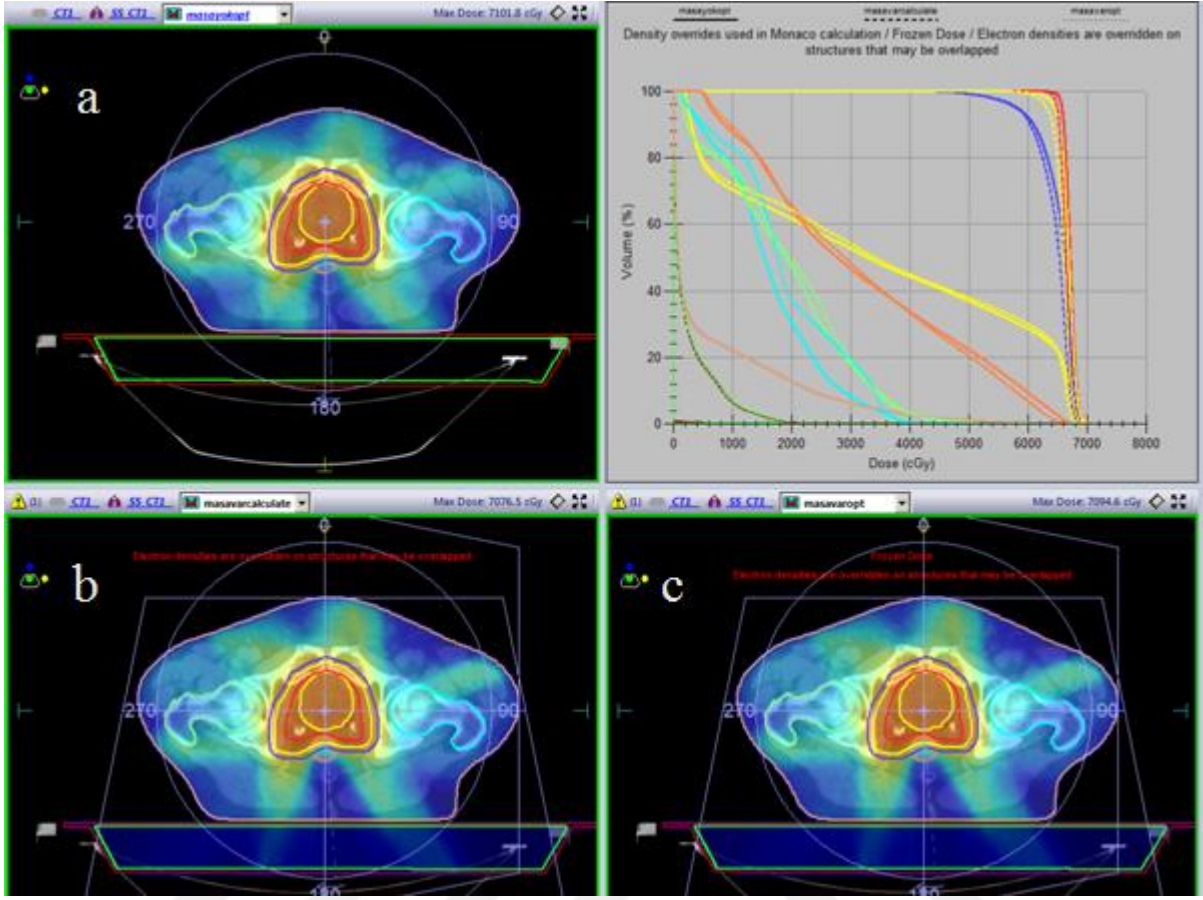
$D_{min}$  değerleri için M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.218$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0.019$ ).

$D_{ort}$  değerleri için ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olup ( $p=0.022$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- arasında ve M+opt ile M- arasında istatistiksel yönden anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla  $p=0.042, 0.042$ ).

Rektum için alınan V47 değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.489$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.018$ ).

Mesane için V47 değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.076$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Tüm planlamalarda elde edilen HI, CN, MU ve SS değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, ikili değerlendirmelerden sadece CN değerinde M- ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).



Şekil 31. Bir prostat kanseri tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar

### Baş-Boyun Kanseri

Tablo 23. PTV için V95 değerleri

HASTA	PTV V95		
	M-	M+	M+opt
1	94,8	93,5	96,3
2	100,0	99,3	104,0
3	95,8	92,7	95,3
4	97,0	96,4	96,9
5	101,0	100,0	101,0

**Tablo 24. PTV için V100 değerleri**

HASTA	PTV V100		
	M-	M+	M+opt
1	85,9	84,8	86,6
2	83,8	84,4	90,1
3	88,9	85,7	86,5
4	89,2	87,9	87,4
5	97,4	97,3	97,0

**Tablo 25. PTV’de elde edilen D<sub>maks</sub>, D<sub>min</sub> ve D<sub>ort</sub> değerleri**

HASTA	PTV								
	M-			M+			M+opt		
	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>
1	107,4	85,9	95,5	105,2	84,8	98,3	105,8	86,6	100,0
2	112,5	83,8	103,1	110,0	84,4	102,4	114,6	90,1	107,1
3	106,8	88,9	99,1	102,6	85,7	95,9	107,4	86,5	99,1
4	106,7	89,2	100,0	106,3	87,9	100,0	107,3	87,4	100,9
5	110,2	97,4	104,0	109,5	97,3	102,8	110,5	97,0	103,3

**Tablo 26. Medulla Spinalis D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Medulla spinalis D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	3354,4	3319,3	3386,1
2	2962,2	3031,5	3032,7
3	3059,1	3159,1	3052,8
4	3413,1	3374,1	3458,1
5	3197,3	3147,1	3094,6

**Tablo 27. Sağ Parotis D<sub>ort</sub> değerleri (cGy)**

HASTA	Sağ Parotis D <sub>ort</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	1896,4	1886,1	1915,1
2	2271,0	2257,1	2275,1
3	2194,6	2153,1	2099,2
4	1869,6	1857,6	1874,6
5	1809,0	1777,0	1777,1

**Tablo 28. Sol Parotis D<sub>ort</sub> değerleri (cGy)**

HASTA	Sol Parotis D <sub>ort</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	2218,1	2207,1	2169,4
2	2213,2	2191,2	2083,7
3	2144,5	2092,7	2018,8
4	2274,5	2254,1	2322,8
5	1954,3	1953,8	2011,1

**Tablo 29. Beyin sapı D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Beyin sapı D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	3525,0	3468,9	4392,7
2	4178,9	4166,8	4366,0
3	4061,0	4051,8	3215,0
4	3872,6	3849,5	4081,1
5	3041,2	3057,7	3156,7

**Tablo 30. HI ve CN değerleri**

HASTA	HI - CN					
	M-		M+		M+opt	
	HI	CN	HI	CN	HI	CN
1	1,09	0,48	1,09	0,27	1,07	0,57
2	1,06	0,73	1,06	0,74	1,06	0,60
3	1,06	0,33	1,06	0,00	1,07	0,34
4	1,07	0,69	1,07	0,60	1,07	0,71
5	1,05	0,63	1,05	0,66	1,05	0,58

**Tablo 31. MU ve Segment değerleri**

HASTA	MU-SEGMENT					
	M-		M+		M+opt	
	MU	SS	MU	SS	MU	SS
1	559	122	559	122	617	138
2	866	210	866	210	999	218
3	952	206	952	206	1119	217
4	553	134	553	134	546	136
5	961	204	961	204	974	213

**Tablo 32. Baş-boyun kanseri tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları**

<b>Baş-Boyun Kanseri</b>		<b>M- (AO±SD)*</b>	<b>M+ (AO±SD)</b>	<b>M+opt (AO±SD)</b>	<b>p</b>
<b>PTV</b>	<b>V95</b>	97,72±2,67	96,38±3,29	94,14±3,67	<b>0,048*</b>
	<b>V100</b>	89,04±5,17	88,02±5,36	89,52±4,42	0,449
	<b>Dmaks</b>	108,72±2,54	106,72±3,08	109,12±3,5	<b>0,015*</b>
	<b>Dmin</b>	89,04±5,14	88,02±5,36	89,52±4,42	0,449
	<b>Dort</b>	100,34±3,39	99,88±2,88	102,08±3,21	0,066
<b>Parotis Dort</b>	<b>Sağ</b>	2008.12±209.28	1986.18±207.10	1988.22±198.39	0.091
	<b>Sol</b>	2160.92±124.36	2139.78±119.43	2121.16±129.40	0.564
<b>Medulla Spinalis Dmaks</b>		3197,22±190,8	3206,22±138,93	3204,86±201,18	0,952
<b>Beyin Sapı Dmaks</b>		3735,74±406,75	3718,94±455,02	3842,3±611,91	0,698
<b>HI</b>		1,06±0,01	1,06±0,01	1,06±0,01	1,000
<b>CN</b>		0,57±0,16	0,45±0,31	0,56±0,13	0,819
<b>MU</b>		778,20±206,21	778,20±206,21	851,00±253,29	0,097
<b>SS</b>		175,20±43,35	175,20±43,35	184,4±43,31	<b>0,007*</b>

\* p<0,05 istatistiksel yönden anlamlı fark

Baş-boyun kanseri tanısı almış tüm hasta grubunda PTV için V95 değerleri incelendiğinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur (p=0.048). Ayrıca yapılan ikili kıyaslamalarda da M+ ile M- planlamalar ve M+ ile M+opt planlamalar arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark elde edilmiştir (sırasıyla p=0.043, 0.035).

PTV için V100 değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamış (p=0.449) olup, ayrıca yapılan ikili kıyaslamalarda da istatistiksel yönden anlamlı bir bulunmamıştır (sırasıyla p=0.138, 0.893, 0.225).

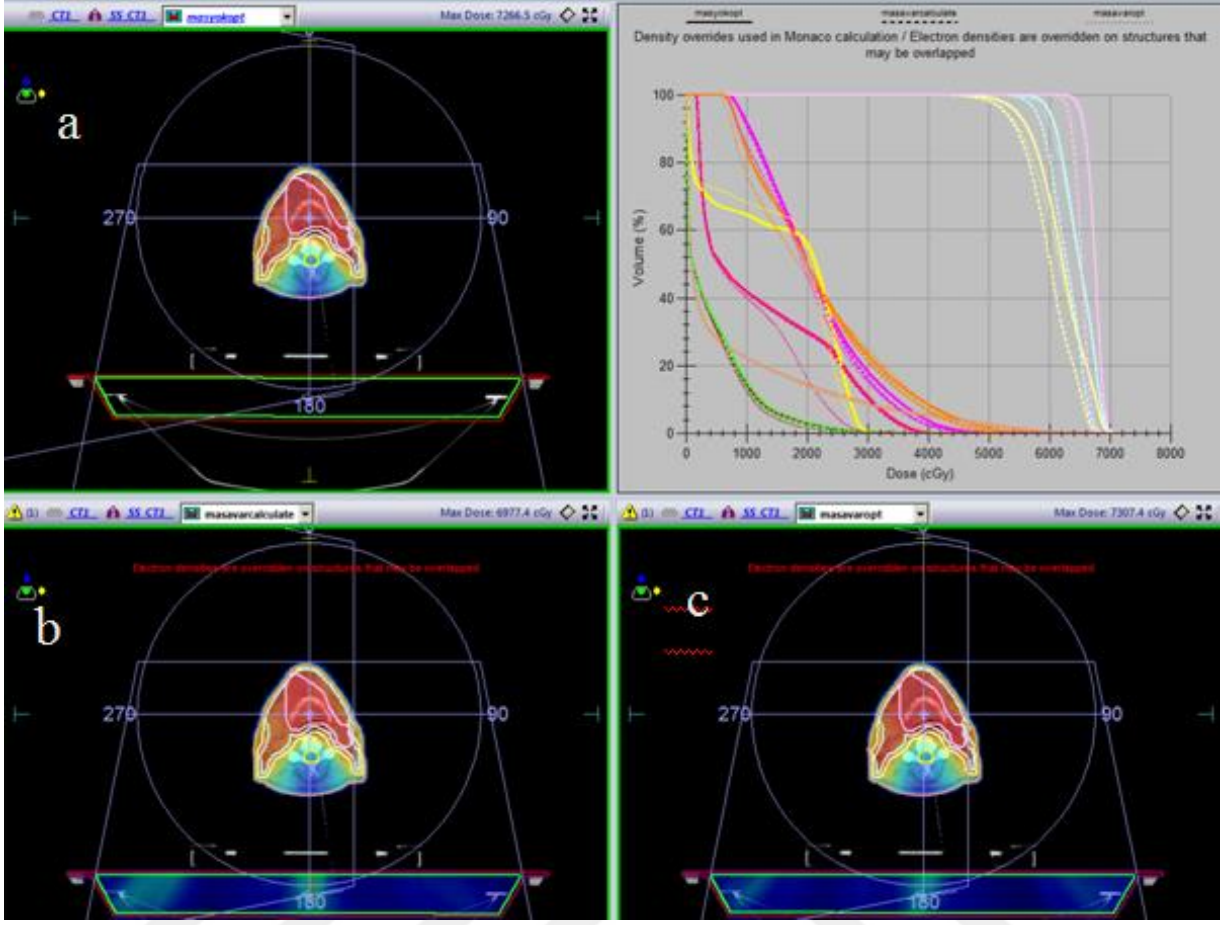
PTV için  $D_{maks}$  değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olup ( $p=0.015$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda da M+ ile M- arasında ve M+ ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark elde edilmiştir (sırasıyla  $p=0.043, 0.042$ ).

PTV için  $D_{min}$  değerlerinde ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmazken ( $p=0.449$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda da tüm değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla  $p=0.138, 0.893, 0.225$ ).

PTV için  $D_{ort}$  değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.066$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M+opt planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Sağ parotis  $D_{ort}$  dozunda üç farklı planlamadan elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.091$ ), ikili karşılatırmada M+ ile M- planlamalardan elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ). Sol parotis  $D_{ort}$  değerinde ise yine benzer şekilde üç farklı planlamada anlamlı bir fark bulunmazken ( $p=0,564$ ), ikili karşılaştırmada M+ ile M- planlama sonuçları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark elde edilmiştir ( $p=0.043$ ).

Tüm planlamalardan elde edilen HI, CN ve MU değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmazken, SS değerleri açısından her üç plan arasında anlamlı bir fark saptanmıştır ( $p=0,007$ ). SS için yapılan ikili kıyaslamalarda ise M+ ile M+opt ve M-ile M+opt planlamalarından elde edilen değerler arasında anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla  $p=0.043, 0.043$ ).



Şekil 32. Baş-boyun kanseri tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar

### Beyin metastazı hastaları

Tablo 33. PTV için V95 değerleri

HASTA	PTV V95		
	M-	M+	M+opt
1	100,7	100,4	100,4
2	95,7	94,7	95,6
3	95,3	92,4	94,7
4	96,6	93,3	95,8
5	99,7	95,4	100,7

**Tablo 34. PTV için V100 değerleri**

HASTA	PTV V100		
	M-	M+	M+opt
1	87,7	87,9	88,8
2	88,6	86,3	88,9
3	90,7	87,1	89,1
4	91,3	88,5	91,5
5	94,3	90,1	94,3

**Tablo 35. PTV’de elde edilen D<sub>maks</sub>, D<sub>min</sub> ve D<sub>ort</sub> değerleri**

HASTA	PTV								
	M-			M+			M+opt		
	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>	D <sub>maks</sub>	D <sub>min</sub>	D <sub>ort</sub>
1	110,7	87,7	104,9	110,7	87,9	104,8	110,9	88,7	104,5
2	106,1	88,5	100,0	105,4	86,3	99,5	105,5	88,9	99,9
3	108,3	90,7	100,0	104,0	87,0	97,3	105,9	89,1	99,5
4	105,1	91,3	100,3	101,8	85,5	97,4	105,8	91,5	100,2
5	107,4	94,3	102,5	102,9	90,0	98,2	108,6	94,2	103,7

**Tablo 36. Sol lens D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Sol lens D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	20,6	35,0	11,4
2	391,0	384,7	373,5
3	557,6	576,9	563,7
4	478,3	478,4	473,6
5	580,7	570,7	578,0

**Tablo 37. Sağ lens D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Sağ lens D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	10,8	10,2	10,4
2	382,1	387,9	374,0
3	577,2	582,3	593,9
4	498,4	491,6	499,6
5	569,2	593,9	557,0



**Tablo 38. Sol göz  $D_{maks}$  değerleri**

HASTA	Sol göz $D_{maks}$		
	M-	M+	M+opt
1	28,0	36,5	28,2
2	742,2	738,3	757,9
3	1862,4	1831,8	1723,7
4	1921,6	1862,0	1861,4
5	2342,5	2290,9	2322,1

**Tablo 39. Sağ göz  $D_{maks}$  değerleri**

HASTA	Sağ göz $D_{maks}$		
	M-	M+	M+opt
1	31,4	42,7	48,0
2	652,3	633,5	620,2
3	2181,4	2159,8	2334,5
4	2039,0	2069,3	2045,9
5	2463,1	2417,9	2397,7

**Tablo 40. Optik sinir  $D_{maks}$  değerleri**

HASTA	Optik sinir $D_{maks}$		
	M-	M+	M+opt
1	27,4	25,8	25,7
2	3044,1	3005,5	2972,4
3	3143,1	3071,8	2998,3
4	3103,7	3034,2	2936,7
5	2915,3	2860,9	3071,1

**Tablo 41. Beyin sapı  $D_{maks}$  değerleri**

HASTA	Beyin sapı $D_{maks}$		
	M-	M+	M+opt
1	11,2	11,3	12,0
2	3185,3	3165,5	3208,0
3	3060,8	2931,0	3014,1
4	3342,2	3208,2	3322,7
5	3046,6	2952,2	3047,6

**Tablo 42. Optik kiazma D<sub>maks</sub> değerleri**

HASTA	Optik kiazma D <sub>maks</sub>		
	M-	M+	M+opt
1	24,3	23,1	23,6
2	3087,3	3081,2	3087,7
3	3255,4	3210,4	3253,7
4	3208,0	3226,1	3288,6
5	3140,6	3084,6	3223,3

**Tablo 43. HI ve CN değerleri**

HASTA	HI - CN					
	M-		M+		M+opt	
	HI	CN	HI	CN	HI	CN
1	1,07	0,86	1,08	0,87	1,08	0,87
2	1,08	0,64	1,08	0,52	1,07	0,59
3	1,10	0,17	1,10	0,16	1,10	0,13
4	1,06	0,63	1,07	0,04	1,08	0,57
5	1,05	0,80	1,05	0,10	1,06	0,69

**Tablo 44. MU ve segment değerleri**

HASTA	MU-SEGMENT					
	M-		M+		M+opt	
	MU	SS	MU	SS	MU	SS
1	716	112	716	112	721	113
2	876	145	876	145	927	145
3	816	110	816	110	812	106
4	897	129	897	129	857	131
5	760	119	760	119	829	121

**Tablo 45. Beyin metastazı tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları**

Beyin Metastazı		M- (AO±SD)*	M+ (AO±SD)	M+opt (AO±SD)	P
PTV	V95	97,60±2,44	95,24±3,11	97,44±2,87	<b>0,021*</b>
	V100	90,53±2,57	87,98±1,43	90,52±2,39	0,074
	D <sub>maks</sub>	107,52±2,15	104,96±3,47	107,34±2,35	<b>0,036*</b>
	D <sub>min</sub>	90,50±2,59	87,34±1,73	90,48±2,36	0,074
	D <sub>ort</sub>	101,54±2,15	99,44±3,12	101,56±2,34	<b>0,041*</b>
Lens D <sub>maks</sub>	Sağ	407,54±235,17	413,18±240,02	406,98±236,84	1,000
	Sol	405,64±227,75	409,16±223,39	400,04±232,16	0,247
Göz D <sub>maks</sub>	Sağ	1473,44±1067,03	1464,64±1057,15	1489,26±1081,90	0,640
	Sol	1379,34±960,09	1351,90±932,6	1338,66±927,80	0,261
Optik Sinir D <sub>maks</sub>		2446,72±1355,18	2399,64±1329,41	2400,84±1328,65	0,074
Beyin Sapı D <sub>maks</sub>		2529,22±1412,62	2453,64±1370,9	2520,88±1408,03	0,074
Optik Kiazma D <sub>maks</sub>		2543,12±1409,51	2525,08±1400,29	2575,38±1428,51	0,074
HI		1,07±0,01	1,07±0,01	1,07±0,01	0,338
CN		0,62±0,27	0,33±0,35	0,57±0,27	0,196
MU		813±76,24	813±76,24	829±74,73	0,455
SS		123±14,37	123±14,37	123,20±15,33	0,368

\* p<0,05 istatistiksel yönden anlamlı fark

Beyin metastazına sahip hasta grubunda PTV için V95 değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olup (p=0.021), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamalardan elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur (p=0.043).

PTV için V100 değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.449$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M+opt planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur (sırasıyla  $p=0.043$ ).

PTV için  $D_{maks}$  değerlerinde ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunurken ( $p=0.036$ ), yapılan ikili kıyaslamalardan M+ ile M+opt planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

PTV için  $D_{min}$  değerlerinde ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.074$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

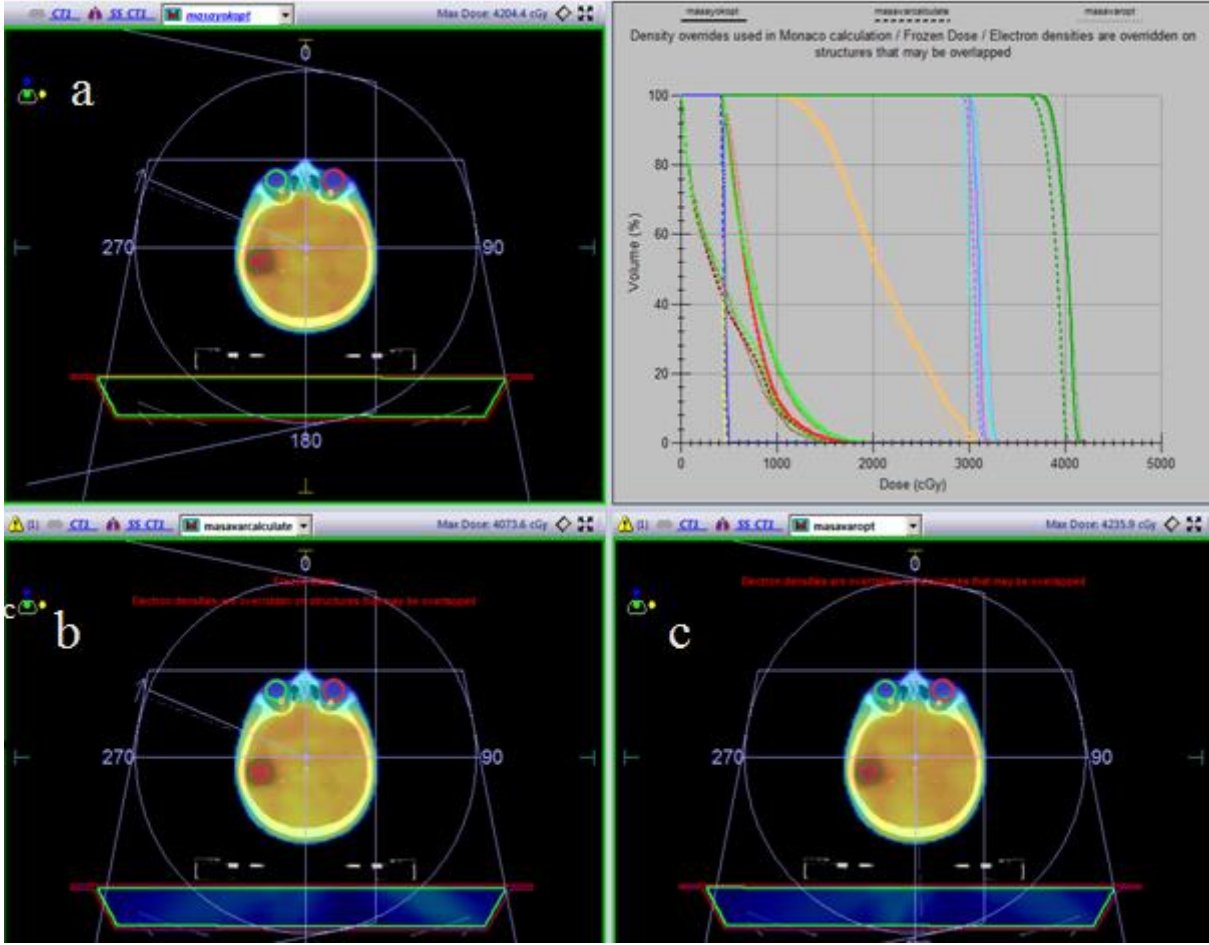
PTV için  $D_{ort}$  değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olup ( $p=0.041$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı fark saptanmıştır ( $p=0.043$ ).

Optik sinir  $D_{max}$  dozunda M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.074$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M- planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Beyin sapı  $D_{max}$  değerlerinde M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.074$ ), yapılan ikili kıyaslamalarda M+ ile M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Optik kiazma  $D_{max}$  değerlerinde ise M+, M- ve M+opt planlamaları arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark olmamasına rağmen ( $p=0.074$ ), yapılan ikili kıyaslamalarında M+ ile M+opt planlamalarından elde edilen değerler arasında istatistiksel yönden anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p=0.043$ ).

Tüm planlamalardan elde edilen HI, CN, MU ve SS değerlerinin arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır.



**Şekil 33. Bir beyin metastazı tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar**

### **Kalite Kontrol**

M- ve M+opt olmak üzere her iki plan grubundan elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde her hastalık grubu için M- planlamaların ortalama değerleri (aritmetik ortalama/AO) belirgin şekilde %95 kabul kriteri değerinin altında sonuç vermiştir (Tablo 46, 47). Bunun aksine M+opt planlamalardan elde edilen ortama değerler ise her bir hastalık grubu için,  $\gamma$ -indeks değerlendirmesine göre %95 ve kabul kriterinin üzerinde sonuç vermiştir. Tüm hastalık gruplarının her birinde iki farklı plan arasında istatistiksel yönden anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,043$ ).

**Tablo 46. Kalite kontrol sonuçları**

Tanı	Hasta	M-	M+ opt
Akciğer	1	93,6	99,7
	2	86,8	89,9
	3	91,2	96,9
	4	90,0	99,3
	5	94,3	98,9
Prostat	1	92,2	95,8
	2	94,4	95,5
	3	94,1	98,9
	4	91,9	99,0
	5	88,1	90,3
Baş Boyun	1	90,4	94,2
	2	97,9	98,1
	3	95,0	96,5
	4	91,0	97,0
	5	89,5	90,4
Kranium	1	95,9	96,2
	2	93,5	98,5
	3	93,4	96,1
	4	95,0	96,1
	5	96,8	97,2

**Tablo 47. Kalite kontrol sonuçlarının istatistiksel değerlendirilmesi**

TANI	M- AO ± SD	M+opt AO ± SD	p
Akciğer	91.18 ± 3.00	96.94 ± 4.08	<b>0.043 *</b>
Prostat	92.14 ± 2.51	95.90 ± 3.54	<b>0.043 *</b>
Baş Boyun	92.76 ± 3.56	95.24 ± 3.05	<b>0.043 *</b>
Beyin Metastazı	94.92 ± 1.48	96.82 ± 1.04	<b>0.043 *</b>

\* p<0,05 istatistiksel yönden anlamlı fark

### Nokta Doz Ölçümü

Masa volümünün nokta doz ölçümlerinde meydana getirdiği etkinin araştırılması amacı ile yapılan ölçüm ve hesaplamalarda elde edilen değerler **Tablo 48**'de verilmiştir. Tablo incelendiğinde masa volümü ve ilgili elektron yoğunluğu değerleri TPS'ye dahil edilerek elde edilen doz dağılımlarında (masa var) tek tek her bir alana ait nokta doz değerleri ölçüm sonuçlarından ortalama %0,4 farklı sonuç vermiştir. Bu sonuçlar arasındaki en belirgin fark 120° ve 240°'de sırasıyla -%5,4 ve +%3,5 olarak bulunmuştur. TPS'de masa volümünün dahil edilmediği doz dağılımları, ölçüm sonuçlarından ortalama %5,2 farklı bulunmuştur.

**Tablo 48. Ölçüm sonuçları ile TPS'de hesaplanan doz değerleri**

Gantri açısı	Ölçüm (cGy)	TPS (cGy)		% fark	
		Masa var	Masa yok	Masa var	Masa yok
120°	62,32	65,66	64,5	-5,4	-3,5
140°	73,58	73,90	78,8	-0,4	-7,1
160°	80,28	80,03	84,0	+0,3	-4,6
180°	81,70	81,33	83,7	+0,4	-2,4
200°	80,50	81,53	86,6	-1,3	-7,6
220°	73,58	73,30	79,6	+0,4	-8,2
240°	62,70	60,53	64,8	+3,5	-3,3
			<b>ort</b>	<b>-0,4</b>	<b>-5,2</b>

## TARTIŞMA

Tüm RT süreci boyunca başarılı bir tedavi, dozun eksiksiz ve doğru bir şekilde verilmesine bağlıdır. Tedavi sırasında hastada meydana gelmesi beklenen doz dağılımı, TPS’de BT kesitleri üzerinden sanal olarak planlanır. Hedef volüm ve riskli organlar için dozlar uygun görüldükten sonra tedavi aşamasına geçilir. Işınlama sırasında ışın alan içinde kalan (cilde giriş yapmadan önce ışının içinden geçtiği) masa veya immobilizasyon araçları gibi aparatların TPS’de modellenmeden doz hesaplamalarına sonradan katılması oldukça güçtür. Son yıllarda gelişmiş cihazlar ile birlikte sıklıkla tercih edilen IMRT ve VMAT gibi ileri tedavi tekniklerinde, her bir alt alandan (segmetten) verilen dozların oldukça düşük olması nedeniyle, ışının giriş yolu üzerindeki aparatların hastada cilt dozu artışına, hedef volüm dozunda azalmaya ve kritik organlardaki doz dağılımında değişimler meydana getirdiği belirtilmektedir (1,40,41). Hatta Amerikan Medikal Fizik Birliği (*American Association of Physicists in Medicine/AAPM*) bu konuda bir rapor yayınlamış ve raporunda farklı tipteki immobilizasyon araçlarının ve karbon fiber masanın farklı enerjilerdeki X-ışınları için dozu azaltma oranları ve doz dağılımında etkili olan bu aparatların TPS’de modellenmesi gibi parametreler için öneriler yayınlamıştır (41).

Çalışmamızda farklı lokalizasyonlardaki hedef hacimlerin doz hesaplamalarında karbon fiber masanın meydana getirdiği etkinin araştırılması amaçlanmıştır. Akciğer, prostat, baş-boyun kanseri ve beyin metastazı tanısı almış dört farklı lokalizasyonda yer alan hedef hacim ışınlamalarında, tedavi masası önce doz dağılımına ilave edilmeyerek planlama yapılmış, daha sonra masa volümü ilave edilerek doz dağılımı yeniden hesaplatılmış ve son olarak masa volümünün ilave edilmesini takiben optimizasyon da yapılarak elde edilen üç



farklı doz dağılımında hedef ve riskli organlardaki doz değişimleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca TPS’de hesaplatılan her bir doz dağılımında, masanın doz dağılımına olan etkisinin QA ölçüm sonuçlarını değiştirip değiştirmediği incelenmiş ve son olarak masanın absorbe doza olan etkisi incelenmiştir.

### **DOZ DAĞILIMLARI**

Akciğer kanseri tanısı almış grupta hedef volüme (PTV) ait doz değişimleri incelendiğinde, V100 değerinde tüm hastalarda anlamlı bir fark gözlenmezken, masa dahil edilmemiş plana sadece masa volümü ilave edildiğinde V95 değeri anlamlı şekilde değişim göstermiştir (p=0,017). Masanın varlığı ile birlikte optimizasyon yaptırıldığında da elde edilen doz değişimi anlamlıdır (p=0,031). Dozun %95’ini alan PTV volümü masanın varlığında anlamlı şekilde düşmektedir. Masanın TPS’de optimizasyona dahil edilmesi, bir başka deyişle dozu azaltıcı etkisinin TPS’de göz önüne alınarak doz dağılımlarının ona göre hesaplanması sayesinde, istenilen dozu alan PTV volümü artmıştır. Hedef volüme ait  $D_{maks}$ ,  $D_{min}$  ve  $D_{ort}$  incelendiğinde  $D_{ort}$  değerinde anlamlı bir değişim gözlenmiştir (p=0,022). Masanın hedef volümdeki ortalama dozu azaltıcı etkisinin V95’e benzer şekilde anlamlı olduğu, bir başka deyişle masa modellemesi yapılmadığı takdirde  $D_{ort}$  değerinin gerçekte olduğundan anlamlı şekilde düşük hesaplandığı görülmüştür. Masa modellemesine ilave olarak optimizasyon yapıldığında ise PTV’deki  $D_{ort}$  anlamlı şekilde artmıştır.

Prostat kanserine sahip hastalarda hedef volüm (PTV) dozlarına bakıldığında ise, yine V95 ve  $D_{ort}$  değerleri anlamlı şekilde değişim göstermiştir (sırasıyla p=0,015 ve p=0,022). Diğer hedef volüm dozlarında ise (V100,  $D_{maks}$  ve  $D_{min}$ ) anlamlı değişim gözlenmemiştir.

Baş-boyun kanseri tanılı hasta grubunda ise V95 ve  $D_{maks}$  değerleri anlamlı şekilde değişim gösterirken (sırasıyla p=0,048 ve p=0,015),  $D_{ort}$  değeri için sadece masa dahil edilen plan ile, masanın optimizasyona dahil edildiği plan arasında anlamlı fark bulunmuştur (p=0,043). Masanın dahil olmadığı planda  $D_{maks}$  değeri gerçekte olduğundan anlamlı şekilde daha yüksek bulunmaktadır. Diğer hedef volüm dozlarında (V100 ve  $D_{min}$ ) anlamlı değişim gözlenmemiştir.

Beyin metastazına sahip hasta grubunda ise hedef volüm dozlarından yine benzer şekilde V95,  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  dozlarında anlamlı değişim gözlenirken (sırasıyla p=0,021, p=0,036 ve p=0,041), V95 değeri masanın optimizasyona dahil edilmesi sayesinde artmış,  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  değerleri ise masanın dahil olmadığı planda gerçekte olduğundan daha yüksek bulunmuştur. Diğer hedef volüm dozlarında (V100 ve  $D_{min}$ ) anlamlı bir fark gözlenmemiştir.

Tedavi planı sırasında masa volümünün ilave edilmesinin hedef volüm dozlarında meydana getirdiği etki birçok araştırmanın konusu olmuş, masanın ilave edilmediği durumlarda istenilen dozun hedef volümü daha düşük oranda kapsadığı gösterilmiştir. Örneğin Monique ve ark. (42) yaptığı çalışmada masa konturunun planlamaya ilave edilmesi sonucunda, PTV volümünü saran %95 izodozun sardığı hacmin %3 oranında düştüğü, CTV’de meydana gelen değişimlerin ise %0,1 ile %1.3 arasında değiştiği belirtilmektedir. Heng Li ve ark. (43) IMRT ve VMAT planlarında yaptıkları çalışmada ise, masanın dozu azaltıcı ekisinin yaklaşık %2 civarında olduğunu belirtmişlerdir. Duggar ve ark. (40) ise Pinnacle TPS’de yaptıkları VMAT ve SBRT tedavi planlarını iki farklı linak cihazına ait iki farklı masa için kontrol etmişler, PTV volümlerindeki doz azalma miktarının, VMAT planlarında ortalama % 12.18 SBRT planlarında ise %1.21 olarak bulmuşlardır. Yine benzer şekilde Vanetti ve ark. (44) prostat hastaları için yaptıkları VMAT planlamalarında, masa düzlemi olmadan yapılan hesaplamalardaki doz değişimlerinin klinik olarak anlamlı olduğunu ve bu etkinin özellikle düşük enerji için (6 MV) daha belirgin olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da masa volümü planlamaya dahil edildiğinde özellikle tanımlanan dozun %95’ini alan hedef volüm hacmi (V95) her bir hastalık grubunda geçerli olmak üzere, anlamlı şekilde azalmıştır. Hedef volümün diğer kriterlerinde de anlamlı değişim gözlenmiş, literatürle benzer şekilde masa modellemesi yapıldığı takdirde hedef volümde istenilen dozlara ulaşabileceği görülmüştür.

Tüm hasta gruplarında riskli organ dozlarında ise üç farklı planlama için de anlamlı bir artış veya azalma bulunmamıştır. Yani tedavi masasının doz dağılımında meydana getirdiği azalma, riskli organlar için anlamlı değildir. Aynı zamanda tedavi masasının optimizasyona dahil edilmesi veya bir başka deyişle masa modellemesi yapılması, riskli organ dozlarında belirgin farklılıklar yaratmamıştır. Pulliam ve ark. (45) prostat hastaları için yaptıkları IMRT ve VMAT planlarında masa varlığının hedef volüm dozlarında belirgin azalma meydana getirirken, rektum ve mesane gibi riskli organ volümlerindeki doz değişiminin oldukça düşük olduğunu, dozların her durumda klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, ancak yine de göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmişlerdir.

Tüm hasta gruplarında HI değerlerine bakıldığında, hiç birinde anlamlı bir sonuç görülmemekle birlikte, her gruba ait üç farklı planlamada da elde edilen HI değerlerinin hemen hemen aynı olduğu görülmektedir. HI değerleri PTV’nin %95’inin aldığı dozun (D<sub>95</sub>) %5’inin aldığı doza (D<sub>5</sub>) oranı olarak hesaplanmıştır. Tüm hastalarımızda PTV’nin tanımlanan dozun %95’ini alan volümü (V95) her planlamada anlamlı şekilde değişim

göstermiştir. DVH'lerde öngörülebileceği gibi V95 değiştiğinde, paralel olarak D<sub>95</sub> değerleri de değişim göstermiştir. Benzer şekilde tanımlanan dozun %5'ini alan volüm (V5) değiştiğinde, D<sub>5</sub> değeri de değişmiştir. HI değeri, D<sub>95</sub> değerinin D<sub>5</sub> değerine oranı olduğundan ve her bir planda meydana gelen dozimetrik değişim, her iki parametre için aynı olduğundan oran sabit kalmış, değişim göstermemiştir.

CN değerleri incelendiğinde ise hiçbir hastalık grubunda anlamlı değişim elde edilmemiştir. Ancak her bir hastalık grubunda değerler üç farklı doz dağılımı arasında anlamlı olmasa dahi, farklılık göstermektedir. Masanın dahil edilmediği planlarda tüm hastalık gruplarında CN değeri yüksekken yani olması gereken 1 değerine yakın iken, masa volümünün dahil edildiği ancak optimizasyon yaptırılmayan gruplarda ise CN değerleri düşmektedir. Örneğin akciğer kanseri grubundaki hastalarda M- planlarda, ortalama CN değeri 0,66 iken M+ planlamada 0,55 elde edilmiş, masanın optimizasyona dahil edildiği grupta, yani M+opt planlarda ise 0,73 değerine yükselmiştir. Benzer azalma ve artışlar diğer hastalık gruplarında da geçerlidir. CN değeri tanımlanan doz volümünün hedef volüm ile uygunluğunun, bir başka deyişle örtüşmesinin bir ölçüsüdür. Masanın dozu azaltıcı etkisi M+ planlamaların hepsinde görülmektedir. Bu durumda da referans izodoz hacmi ile sarılan PTV volümü azalmakta ve sonucunda CN değeri 1'den uzaklaşmaktadır. Masanın optimizasyona dahil edilmesi ile referans izodoz hacmi ile sarılan PTV volümü artmakta ve sonucunda plan konformalitesi de artmaktadır. VMAT planlama ile elde edilen sonuçlarda tüm hastalık grupları için toplam MU değerleri ve SS değerleri incelendiğinde, MU değerlerinin M+ ve M- planları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Her bir grup için yapılan masa volümünün dahil olmadığı M- planlamalar ile masa ilavesi ile yeniden hesaplatılarak elde edilen M+ planlamalarda, MU ve SS bakımından beklenildiği gibi farklı bir sonuç gözlenmemiştir. Çünkü çalışmamızda kullandığımız TPS, doz dağılımı yeniden hesaplarken masa volümü gibi ilave volümler ilave edilse dahi, SS ve MU değerleri ile tüm segmentleri aynı kalacak şekilde hesaplama özelliğine sahiptir. İlave edilen masa volümünün doz dağılımında meydana getirdiği etkinin tek başına gözlenebilmesi için, bu hesaplama yöntemi kullanılmış ve beklenildiği gibi SS ve MU değerleri aynı kalmıştır. Masa volümünün optimizasyona dahil edildiği planlamada ise (M+opt) MU değerleri, masanın doza olan etkisini kompanse edebilmek için çoğu lokalizasyonda artmış, ancak bu artış her bir grup için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. SS incelendiğinde ise masa volümünün olmadığı (M-) planlamalar ile masa volümü ilave edilerek yeniden hesaplatılan planlamalarda (M+), MU değerlerine benzer olarak beklenildiği gibi sonuçlar aynıdır. Ancak masa volümünün olmadığı planlamalar (M-)

ile masanın optimizasyona dahil edildiği planlamalarda (M+opt) akciğer, prostat kanseri ve beyin metastazına sahip grupta anlamlı bir fark gözlenmezken, baş-boyun kanserine sahip grupta SS anlamlı şekilde değişmiştir (p=0,007). Ayrıca masa volümünün dahil edilmediği (M-) ve edildiği (M+) iki planın, masanın optimizasyona dahil edildiği plan (M+opt) ile yapılan ikili karşılaştırmalarında da anlamlı sonuç gözlenmiştir (sırasıyla p=0.043, p=0,043). Bu durumda masa volümünün optimizasyona dahil edilmesi ile, masanın dozu azaltıcı etkisinin kompanse edilebilmesi için, dozun daha fazla alt alandan (segment) verilmesi anlamına gelmektedir.

### **KALİTE KONTROL**

Tüm hastalık grupları için masa volümü dahil edilmeden yapılan planlar (M-) ile masa volümünün optimizasyona dahil edildiği veya bir başka deyişle masanın TPS’de modellendiği planlar (M+opt), kalite kontrol amacı ile linakta ayrı ayrı ölçülmüş, TPS’de hesaplanan doz dağılımları ile  $\gamma$ -indeks kriterlerine göre karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre tüm hastalık gruplarında masa volümünün dahil edilmediği planların her biri, %95 kabul kriterinin altında kalmış ve onaylanmamıştır. Masanın modellendiği tüm planlamalarda ise  $\gamma$ -indeks kriterlerine göre kabul sınırları içinde değerler elde edilmiş ve onaylanmıştır. Fark her bir grup için istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0.043). Planlama aşamasında masa volümünün doz dağılımına dahil edilmemesi ile masanın dozu azaltıcı etkisi göz önüne alınmamış olmakta, tedavi cihazında yapılan VMAT ışınlaması sırasında ise dozlar masa volümünü geçerek detektörlere ulaştığından, ölçülen doz dağılımı ile planlanan doz dağılımı arasında belirgin bir fark olmaktadır. Örneğin; akciğer kanseri tanısına sahip hastaların planlamalarında meydana gelen değişim Tablo 47’de görüldüğü üzere, masa volümü yokken elde edilen ölçüm sonuçlarının (M-) ortalama değeri %91.18 iken, masa modellemesi yapıldığında (M+opt) bu değer %6.3 artışla %96.94’e çıkmıştır. QA ölçümlerindeki artış oranı prostat, baş-boyun kanseri ve beyin metastazına sahip hasta grubunda sırasıyla %4.1, %2.7 ve %2 olarak bulunmuştur. En belirgin fark akciğer kanseri tanısına sahip hasta grubunda meydana gelmiştir. Bunun sebebi, akciğer tedavi volümlerinin diğer lokalizasyonlara göre daha fazla inhomojen ortam (hava) içermesi ve doz dağılımlarının daha yüksek oranda değişim göstermesidir.

Masa volümünün modellemesinin doz dağılımlarında meydana getirdiği farklılık birçok araştırmacı tarafından çalışılmış, QA ölçümlerinde de belirgin artış meydana getirdiği gösterilmiştir. Örneğin Savini ve ark. (46) Varian Trilogy linak cihazı Exact IGRT masa ile

yaptıkları 5 prostat, 5 baş boyun kanserli hastanın RayStation TPS’de yapılan VMAT planlarının, masa hariç ve masa dahil olmak üzere QA ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmamıza benzer şekilde  $\pm\%3$  ve 3 mm  $\gamma$ -indeks kriterlerine göre masa modellemesi yapıldığı takdirde, QA sonuçları lokal değerlendirmede maksimum %11.2 ortalama %1.6 global değerlendirmede ise maksimum %4.4 ortalama ise %1.1 artmıştır. Bir diğer benzer çalışma ise Vanetti ve ark. (44) Varian cihazında kullanılan IGRT masanın 6 prostat hastasının doz dağılımlarında meydana getirdiği değişimin incelendiği çalışmasıdır. Çalışmalarında masa yokken elde edilen  $\gamma$ -indeks değerlendirme sonuçlarının ortalaması %92,4 iken, masa volümünün dahil edilmesi ile bu oran %94,9’a çıkmıştır. Masa volümünün planlama sırasında doz dağılımlarına dahil edilmediği takdirde, doz dağılımlarında anlamlı ölçüde hatalar meydana geldiğini belirtmişlerdir. Prooijen ve ark. (48) çalışmalarında ise, dört farklı masanın (iBeam evo, Sinmed Mastercouch, Varian flatpanel and Varian unipanel with t-bar) prostat hastası VMAT doz dağılımlarında meydana getirdiği etki araştırılmıştır. Çalışmamıza benzer olarak iBeam evo masanın QA sonuçlarına etkisi incelendiğinde, masa dahil değilken %96 bulunan  $\gamma$ -indeks değeri, masanın TPS’de modellenmesi sonucunda %99’a çıkmıştır. Literatürlere benzer olarak çalışmamızda da tüm hastalık gruplarında masa volümü yok iken yapılan planlamaların QA sonuçları kabul kriteri olan %95’in altında elde edilirken, masa volümünün planlamaya dahil edilerek optimizasyon yaptırılması sonucunda elde edilen planlamaların QA sonuçları anlamlı şekilde artmıştır.

### **NOKTA DOZ ÖLÇÜMÜ**

Ölçümler, içerisine iyon odası yerleştirilmiş IMRT fantom ile yapılmıştır. TPS’de masa volümünün doğru bir şekilde modellenip, hesaplamaya doğru bir şekilde dahil edildiğinin kontrol edilmesi amacı ile, TPS’de elde edilen doz değerleri aynı koşullardaki absolut ölçüm sonuçları ile karşılaştırılmış ve aradaki farklar değerlendirilmiştir. TPS’de masa volümü konturu ve elektron yoğunluğu değerleri girilerek hesaplatılan doz dağılımlarındaki değerler ile, absolut doz ölçüm sonuçları arasında ortalama %0.4 fark bulunmuştur. Masa modellemesi yapılmadığı zaman ortalama % 5.2’dir (Tablo 48). Masa modellemesi yapıldığında masanın arka alan ( $180^\circ$ ) ve arka oblik açılarının çoğunda ( $140^\circ$  ve  $220^\circ$  ile arasındaki tüm açılarda) ortalama fark değeri %0.1’e kadar düşmektedir. Sadece tedavi masasının yan kısımlarına gelen  $120^\circ$  ve  $240^\circ$ ’lerde bu fark oldukça yüksek bulunmuştur (sırasıyla  $-\%5.4$  ve  $+\%3.5$ ) (Tablo 48, Şekil 29). Hesaplanan ve ölçülen dozlar arasında en yüksek farkı veren bu iki arka oblik açıda ışın huzmesinin masanın içinde katettiği mesafe,

diğer arka ışınlama açılarında katettiğinden daha fazladır. Ayrıca bu iki açıda ışın huzmesinin IMRT fantom içinde kat ettiği mesafe, arka oblik açılardaki en uzun mesafe olduğundan, bu fark IMRT fantomun konumundaki set-up hatalarından meydana gelmiş olabilir. Benzer şekilde McCormack ve ark. (13) masa düzleminin dozu azaltıcı etkisini araştırdıkları çalışmalarında, masanın hastaya göre konumuna bağlı olarak farklı açılardaki doz değişimlerine bakmışlardır. Arka alanda masa nedeniyle meydana gelen dozdaki azalma değeri %2.2 olurken, 70° gibi arka oblik alanlarda bu değer %8.7 ye kadar çıktığını bulmuşlardır. Ayrıca masa düzleminin alan içinde ne kadar kaldığı ile ilgili olarak, bu değer değiştiğini de çalışmalarında göstermişlerdir. Masa volümü TPS’de modellenmediği takdirde aynı açılarda dozda meydana gelen azalma ortalama %5.2 olurken, arka alanda (180°) bu değer %2.4 arka oblik alanda (220°) ise %8.2’ye kadar çıkmaktadır (Tablo 48). Masa düzlemi nedeniyle dozda meydana gelen azalma birçok farklı linak ve masa kombinasyonu için araştırılmış, AAPM’in TG-176 no’lu raporunda genel bir tablo halinde verilmiştir (1). Rapor incelendiğinde çalışmamıza benzer şekilde iBeam evo tedavi masası için 6 MV foton enerjisinde yapılan çalışmada, masanın dozu azaltıcı etkisi arka alanda (180°) %2.7 bulunurken, bu değer 50° arka oblik alanda %4.6 olarak bulunmuştur (1,48) Çalışmamızda da masa düzleminin aynı açılarında benzer fark değerleri bulunmuştur. Njeh ve ark. (49) ise masa modellemesinin TPS’de doğru yapıp yapılmadığını kontrol etmek amacı ile iki farklı TPS’de masanın farklı yoğunluk değerlerine karşılık doz dağılımları hesaplatmış, elde ettikleri absolut doz değerlerini ölçüm sonuçları ile karşılaştırmışlardır. TPS ile ölçüm sonuçları arasındaki fark değerlerinin en küçük olduğu masa yoğunluk değerlerini, hasta planlamalarında kullanılabilir olarak değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız Monaco TPS, doz dağılımlarında masa modellemesinin yapılabilmesi için masanın yapısını oluşturan karbon fiber yüzeyin ve iç köpük yapının elektron yoğunluğu değerleri kullanmaktadır. Sisteme girilen elektron yoğunluğu değerleri üretici firma tarafından tavsiye edilen değerlerdir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre bu kullanılan elektron yoğunluğu değerlerinde, tüm açılarda elde edilen farkların ortalaması %0,4 olarak bulunmuştur. Ortalama fark değerimizin tedavi kriterleri açısından %2’nin altında kalmasına karşın, özellikle kullanılan bu elektron yoğunluğu değerlerinde dahi 120° ve 240°’lerde oldukça yüksek fark değerleri vardır (sırasıyla -%5,4 ve +%3,5) Bunun nedeni daha önce söz edildiği gibi IMRT fantom konumundaki set-up belirsizlikleri olabilir. Yine Njeh ve ark. (50) masa atenuasyon değerlerinin açı bağımlılığını inceledikleri çalışmalarında masa ile ışın merkezi eksenindeki mesafenin artması ile, ışının daha fazla masa kalınlığından geçmesi anlamına

geldiği ve sonucunda daha yüksek atenüasyon değeri verdiğini belirtmişlerdir. Benzer şekilde Gerig ve ark. (51) iki farklı masanın TPS'de modellenmesi sonucunda meydana gelen dozların ölçüm sonuçları ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, 110° ve 130° gibi oblik aı aralıklarında fark değerlerinin %7'ye kadar çıktığını bulmuşlardır. Çalışmamızda da literatüre uygun sonuçlar bulunmuştur.



## SONUÇLAR

Çalışmamızda linak cihazında kullanılan karbon fiber masa düzleminin farklı lokalizasyonlardaki hedef hacimlerin doz dağılımlarında meydana getirdiği etkinin araştırılması amaçlanmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlar değerlendirildiğinde:

1. Yapılan VMAT planlamalarında hedef volüm dozlarında masanın dozu azaltıcı etkisinin anlamlı olduğu, aynı zamanda masa modellemesi yapıldığı taktirde hedef volümde planlanan dozlara ulaşabileceği görülmüştür.
2. Tüm hasta gruplarında tedavi masasının doz dağılımında meydana getirdiği azalma, riskli organlar için anlamlı olmayıp, aynı zamanda tedavi masasının optimizasyona dahil edilmesi de riskli organ dozlarında belirgin farklılıklar yaratmamıştır.
3. Çalışmamızda araştırdığımız HI, CN, MU ve SS gibi plana özgü değerlerde masanın etkisi anlamlı değildir.
4. Masa volümünün planlama sırasında sisteme dahil edilmemesi durumunda, özellikle VMAT planlarında hedef volüm dozlarında anlamlı bir azalma meydana gelmektedir. Bu nedenle tüm lokalizasyonlar için karbon fiber masa düzlemine ait volümler uygun elektron yoğunluğu değerleri kullanılarak doz dağılımlarına dahil edilmeli, dozlar buna göre hesaplatılmalıdır.
5. Yapılan QA değerlendirmelerinde, tüm hastalık gruplarında masa volümü yok iken yapılan planlamaların QA sonuçları kabul kriteri olan %95'in altında elde edilirken, masa volümünün planlamaya dahil edilerek optimizasyon yaptırılması sonucunda elde edilen planlamaların QA sonuçları anlamlı şekilde artmış ve  $\gamma$ -indeks testini geçmişlerdir.



6. QA sonuçlarındaki en belirgin fark değeri, akciğer kanseri tanısına sahip hasta grubunda bulunmuştur. Bunun sebebinin ise akciğer içi doz dağılımlarının diğer lokalizasyonlara göre daha fazla inhomojen ortam (hava) içermesi dolayısıyla, doz dağılımlarında daha yüksek oranda değişim göstermesi olarak öngörülmektedir.
7. Masa düzleminin TPS'de doğru olarak modellendiğinin anlaşılması amacı ile yapılan nokta doz ölçümlerinde, ortalama fark değeri %0,4 olarak bulunmuştur. Bu düşük fark değeri, masanın yapısını oluşturan karbon fiber ve köpük (foam core) yapılar için kullanılan elektron yoğunluğu değerlerinin doğruluğunu göstermektedir.

Sonuç olarak masa düzleminin doz dağılımında meydana getirdiği etkinin doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi için, masanın TPS'de modellenmesi ve bu modellemenin uygun volüm ve elektron yoğunluğu değerleri kullanılarak yapılması gerekir. TPS'de masa modellemesi dahil edilerek hesaplatılan QA değerlerinin, tedavi cihazında yapılacak QA ölçümleri ile uygunluğu test edilmelidir.

## ÖZET

Günümüzde kullanılan IMRT ve VMAT gibi ileri radyoterapi tekniklerinde yoğunluk ayarlı ışınlama yapılarak, hedef volüm ile riskli organ arasındaki kısa mesafelerde 3BKRT planlama ile elde edilemeyecek keskin bir doz düşüşü sağlanabilmektedir. Bu nedenle tedavi planlama sisteminde tersten planlama ile hesaplatılan doz dağılımlarının, linak cihazındaki gerçek ışınlama şartlarında oluşan dozlarla yüksek bir tutarlıkla örtüşmesi gerekir. Yapılan dozimetrik çalışmalarda bu modalitelerle planlanan tedaviler için, düşük atenüasyon değerine sahip olsa da, karbon fiber yapıdaki tedavi masasının ve immobilizasyon araçlarının tedavi planlama sisteminde modellenmesi önerilmektedir. Çalışmamızda masanın tedavi planlama sisteminde modellenmesinin, farklı yerleşimlerdeki tedavi volümlerinde VMAT tekniği ile yapılan planların izodoz dağılımlarına, QA ölçümlerine ve absolut nokta dozlarına olan etkisinin araştırılması amaçlandı.

Bu amaçla 5 akciğer, 5 prostat, 5 baş-boyun ve 5 beyin yerleşimli tümörde, hastaların BT-simülatör görüntülerinden tedavi planlama sisteminde rekonstrükte edilmiş olan fantomlarında önce masa modellenmeden, sonra modellenerek ve son olarak masa volümü tanımlanmış olan plan optimizasyona dahil edilerek, her olgu için üç ayrı VMAT planlama yapıldı. Aynı hastaya ait bu üç planda, hedef ve kritik organ volümlerindeki doz dağılımları karşılaştırıldı. Daha sonra masa volümünün optimizasyona dahil edildiği ve edilmediği planların, Elekta Infinity linak cihazında QA ölçümleri yapılarak, kendi planları ile tutarlılıkları değerlendirildi. Son olarak tedavi planlama sisteminde hesaplanmış nokta dozları ile tedavi cihazında aynı noktalarda ölçülen absolut dozlar karşılaştırıldı. Doz dağılımları değerlendirildiğinde, masa modellemesinin kritik organ volümlerindeki doz dağılımlarında

belirgin bir değişime yol açmadığı, ancak hedef volüm doz dağılımında anlamlı bir değişime neden olduğu bulundu. Masa modellenmeden yapılan planların QA ölçümleri kabul sınırları altında bulunurken, masa modellenmesi yapıldığı ve optimizasyona dahil edildiği zaman bu değerlerdeki tutarlığın arttığı ve  $\gamma$ -indeks testini geçtiği gözlemlendi. Masa modellemesi yapıldığı zaman tedavi planlama sisteminde hesaplatılan nokta dozlarının, tedavi cihazındaki absolut doz ölçüm sonuçları ile yüksek oranda uyumlu olduğu bulundu.

Sonuç olarak karbon fiber masanın, VMAT tedavilerinin hedef volüm doz dağılımlarında anlamlı oranda değişimler meydana getirdiği anlaşılmaktadır. Bu nedenle tüm VMAT planlamalarında masa modellemesinin kullanılması, hesaplanan dozlarda meydana gelebilecek hata oranları azaltacak, QA ölçümleri ile olan tutarlığı arttıracaktır.

**Anahtar kelimeler:** Radyoterapi, masa modellemesi, tedavi planlama, VMAT, kalite kontrol

# **INVESTIGATION OF THE EFFECT OF COUCH MODELING ON DOSE DISTRIBUTIONS AT TREATMENT PLANNING SYSTEM AND ON QUALITY ASSURANCE TESTS OF VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY**

## **SUMMARY**

In advanced radiotherapy techniques such as currently used IMRT and VMAT, intensity-modulated planning can provide a sharp dose decline that can not be achieved by 3D CRT planning, in close distances between target volume and organ at risk volumes. Therefore the dose distributions calculated by inverse planning at treatment planning system should consistently match up with those occurring at actual irradiation conditions at linac. Even though the carbon fiber couch and immobilization tools have a low attenuation value, dosimetric studies recommend modeling them in the treatment planning system for treatments planned with these modalities. Our study aimed to investigate effects of table top modeling in treatment planning system, on variously located treatment volume dose distribution plans created with VMAT modality and on their quality assurance measurements and absolute point doses.

For this purpose 5 lung, 5 prostate, 5 head-neck and 5 brain located tumors were selected and three separate VMAT plans were calculated for each of the cases, on their respective phantom reconstructed at treatment planning system from CT-simulator images of the patients: first plan before table modeling, second plan with table modeling and last plan optimised with table modeling. Planning target volume and organ at risk volume dose

distributions of these three plans of the identical patient were compared. Then the quality assurance measurements were performed at Elekta Infinity linac and the consistency of these results were evaluated with their respective plans calculated and optimised with or without table volume. Lastly, the absolute point doses measured at linac were compared with their corresponding point doses calculated at treatment planning system. The evaluation of dose distributions indicate that table top modeling did not cause a significant change on critical organ volume dose distributions but caused a significant change on target volume dose distribution. While the quality assurance measurements of the plans calculated without table modeling were under the limits of acceptance, the consistency of these values were improved and passed  $\gamma$ -index test when the table is modelled and considered in the optimisation. The point doses calculated at treatment planning system were in good agreement with the absolute dose measurements at linac, only when the table modeling was performed.

We concluded that the carbon fiber couch causes significant changes in VMAT treatment target volume dose distributions. Accordingly, the use of table modeling for all VMAT plans will reduce error rates that can occur in calculated doses, and will increase consistency with quality assurance measurements.

**Key words:** Radiotherapy, couch modelling, treatment planning, VMAT, quality assurance

## KAYNAKLAR

1. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM task group 176. Med Phys 2014;41:061501.
2. Dirican B. Radyoterapi Teknikleri. I. Ulusal Parçacık Hızlandırıcı ve Uygulama Kongresi Özet Kitabı. s 1-10, TAEK Ankara, 2001.
3. Beyzadeoğlu M. Ebruli C. Radyobioloji. Beyzadeoğlu M. Ebruli C (Editörler) Temel radyasyon onkolojisi. Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi Basımevi; 2008. s 82-92.
4. Özalpan A. Serbest radikaller. Özalpan A (Editör) Temel radyobioloji. İstanbul: Haliç Üniversitesi Yayınları; 2001. s 30-5.
5. Karagüler Z. Radyoterapide kullanılan aygıtlar ve ölçüm sistemleri. Bilge H, Gökçe ŞÇ, Özyiğit G, Yıldız OG (Editörler). Klinik ve temel radyoterapi. İstanbul. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları; 2013. s 52-3.
6. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. In: Khan FM, Gibbons JP (Eds.). Ed.5, Philadelphia PA: Lippincot Williams & Wilkins Publ; 2014; p 53-71.
7. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu: Nükleer ve radyolojik kazalar: İkitelli radyasyon kazası raporu; 1998. s 1-67.
8. Fippel M. Monte carlo dose calculation for treatment planning. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL (Eds.). New technologies in radiation oncology. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 187-207.
9. Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998;25(9):1676-84.
10. Madcalse P, Kron T, Hoban P. The Physics of Raditherapy X-Ray from Linear Accelerators. Med Phy 2002;493-505.

11. Podgorsak EB, Metcalfe P, Van Dyk J. Medical accelerators. In: Van Dyk J (Ed.) *The Modern Technology in Radiation Oncology, Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*. Wisconsin: Medical Physics Publ; 1999; ch 11,349–435.
12. Higgins DM, Whitehurst P, Morgan AM. The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. *Med Dosim* 2001;26(3):251-4.
13. McCormack S, Diffey J, Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Med Phys* 2005;32(2):483-7.
14. Poppe B, Chofor N, Rühmann A, Kunth W, Djouguela A, Kollhoff R, Willborn KC. The effect of a carbon-fiber couch on the depth-dose curves and transmission properties for megavoltage photon beams. *Strahlenther Onkol* 2007;183(1):43-8.
15. Mellenberg DE Jr. Determination of build-up region over-response corrections for a Markus-type chamber. *Med Phys* 1990;17(6):1041-4.
16. Kılıç A, Küçük N, Özkan L, Engin K. Çeşitli sabitleme araçlarının build-up ve yüzey dozuna etkilerinin belirlenmesi. *Türk Onkoloji Dergisi* 2001;16(4):179-82.
17. Bilge H. Tedavi planlama. Bilge H, Özyiğit G, Gökçe Ş (Editörler). *Temel ve klinik onkoloji*. İstanbul: Hürriyet Matbaa; 2013, s.78-80.
18. Jiang SB, Ayyangar KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Med Phys* 1998;25(5):668-75.
19. Bortfeld T, Boyer AL, Schlegel W, Kahler DL, Waldron TJ. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;30(4):899-908.
20. Webb S. *Intensity Modulated Radiation Therapy*. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001: 18.
21. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. *New technologies in radiation oncology*. Berlin Heidelberg: Springer- Verlag, 2006:187-207.
22. Halperin EC, Perez CA, Brady LW. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
23. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35(1):310-7.
24. Bree Id, van Hinsberg MG, van Veelen LR. High-dose radiotherapy in inoperable nonsmall cell lung cancer: comparison of volumetric modulated arc therapy, dynamic IMRT and 3D conformal radiotherapy. *Med Dosim* 2012;37(4):353-7.
25. Wang JZ, Li XA, D'Souza WD, Stewart RD. Impact of prolonged fraction delivery times on tumor control: a note of caution for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;57(2):543-52.
26. Animesh.. Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations. *J Cancer Res Ther* 2005;1(1):12-20.

27. Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, Ma CM. Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system. *J Appl Clin Med Phys* 2001;2(1):21-31.
28. C-M Ma, JS Li, J Deng and J Fan. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for Cyberknife Treatment Planning. *Journal of Physics*;2008:102.
29. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25(5):656-61.
30. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30(9):2455-64.
31. International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU). Prescribing, recording and reporting photon beam therapy: ICRU; 2010 Jan. Report No: 83.
32. Van't Riet A, Mak AC, Moerland MA, Elders LH, van der Zee W. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37(3):731-6.
33. Feuvret L, Noël G, Mazon JJ, Bey P. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;64(2):333-42.
34. Bedford JL, Thomas MD, Smyth G. Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14(2):4136.
35. Thompson CM, Weston SJ, Cosgrove VC, Thwaites DI. A dosimetric characterization of a novel linear accelerator collimator. *Med Phys* 2014;41(3):031713.
36. Monaco Training Guide 5.00, 2015.
37. Sauer OA, Wilbert J. Measurement of output factors for small photon beams. *Med Phys* 2007;34(6):1983-8.
38. IBA, Dose1 Therapy Dosimeter User's Guide, 2008.
39. IBA, OmniPro I'mRT System Version 1.7b, User's Guide, 2010.
40. Duggar WN, Nguyen A, Stanford J, Morris B, Yang CC. Modeling treatment couches in the Pinnacle treatment planning system: Especially important for arc therapy. *Med Dosim* 2016;41(1):34-41.
41. Kunz G, Hasenbalg F, Pemler P. Absorption measurements for a carbon fiber couch top and its modelling in a treatment planning system. In: SSRMP Annu-Sci Meet. 2009, p. 1-5.
42. Van Prooijen M, Kanesalingam T, Islam MK, Heaton RK. Assessment and management of radiotherapy beam intersections with the treatment couch. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11(2):3171.



43. Li H, Lee AK, Johnson JL, Zhu RX, Kudchadker RJ. Characterization of dose impact on IMRT and VMAT from couch attenuation for two Varian couches. *J Appl Clin Med Phys* 2011;12(3):3471.
44. Vanetti E, Nicolini G, Clivio A, Fogliata A, Cozzi L. The impact of treatment couch modelling on RapidArc. *Phys Med Biol* 2009;54(9):N157-66.
45. Pulliam KB, Howell RM, Followill D, Luo D, White RA, Kry SF. The clinical impact of the couch top and rails on IMRT and arc therapy. *Phys Med Biol* 2011;56(23):7435-47.
46. Savini A, Bartolucci F, Fidanza C, Rosica F, Orlandi G. Modeling of couch transmission in the RayStation treatment planning system. *Phys Med* 2016;32(5):735-40.
47. Van Prooijen M, Comsa DC, Islam MK, Heaton RK. VMAT delivery through couch tops: an illustration of loss of dose coverage for prostate plans. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Jun 7-12, 2015, Toronto, Canada, p.547-52.
48. Smith DW, Christophides D, Dean C, Naisbit M, Mason J, Morgan A. Dosimetric characterization of the iBEAM evo carbon fiber couch for radiotherapy. *Med Phys* 2010;37(7):3595-606.
49. Njeh CF, Parker J, Spurgin J, Rhoe E. A validation of carbon fiber imaging couch top modeling in two radiation therapy treatment planning systems: Philips Pinnacle3 and BrainLAB iPlan RT Dose. *Radiat Oncol* 2012;7:190.
50. Njeh CF, Raines TW, Saunders MW. Determination of the photon beam attenuation by the Brainlab imaging couch: angular and field size dependence. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(3):2979.
51. Gerig LH, Niedbala M, Nyiri BJ. Dose perturbations by two carbon fiber treatment couches and the ability of a commercial treatment planning system to predict these effects. *Med Phys* 2010;37(1):322-8

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### TABLolar

<b>Tablo 1.</b> PTV için V95 değerleri.....	49
<b>Tablo 2.</b> PTV için V100 değerleri.....	50
<b>Tablo 3.</b> PTV’de elde edilen $D_{maks}$ , $D_{min}$ ve $D_{ort}$ değerleri.....	50
<b>Tablo 4.</b> Toplam akciğer $D_{ort}$ değerleri .....	50
<b>Tablo 5.</b> Toplam akciğer V20 değerleri .....	50
<b>Tablo 6.</b> Kalp $D_{ort}$ değerleri .....	51
<b>Tablo 7.</b> Medulla spinalis $D_{maks}$ değerleri .....	51
<b>Tablo 8.</b> HI ve CN değerleri .....	51
<b>Tablo 9.</b> MU ve Segment sayıları .....	51
<b>Tablo 10.</b> Akciğer kanseri tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları .....	52
<b>Tablo 11.</b> PTV için V95 değerleri.....	54
<b>Tablo 12.</b> PTV için V100 değerleri.....	55
<b>Tablo 13.</b> PTV’de elde edilen $D_{maks}$ , $D_{min}$ ve $D_{ort}$ değerleri.....	55
<b>Tablo 14.</b> Rektum V47 değerleri .....	55
<b>Tablo 15.</b> Rektum V70 değerleri .....	55
<b>Tablo 16.</b> Mesane V47 değerleri.....	56
<b>Tablo 17.</b> Mesane V70 değerleri.....	56
<b>Tablo 18.</b> Sağ Femur için $D_{maks}$ değerleri .....	56
<b>Tablo 19.</b> Sol Femur için $D_{maks}$ değerleri.....	56

<b>Tablo 20.</b> HI ve CN değerleri .....	57
<b>Tablo 21.</b> MU ve Segment değerleri.....	57
<b>Tablo 22.</b> Prostat kanseri tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları .....	57
<b>Tablo 23.</b> PTV için V95 değerleri.....	59
<b>Tablo 24.</b> PTV için V100 değerleri.....	60
<b>Tablo 25.</b> PTV’de elde edilen $D_{maks}$ , $D_{min}$ ve $D_{ort}$ değerleri.....	60
<b>Tablo 26.</b> Medulla Spinalis $D_{maks}$ değerleri .....	60
<b>Tablo 27.</b> Sağ Parotis Dort değerleri (cGy) .....	60
<b>Tablo 28.</b> Sol Parotis Dort değerleri (cGy).....	61
<b>Tablo 29.</b> Beyin sapı $D_{maks}$ değerleri.....	61
<b>Tablo 30.</b> HI ve CN değerleri .....	61
<b>Tablo 31.</b> MU ve Segment değerleri.....	61
<b>Tablo 32.</b> Baş-boyun kanseri tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları .....	62
<b>Tablo 33.</b> PTV için V95 değerleri.....	64
<b>Tablo 34.</b> PTV için V100 değerleri.....	65
<b>Tablo 35.</b> PTV’de elde edilen $D_{maks}$ , $D_{min}$ ve $D_{ort}$ değerleri.....	65
<b>Tablo 36.</b> Sol lens $D_{maks}$ değerleri.....	65
<b>Tablo 37.</b> Sağ lens $D_{maks}$ değerleri .....	65
<b>Tablo 38.</b> Sol göz $D_{maks}$ değerleri.....	66
<b>Tablo 39.</b> Sağ göz $D_{maks}$ değerleri.....	66
<b>Tablo 40.</b> Optik sinir $D_{maks}$ değerleri .....	66
<b>Tablo 41.</b> Beyin sapı $D_{maks}$ değerleri.....	66
<b>Tablo 42.</b> Optik kiazma $D_{maks}$ değerleri .....	67
<b>Tablo 43.</b> HI ve CN değerleri .....	67
<b>Tablo 44.</b> MU ve segment değerleri .....	67
<b>Tablo 45.</b> Beyin metastazı tanılı hastalara ait tüm parametreler için istatistiksel değerlendirme sonuçları .....	68
<b>Tablo 46.</b> Kalite kontrol sonuçları .....	71
<b>Tablo 47.</b> Kalite kontrol sonuçlarının istatistiksel değerlendirmesi *: $p < 0.05$ istatistiksel yönden anlamlı fark.....	71
<b>Tablo 48.</b> Ölçüm sonuçları ile TPS’de hesaplanan doz değerleri.....	72

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.</b> a) Elektron tabancası ve yüksek frekanslı elektromanyetik dalga odacıklarından oluşan elektron hızlandırma tüpü. b) Modern bir lineer hızlandırıcı cihazı diyagramı .....	12
<b>Şekil 2.</b> a) Lineer akseleratör cihazı b) Seçilen radyasyonun türüne göre kolimatör sistemindeki elemanların konumlanması (5).....	14
<b>Şekil 3.</b> Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi .....	16
<b>Şekil 4.</b> Volümetrik ark terapi tekniği .....	20
<b>Şekil 5.</b> Tek ark ve sektör sayıları .....	21
<b>Şekil 6.</b> Monaco Tedavi planlama Sistemi .....	23
<b>Şekil 7.</b> $\Delta$ DM ve DTA testleri doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi: a) iki boyutlu, b) tek boyutlu (29).....	24
<b>Şekil 8.</b> Hedef volüm ve kritik organların farklı planlamalardaki kümülatif DVH'leri. Hedef volüm (batın orta hat tümörü) mavi, riskli organ volümü (böbrekler) turuncu renkte, seçilen referans izodoz ise kesikli çizgiler ile gösterilmiştir (31) .....	25
<b>Şekil 9.</b> Elekta Infinity Platform linak MLC yapısı şematik gösterimi (35).....	29
<b>Şekil 10.</b> Elekta Infinity-Lineer Hızlandırıcı Cihazı .....	30
<b>Şekil 11.</b> Karbon fiber masa.....	31
<b>Şekil 12.</b> Monaco planlama şeması .....	32
<b>Şekil 13.</b> Hedef volüm içindeki soğuk doz noktalarında sistemin çalışması için gerekli fonksiyon değerlerinin gösterimi (Target EUD) .....	33
<b>Şekil 14.</b> Serial değer fonksiyonunun DVH üzerinde etkisi .....	34
<b>Şekil 15.</b> Paralel değer fonksiyonunun DVH üzerinde etkisi.....	34
<b>Şekil 16.</b> 72 Gy doz değeri için Target Penalty kısıtlama (penalty) sayısının gösterimi .....	35
<b>Şekil 17.</b> Quadratic Overdose değer fonksiyonunun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi .....	35
<b>Şekil 18.</b> Quadratic Underdose değer fonksiyonunun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi .....	36
<b>Şekil 19.</b> Maximum Dose değer fonksiyonunun istenilen doza göre çalışmasının şematik gösterimi .....	36
<b>Şekil 20.</b> Overdose DVH değer fonksiyonunun DVH'ye etkisi .....	37
<b>Şekil 21.</b> Underdose DVH değer fonksiyonunun DVH'ye etkisi .....	37
<b>Şekil 22.</b> IMRT fantom .....	38
<b>Şekil 23.</b> Kullanılan CC04 silindirik iyon odasının özellikleri .....	39

<b>Şekil 24.</b> DOSE1 model elektrometre .....	39
<b>Şekil 25.</b> I'mRT MatriXX 2D-Array .....	40
<b>Şekil 26.</b> Bir akciğer hastası için yapılan doz değer fonksiyonlarının gösterimi .....	42
<b>Şekil 27.</b> Tüm hastalar için I'mRT MatriXX 2D-Array ile yapılan dozimetrik kalite kontrol ölçüm düzeneği .....	46
<b>Şekil 28.</b> TPS' de IMRT fantom üzerinde masanın nokta doz ölçümlerine etkisinin hesaplanması a) M+ planlama b) M- planlama .....	47
<b>Şekil 29.</b> IMRT fantom kullanılarak masanın nokta doz ölçümlerine etkisinin araştırılması..	48
<b>Şekil 30.</b> Bir akciğer kanseri tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar .....	54
<b>Şekil 31.</b> Bir prostat kanseri tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar .....	59
<b>Şekil 32.</b> Baş-boyun kanseri tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar .....	64
<b>Şekil 33.</b> Bir beyin metastazı tanılı hastaya ait üç farklı planlamadan elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması a) M- , b) M+, c) M+opt planlamalar .....	70

## ÖZGEÇMİŞ

15.07.1981 tarihinde Kırşehir’de doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Ankara ve İstanbul’da, lisans eğitimimi Trakya Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümünde tamamladım.

Birinci Yüksek Lisansımı (Tezsiz) Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ortaöğretim Fen ve Matematik Alan Eğitimi Anabilimdalı, Fizik Öğretmenliği üzerinde yaptım.

İkinci Yüksek Lisansımı (Tezli) Trakya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Bölümü, Katıhal Fiziği Anabilim dalında “Air Fonksiyonları ile Elektrik Alan Altındaki Sonsuz Kuantum Kuyusunun İncelenmesi ve Engel Potansiyellerinin Geçiş ve Yansıma Katsayıları” seminerini sunarak, “Potansiyel Engellerle Karşılaşan Bir Parçacığın Geçiş Katsayısının Hesaplanması” tezi ile bitirdim.

Özel öğretim kurumlarında Fizik Öğretmeni olarak çalıştım. Trakya Üniversitesi Edirne Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulunda Öğretim Görevlisi olarak dersler verdim.

Üçüncü Yüksek Lisansımı (Tezli) Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde, Sağlık Fiziği Anabilim Dalında “Dozimetrik Hesaplamalarda Kullanılan Formülasyonlar ” konulu seminerini sunarak, “Tedavi Planlama Sisteminde Masa Modellemesinin Doz Dağılımlarına ve Vmat Kalite Kontrol Sonuçlarına Etkisinin Araştırılması” tezi ile bitirdim.

Yabancı dilim İngilizce olup evli ve 2 çocuk annesiyim.

## **EKLER**



## Ek 1

### T.C. TRAKYAÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU Edirne, Türkiye

	PROTOKOL KODU	TÜTF-BAEK 2016/57	
	PROTOKOL ADI	Tedavi Planlama Sisteminde Masa Modellemesinin Doz Dağılımlarına ve VMAT Kalite Kontrol Sonuçlarına Etkisinin Araştırılması	
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI / ADI	Prof. Dr. M. Cem UZAL	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ		
	DESTEKLEYİCİ		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	Tek Merkez Ulusal	Çok Merkez Uluslararası
<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	<b>Karar No: 05/09</b> <span style="float: right;"><b>Tarih:23.03.2016</b></span>		
	Fakültemiz Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. M. Cem UZAL'ın sorumluluğunda yapılması planlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen Yüksek Lisans Öğrencisi Binnaz HÜSEYİN'in tez çalışmasının araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş araştırmaya ilişkin giderlerin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda ve veri toplanacak yerlerden gerekli izinler alındıktan sonra gerçekleştirilmesinde etik bilimsel standartlar açısından sakınca bulunmadığına mevcudun oy birliği ile karar verilmiştir.		
<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>			
<b>ÇALIŞMA ESASI</b>	Helsinki Bildirgesi, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu, TÜTF-BAEK Yönergesi		

#### ÜYELER

Ünvan/Ad/Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki(*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Üfket VATANSEVER ÖZBEK Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları A.D	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Esin KARLIKAYA Başkan Yardımcısı	Tıp Tarihi ve Etik	T.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik A.D.	K	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	Mazeretli
Prof. Dr. Ç. Hakan KARADAĞ Üye	Tıbbi Farmakoloji.	T.Ü.T.F Tıbbi Farmakoloji A.D	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. F. Nesrin TURAN Üye	Biyoistatistik	T.Ü.T.F. Biyoistatistik A.D.	K	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	Mazeretli
Yrd. Doç. Dr. Hilmi TOZKIR Üye	Tıbbi Genetik	T.Ü.T.F. Tıbbi Genetik A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	Mazeretli
Prof. Dr. Hasan ÜMİT Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Selma Arzu VARDAR Üye	Fizyoloji	T.Ü.T.F. Fizyoloji A.D.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Salim DÖNMEZ Üye	İç Hastalıkları	T.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Muzaffer ESKİOCAK Üye	Halk Sağlığı	T.Ü.T.F. Halk Sağlığı A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	İzihli
Prof. Dr. Koray ELTER Üye	Kadın Hastalıkları ve Doğum	T.Ü.T.F. Kadın Hastalıkları ve Doğum A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	Mazeretli
Yrd. Doç. Dr. Rugül KÖSE ÇINAR Üye	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	T.Ü.T.F. Ruh Sağ. ve Has. A.D.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Sevtap HEKİMOĞLU ŞAHİN Üye	Anestezi ve Reanimasyon	T.Ü.T.F. Anestezi ve Reanimasyon A.D.	K	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Atakan SEZER Üye	Genel Cerrahi	T.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Berkan DEMİRAL Üye		T.Ü. İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi	E	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Avukat Baki KURNAZ Üye		T.Ü. Rektörlüğü	E	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	İzihli

\*Araştırma ile ilişki  
\*\*Toplantıda Bulunma

Prof. Dr. Nurettin AYDOĞDU  
Dekan a.  
Dekan Yrd.