

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

Tez Yöneticisi  
Doç. Dr. Murat ÇALOĞLU

**LARENKS KANSERİ HASTALARININ LİNEER  
AKSELERATÖR CİHAZLARI İLE TEDAVİSİNDE  
KULLANILAN, TEK EŞMERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ  
İLE ÇOK MERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ' NİN  
DOZİMETRİK İNCELENMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Yavuz AKSOY**

**Referans no: 10049383**

EDİRNE – 2014

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

Tez Yöneticisi  
Doç. Dr. Murat ÇALOĞLU

**LARENKS KANSERİ HASTALARININ LİNEER  
AKSELERATÖR CİHAZLARI İLE TEDAVİSİNDE  
KULLANILAN, TEK EŞMERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ  
İLE ÇOK MERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ' NİN  
DOZİMETRİK İNCELENMESİ**

(Yüksek Lisans Tezi)

**Yavuz AKSOY**

**Tez no:**

EDİRNE – 2014

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 Doç. Dr.H. Murat ÇALOĞLU danışmanlığında yüksek lisans öğrencisi Yavuz AKSOY tarafından tez başlığı “LARENKS KANSERİ HASTALARININ LİNEER AKSELERATÖR CİHAZLARI İLE TEDAVİSİNDE KULLANILAN, TEK EŞMERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ İLE ÇOK MERKEZLİ ALAN TEKNİĞİ’ NİN DOZİMETRİK İNCELENMESİ” olarak teslim edilen bu tezin tez savunma sınavı 13/08/2014 tarihinde yapılarak aşağıdaki jüri üyeleri tarafından “Yüksek Lisans Tezi” olarak kabul edilmiştir.



İmza

Unvanı Adı Soyadı  
JÜRİ BAŞKANI



İmza

Unvanı Adı Soyadı  
ÜYE

Doç. Dr. A. Murat Caloğlu



İmza

Unvanı Adı Soyadı  
ÜYE

Doç. Dr. Temel Güvener



Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Tammam SİPAHİ  
Enstitü Müdürü

## **TEŐEKKÜR**

Uzmanlık eğitimim süresince, yetişmemde büyük katkısı olan ve emeği geçen değerli Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. M. Cem Uzal başta olmak üzere tez yöneticim değerli hocam Doç. Dr. H. Murat Çaloğlu ve eğitimim süresince katkılarını esirgemeyen bölümümüz tüm değerli öğretim üyelerine, desteklerinden dolayı çalışma arkadaşlarım başta Uzm. Fiz. şule PARLAR olmak üzere Uzm. Fiz. Nükhet Kürkçü ve Uzm. Fiz. Mustafa Dođan'a ve büyük sabır ve desteklerinden dolayı aileme sonsuz teőekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	3
<b>LARENKSİN ANATOMİSİ</b> .....	4
<b>LARENKS KANSERİ</b> .....	5
<b>LARENKS KANSERLERİNİN EKSTERNAL RADYOTERAPİSİ</b> .....	7
<b>ÇAKIŞAN ALANLAR</b> .....	11
<b>TEDAVİ TEKNİKLERİ</b> .....	12
<b>RADYOKROMİK FİLM DOZİMETRİ</b> .....	14
<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	16
<b>BULGULAR</b> .....	30
<b>TARTIŞMA</b> .....	49
<b>SONUÇLAR</b> .....	56
<b>ÖZET</b> .....	58
<b>SUMMARY</b> .....	60
<b>KAYNAKLAR</b> .....	62
<b>RESİMLEMELER LİSTESİ</b> .....	65
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	69

## SİMGE VE KISALTMALAR

- AAPM** : American Association of Physicists in Medicine
- BT** : Bilgisayarlı Tomografi
- BTPS** : Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi
- CTV** : Clinical Target Volume
- ÇYK** : Çok Yapraklı Kolimatörü
- DVH** : Doz Volüm Histogramlarına
- GTV** : Gross Tumor Volume
- ICRU** : International Commission on Radiation Units and Measurements
- IMRT** : Intensity Modulated Radiation Therapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)
- LİNAK** : Lineer Akseleratör /Doğrusal (Elektron) Hızlandırıcı Cihaz
- MLC** : Multi Leaf Colimatör
- MU** : Monitör Unit
- PTV** : Planning Target Volume
- RT** : Radyoterapi
- TLD** : Termoluminesans Dedektörler

## GİRİŞ VE AMAÇ

Larenks kanseri baş-boyun kanserleri içerisinde en sık görülen kanserdir (1). Genel belirtileri ses kısıklığı, yutma güçlüğü, dispne ve stridor, kulak ağrısı, öksürük ve boyunda şişliktir (2). Eksternal radyoterapi (RT) larenks kanserlerinin tedavisinde sıklıkla kullanılan bir tedavi yöntemidir. RT'nin amacı; çevredeki sağlıklı dokulara olabildiğince az zarar verirken belirlenmiş hedef volüme ideal, maksimum dozu vermektir. Böylece kür şansı artırılırken iyi bir yaşam kalitesi elde edilmeye çalışılır(3). Bu nedenle uygulanan tedavi tekniğinin ve ışınlanan bölgeye verilen dozun önemi çok büyüktür. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)'nun 50 no'lu raporun'da hedef hacim içerisinde doz varyasyonu, öngörülen dozun +%7 ve -%5 içinde kalması gerektiğini bildirir(4). İdeal bir teknikte kabul edilebilir sistematik ve rastgele hatalara belli sınırlar içinde izin verilmesi ve normal doku toleransına dikkat edilerek hedef hacimde homojen dozun sağlanması gereklidir. Tümör kontrolünün artırılıp normal doku komplikasyonlarının azaltılması ancak bu şekilde sağlanabilir.

Larenks kanserlerinin tedavisinde farklı RT teknikleri kullanılabilir. Bunlardan biri olan konvansiyonel RT tekniğinde bitişik alanlar kullanıldığı için, bu alanların çakışma hattında oluşabilecek doz inhomojenitesi bu tekniğin uygulanması sırasında karşımıza çıkabilecek en temel problemlerden biridir. Alan çakışma hattında kolimatör çene konumuna göre ve ışın diverjansından kaynaklanan sıcak alanlar veya soğuk alanlar yani dozda homojenite farklılıkları sorun olarak karşımıza çıkar. Alan çakışma hattında oluşabilecek doz inhomojenitesini araştırmak amacı ile yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Fabrizio ve arkadaşları baş boyun kanserlerinde kullanılan tek merkezli teknik ile yaptıkları çalışmada, kolimatör çenelerinin 4 mm iç içe geçmesi (overlap) veya aralık (gap) bırakılmasıyla yaklaşık

% 60 oranında; 2 mm'lik iç içe (overlap) ya da aralık (gap) olması durumunda ise yaklaşık % 30 oranında amaçlanan dozun altında veya üstünde doz inhomojenite farklılığı gözlemlenmişlerdir (6). Benzer bir çalışmada Saw ve arkadaşları baş boyun kanserinin tedavisinde asimetric kolimatör ve tek izomerkezli alanları kullanmışlar ve çakışan alanlar arasında 1 mm aralık (gap) ya da 1mm iç içe (overlap) geçme olduğunda doz homojenitesinde %15 oranında farklılık olduğunu bildirmişler (7). Kron ve arkadaşları ise hedef volüme 1Gy doz vermek isterken alan çakışma hattında, ışın diverjansına uygun açılı çok merkezli alanlar tekniğinde ortalama 1.13 Gy, tek eşmerkezli alanlar tekniğinde ise ortalama 0.96 Gy doz bildirmişlerdir.(8)

Literatürde bu probleme çözüm olarak doz homojenitesinin sağlanması amacıyla önerilen yöntemler, asimetric alanların kullanımı veya ışın diverjansına uygun kolimatör, masa ve gantri açıları verme şeklindeki tekniklerdir. Planlama sistemleri ışın diverjansına uygun kolimatör, masa ve gantri açısı vermeye yardımcı olurken modern lineer hızlandırıcılarda bağımsız hareket edebilen asimetric kolimatörler sayesinde üç saha için ortak bir eşmerkez kullanılmasına olanak sağlamaktadır.

Bizim çalışmamızda incelediğimiz teknikler tek eş merkezli asimetric alan tekniği, ışın diverjansına uygun masa, gantri açılı çok merkezli üç alan tekniği ve ışın diverjansına uygun masa kolimatör açılı çok merkezli üç alan tekniğidir. Bu tekniklerde baş-boyun kanseri karşılıklı 2 yan boyun ve 1 ön supraklavikuler bölge alanlarından ışınlanmaktadır. Bu teknikler alan çakışma hattındaki dozun homojenitesini sağlamaya yönelik teknikler olsalar da kolimatör çenelerinin konumlarından ve birçok mekanik hareket hatalarından kaynaklanan sorunlar ışınlama sırasında meydana gelebilir. AAPM (American Association of Physicists in Medicine)'nin 46 no'lu raporunda lineer hızlandırıcıların her bir kolimatör çenesinin izosantr'dan uzaklık toleransı 2 mm olarak bildirilmiştir(5). Bu değer çakışan alanların kullanıldığı tedavilerde fazlasıyla önem kazanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı yukarıdaki çalışmalar temel alınarak ve tek eş merkezli asimetric üç alan tekniği ile ışın diverjansına uygun masa, gantri açılı iki izomerkezli alan tekniği ve yine ışın diverjansına uygun masa, kolimatör açılı iki izomerkezli alan tekniklerinin alan çakışma hattında oluşan doz farklılıklarını dozimetrik olarak araştırmak ve bu tedavi yöntemlerinin birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajlarını belirlemektir.



## GENEL BİLGİLER

Radyasyon, yeryüzündeki yaşamın ve evrimin her zaman içinde mevcut olmuştur. 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen'in Crookes tüpünde katod ışınları üzerinde çalışırken X-ışınlarını keşfetmesi ve çektiği ilk radyografi ile eşinin elini görüntülemesi, tıp bilimi ve dolayısı ile insan sağlığı açısından bir devrim niteliğindedir (9). 1896 yılında Pierre ve Marie Curie'nin Radyumu bulmasının ardından gelişmeler birbirini takip etti; A Henry Becquerel doğal radyoaktivite ve uranyum'u; 1898'de Villart Radyum'dan çıkan ışınların X-ışınları ile aynı özellikleri taşıyan foton ışınları olduğunu gösterdi (10). X-ışınlarının keşfinin üzerinden 1 yıl geçmeden 1986'da Grubbe nüksetmiş meme kanserli bir hasta üzerinde ilk X-ışını tedavisini uyguladığını bildirmiş, takiben cilt lezyonlarında, nazofarinks ve mide kanserinde X-ışınları ile tedavi denemelerinde bulunmuştur. 1913'te geliştirilen Coolidge X-ışın tüpleri ile süperfisyel (yüzeysel) ve orthovoltaj (derin) tedaviler yaygın olarak uygulanmaya başlamış, 1920'lerde radyum teleterapi cihazı geliştirilmiştir.

Kobalt teleterapi birimleri ve lineer hızlandırıcı sistemleri (Linak) 1950'li yılların başlarında neredeyse eş zamanlı olarak tanıtılarak harici ışın tedavisi için rakip teknolojiler şeklinde ortaya çıkmıştır. İlk Co-60 kaynağı kullanılan cihaz 1951 yılında Kanada'da imal edilmiş ve bu makine ile megavoltaj tedavilere başlanmıştır. İlk Linak, 1952-1953 yıllarında Londra'da kurulmuştur. Bu cihazlar sayesinde elde edilen yüksek enerjili ışınlar ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde hızlı bir geliş ve beraberinde bu cihazlar radyasyon tedavisinin dayanak noktası olmuşlardır. Linak ve Co-60 teleterapi üniteleri ile elde edilen megavoltaj ışınlar o zamana kadar kullanılan orthovoltaj cihazlardan elde edilen ışınlara göre daha üstün bir cilt koruyucu ve penetrasyon özelliğine sahiptirler. Başlangıçta, çok az bakım ve teknik uzmanlık gerektiren, özellikle güvenlik, güvenilirlik, kesinlik ve basitliği

nedeniyle Co-60 teleterapi üniteleri eksternal radyoterapinin en yaygın formu olmuş ve 1960'ların sonlarına doğru dünyada yaygın hale gelmişlerdir. 1970'li yıllarda büyük gelişmeler ile beraber Linak'larda foton ışınları ile beraber elektron demetleri de üretilmeye başlanmıştır. Daha sonra üç boyutlu konformal tedaviler ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) gibi üstün tedavi yöntemlerindeki gelişmeler klinik kullanımda Linak'ların avantajlarını göstermiş ve özellikle 1980'lerden sonra gelişmiş ülkelerde tedavi ünitelerinin % 90'ı Linak'lara dönüşmüştür (11).

## **LARENKSİN ANATOMİSİ**

Larenks, hava pasajının giriş yolunda sfinkter görevi yapan ve ses oluşumundan sorumlu özelleşmiş bir organdır. Yukarıda, farenks'in pars laryngea pharingis bölümüne açılır, aşağıda ise trakea ile devam eder. Larenks iskeleti, zarlar ve bağlarla birbirine bağlanan ve kaslar tarafından hareket ettirilen kıkırdaklardan yapılmıştır (12). Larenks embriyolojik gelişim, fonksiyon ve lenfovasküler yapısı dikkate alınarak üç bölgeye ayrılır (13).

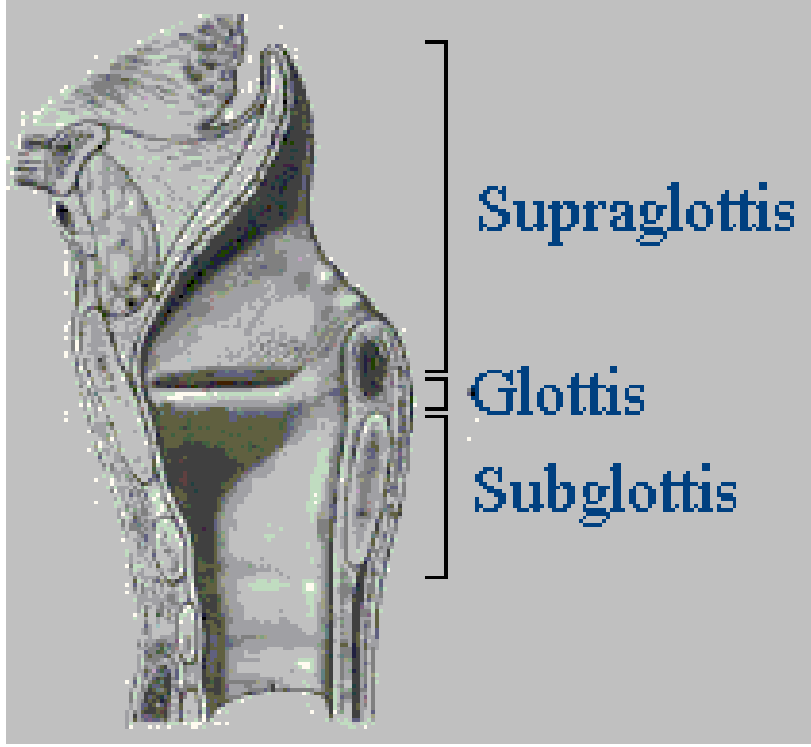
### **Supraglottik Bölge**

Epiglotun larengeal yüzü, ariepiglottik foldlar, aritenoid kartilajın larengeal yüzü, yalancı vokal kordlar ve ventrikülleri içerir. Supraglottis ve glottis arasındaki anatomik olarak gerçek sınır, kord vokalin yassı epiteli ile ventrikülün respiratuar mukozasıdır. Pratik olarak sınır ventrikülün apeksidir. Ventrikül tabanı glottik alanın parçası olarak düşünülür.

### **Glottik Bölge**

Ventrikül apeksi ile bu noktanın 1 cm altından geçen horizontal plan arasındaki bölgedir. İki gerçek vokal kord, anterior ve posterior kommissürleri içerir. Lenfatiklerden fakir bir bölgedir.

**Subglottik bölge:** Glottik ve subglottik bölge arasındaki sınır, vokal kordun serbest kenarının 5 mm altındadır. Subglottik bölgenin alt sınırı da krikoid kıkırdağın inferior kenarıdır (14).



**Şekil 1. Larenks'in bölgeleri**

## **LARENKS KANSERİ**

### **Epidemiyoloji**

Larenks kanseri erkeklerdeki tüm kanserlerin % 2,2'sini, kadınlardaki tüm kanserlerin ise % 0,4'ünü oluşturur (1). Larenks kanserinde en sık görülen histolojik tip skuamöz hücreli karsinomdur. Literatürde glottik tümörler tüm olguların % 60-65'ini oluştururken, supraglottik tümörler % 30-35'ini, transglottik ve subglottik tümörler ise % 5'inden azını oluştururlar (3). Erkeklerde daha fazla görülmesine rağmen sigara içen ve erkeklerle aynı işlerde çalışan kadınların sayısının artmasıyla aradaki fark azalmaktadır (15).

### **Etyoloji**

Etyolojide hormonlara, çevre ve hava kirliliğine, asbest ve tahta tozundan kömür ve metal partiküllerine, virüs enfeksiyonlarından diyetle çok etken sorumlu tutulurken, karsinojen olduğu ispatlanan en önemli etmen sigaradır (16,17) Diğer faktörler larengofarengeal reflü, bazı meslek grupları (çiftçiler, nikel ve odun işçileri, makinistler ve asbest tozu ile yakın işi olanlar, marangozlar, dietilsülfat kullanarak etil alkol üretimi ile uğraşanlar), diyet (sebze ve meyveden fakir, düşük lifli gıda tüketimi, düşük A ve C gibi

antioksidan vitamin seviyeleri), viral faktörler (Epstein Barr virüs, Human Papilloma Virüs), radyasyon ve kalıttır (18).

### **Patoloji**

Larengeal kanserlerin %95'i skuamöz hücreli karsinomdur. Düşük insidanslı diğer larenks kanserleri;

- Küçük hücreli karsinom
- Mukoepidermoid karsinoma
- Adenokarsinom
- Adenoid kistik karsinom
- Sarkomlar (kondrosarkom, fibrosarkom, rabdosarkom vb.) (19).

Tümör genellikle vokal kordlar üzerinde gelişir. Fakat kordun üzerinde veya altında epiglottisde, aryepiglotik kıvrımda veya piriform sinüslerde de bulunabilir. Larenks kanserlerini yerleşim yerlerine göre supraglottik, glottik, subglottik ve transglottik olarak 4 gruba ayırmak mümkündür. Diferansiyasyon derecesine göre ise iyi diferansiye, orta derecede diferansiye, az diferansiye veya undiferansiye olarak sınıflandırılır.

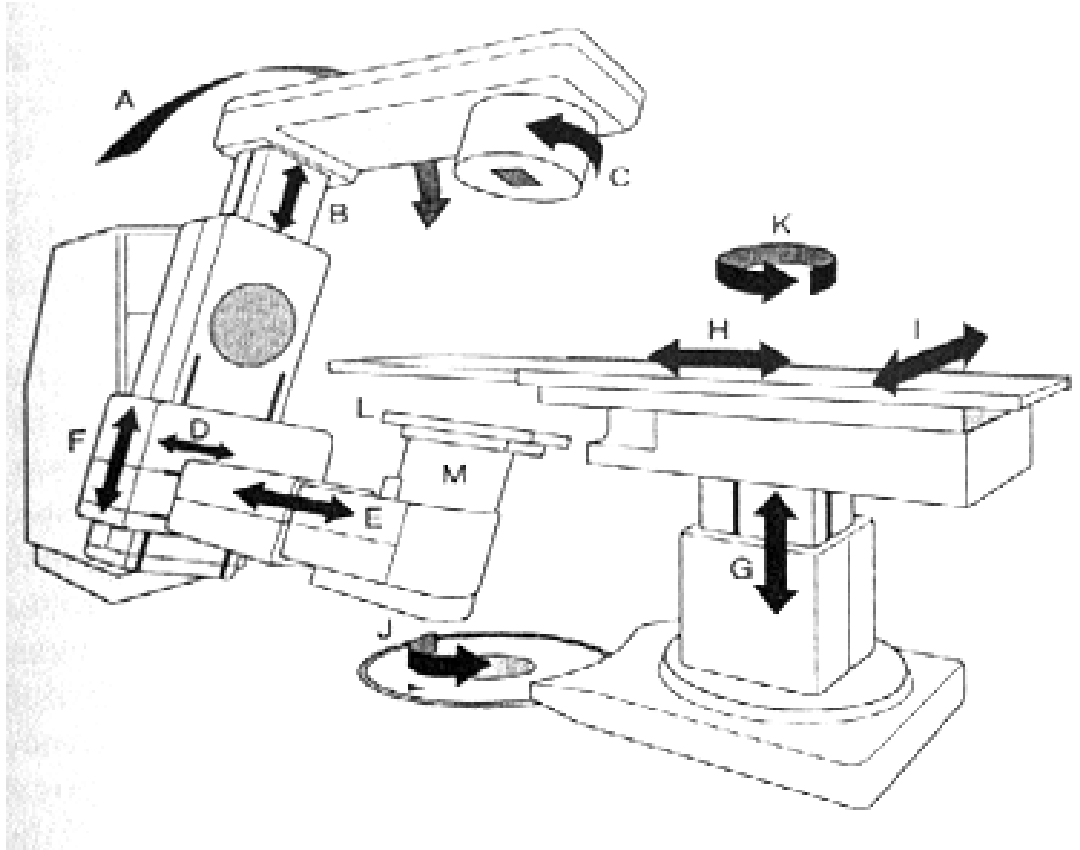
### **Tedavi**

Larenks kanserlerinin tedavisinde, cerrahi ve radyoterapi olmak üzere geçerli iki ana tedavi yöntemi mevcuttur (20). RT cerrahi sonrası adjuvan veya kemoterapi ile birlikte küratif olarak uygulandığı gibi palyatif amaçlı da uygulanabilir. İdeal tedavi yöntemi Kulak Burun Boğaz, Radyasyon Onkolojisi ve Medikal Onkoloji uzmanlarının ortak değerlendirmesiyle belirlenen tedavi yöntemidir. Baş boyun kanserlerinde RT preoperatif, postoperatif veya primer tedavi şekli olarak kullanılabilir (21). Baş boyun kanserlerinde (Larenks, nazofarenks, tonsil, dil kökü, ağız tabanı) geleneksel tedavi tekniği olarak primer tümörün ve üst boyundaki bölgesel lenf nodlarına yönelik karşılıklı paralel iki yan alan ve alt boyundaki lenfatiklerin önden tek alan ile ışınlanması benimsenmiştir (22,23,24). Bu yöntemlerde en dikkat çekici nokta yan ve supra alanların çakışma noktalarıdır. Alanların kesişme noktalarında istenen dozun üzerinde sıcak doz bölgeleri ya da alanlar arasına açıklık kalması nedeni ile düşük doz bölgelerinin oluşma olasılığı vardır. Daha düzgün bir doz dağılımı elde etmek amacıyla yeni tedavi teknikleri gelişen teknolojiyle beraber ortaya çıkmıştır.

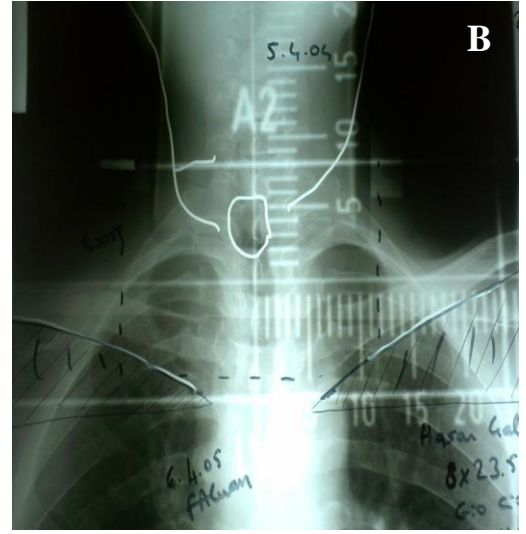
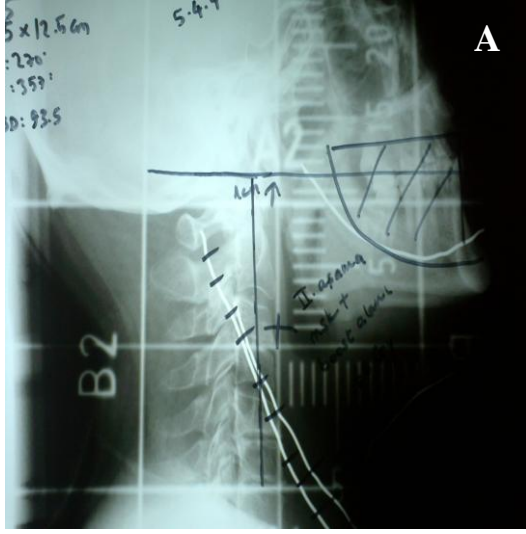
## LARENKS KANSERLERİNİN EKSTERNAL RADYOTERAPİSİ

### Simülasyon

Konvansiyonel Simülasyon; 2 boyutlu radyoterapi için konvansiyonel diğer adı ile klasik simülasyon yapılır. Mekanik hareket özellikleri tedavi cihazıyla aynı olan ve enerji olarak tedavi cihazlarından daha küçük enerjili X-ışını üreten simülasyon cihazları ile yapılır. Hasta masaya yatırıldıktan sonra gerekli sabitleyici aparatlarla (maske ,kol tutacağı, dizaltı yastığı vs.) immobilizasyonu sağlanır. Primer tümörün ve üst boyundaki bölgesel lenf nodları için paralel karşılıklı yan alan ve alt boyundaki lenfatikler için tek ön alan tercih edilir. Tedavi alanları skopiden elde edilen görüntüler yardımıyla belirlenir ve hasta üzerine alanlar ve referans noktalar çizilir. Tedavi alanlarının lokalizasyon filmleri çekilerek konvansiyonel simülasyon yapılmış olur.



Şekil 2. Konvansiyonel Simülasyon cihazı

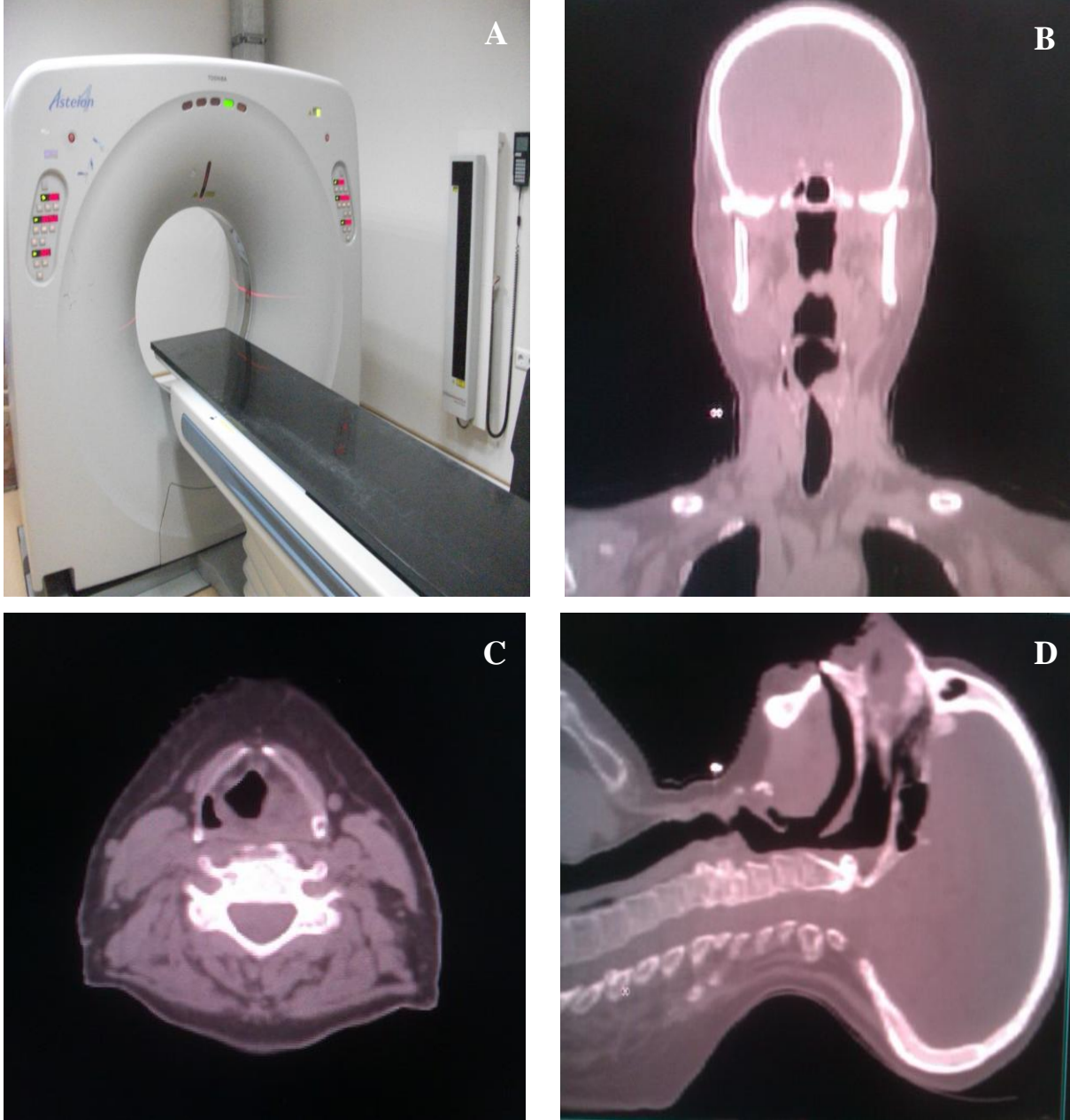


**Şekil 3. Konvansiyonel Simülasyon ile elde edilen alan lokalizasyon filmleri A-sagittal, B- koronal kesit**

### **Sanal Simülasyon**

Radyoterapide hedef volüme yüksek doz verilmek istenirken normal dokuda daha düşük doz elde edilebilmesi ancak kompleks tedavi planları ile sağlanabilir. İstenen bu hedef de ancak üç boyutlu ve kompleks planlamalar ile gerçekleştirilebilir. Konvansiyonel simülatör cihazları ile daha fazla alana sahip ve karmaşık şekilli tedavi alanlarından oluşan bu gibi kompleks tedavi planlarının istenilen kesinlikte yapılması mümkün değildir. Hastanın aksiyel kesitlerinden elde edilecek anatomik BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri kullanılarak üç boyutlu planlama mümkün hale gelir. Böylece tedavi planının simüle edilmesinde bilgisayarlardan yardım alınır. Bilgisayarlardaki teknolojik gelişmeler radyasyon onkolojisini, üç-boyutlu radyoterapi çağına taşımıştır. Bilgisayarlı tomografi ve magnetik rezonans görüntüleme, tümörün ve hasta anatomisinin üç-boyutlu görüntülemesini sağlayarak, radyasyon onkoloğunun, komşu kritik organları korurken hedef volüme daha doğru radyasyon vermesini mümkün kılar. Üç boyutlu radyoterapi için hastanın tedaviye gireceği pozisyonda ve kendisi için özel olarak yapılmış immobilizasyon sistemleri ile BT masasına yatar. BT odasındaki lazerler yardımıyla hastanın set-up'ı yapılır. Hastanın cildine radyopak işaretler yerleştirilir. BT'si alınacak bölgenin protokolü kullanılarak uygun kesit aralığı ve kalınlığında BT taraması gerçekleştirilir. Çekilen simülasyon BT'si bilgisayar tarafından rekonstrükte edilerek 3D (üç boyutlu) halde konturlama bilgisayarına gönderilir. Volümler, BT'den konturlama bilgisayarına gönderilen görüntüler üzerinde belirlenir. Konturlama ünitesinde

kritik organlar belirlendikten sonra GTV (Gross Tumor Volume), CTV (Clinical Target Volume) ve PTV( Planning Target) oluşturulur ve bu veriler planlama bilgisayarına aktarılır.



**Şekil 4. A-Sanal similyon cihazı (BT), B- Koronal, C-Aksiyal, D-Sagittal BT kesitleri**

### **Set-up**

Hasta masaya sırtüstü yatırılır ve omuzların el tutacakları ya da kayışlardan yardım alınarak aşağı düşürülmesi ile tedavi alanının dışına taşınması amaçlanır. Sagittal lazer ile alın orta hattı, burun, mandibula orta noktası, manibrium, ksifoid ve pubis aynı çizgiye getirilir. Hastanın başının altına ekstansiyonuna uygun baş altı yastığı seçilir ve termoplastik baş omuz

maskesi yapılarak tedavi ve simülasyon sırasında hasta hareketlerinden doğabilecek hataları en aza indirmek hedeflenir.

### **Planlama**

Işın sahalarının konumunun belirlenmesinde tümörün bulunduğu yer, kritik organların bulunduğu yer ve tedavi cihazının alabileceği pozisyonlar önemlidir. Planlamada esas olan tümörün gereken dozu homojen bir şekilde alırken riskli organların tolerans dozlarını aşmamasıdır. Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde günümüzde teknolojik gelişmelere paralel olarak geliştirilen konformal ve IMRT gibi tedavi teknikleri sıklıkla kullanılmaktadır. Konvansiyonel radyoterapide ise baş-boyun kanserlerinde genellikle simetrik yada asimetrik şekilde düzenlenen karşılıklı iki yan alan ve bir ön alandan oluşan 3-alan teknikleri kullanılır (25). Asimetrik kolimasyon tekniği Ortogonal ışınlamada simetrik tekniğe göre alanların çakışma yerlerinde daha homojen doz dağılımı ve izosantrik tedavi olanağı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Birleşme düzleminde alan kenarlarında oluşan penumbraya bağlı olarak istenmeyen yüksek veya düşük doz alanları oluşabilir. Asimetrik kolimasyon, tek izomerkezli olması ve penumbra bölgesini ortadan kaldırabilme olanağı sağlayarak, bu düzlemdeki doz belirsizliğini en aza indirmede yardımcı olması beklenmektedir. Bu konvansiyonel teknikler TPS' de uyarlanırsa ışınlanan sahayı ışın gözüyle bakıyormuş gibi görmek (Beam's Eye View (BEV)) işimizi kolaylaştırır. Tedavi sahalarını oluştururken masa, gantri, kolimatör açıları, çene pozisyonları ekranda görünmektedir. Bunlara bakılarak uygun saha konumları belirlenir. Işın sahaları belirlendikten sonra uygun algoritmalar kullanılmak koşuluyla üç boyutu olarak hesaplanır. Uygun bir doz dağılımı elde edilene kadar ışın yönleri, wedgeler, yüklemeler ve ışın açıklıkları optimize edilir. Doz volüm histogramlarına (DVH) bakılır. DVH'ları planlamaları değerlendirmede önemlidirler. Kümülatif ve diferansiyel DVH'larında organ ve volümlerin aldıkları dozlar uyarınca plan değerlendirilir, uygunluğu sorgulanır. Konturlama bilgisayarında konturlanan görüntüler planlama bilgisayarına aktarıldıktan sonra planlama bilgisayarında oluşturulacak ışının enerjisi, alan boyutu, kolimatör ve gantri açısı belirlenerek servikal bölge için karşılıklı iki alan açılır. Supra bölgesi içinde supraklaviküler bir alan oluşturularak planlama hesaplatılır. İzodoz eğrileri ve DVH'mı yardımıyla verilen doz kontrolleri yapılarak planlamanın tedaviye hazır olup olmadığı incelenir ve uygun bulunursa planlama tedavi cihazına gönderilir.



## ÇAKIŞAN ALANLAR

Larenks kanserinin Eksternal RT ile tedavisinde genellikle lateral boyun alanları anterior supraklaviküler alana bitişik yerleştirilirler ve bu komşu tedavi alanları birbirine diktir. Konumları sebebiyle bu alanların çakışma yerlerinde doz homojenitesinde farklar oluşturma olasılığı vardır. Sonuç olarak, bu bölge düşük doz veya doz aşımı için risk altındadır. Klinik uygulamalarda alanın çakıştığı yüzeysel bölgelerde ve ışın diverjansına bağlı olarak derinlerde ısınmalar beklenmektedir. Bu durum spinal kord gibi kritik organların aldığı dozları o doku için tolerans dozunun üstüne çıkarabilir. Bitişik alanların çakışma yerlerindeki doz değişimi bu tedavi tekniklerinin bir dezavantajıdır. Baş – boyun kanserlerinin RT’inde ilk zamanlarda düz alanlar tekniği yaygın olarak kullanıldı; daha sonraları açılı alanlar tekniği ile geometrik olarak ışınların diverjansları masa, ganry ve kolimatör açısı verilerek paralelleştirme yoluna gidildi. Asimetrik alan teknikleri kullanılmaya başlandığında ise tek izomerkez üzerinden açılan asimetrik alanlar sayesinde masa ve kolimatör açısına gerek kalmadan tedaviler sürdürüldü.

### Çakışan Alanların Problemleri

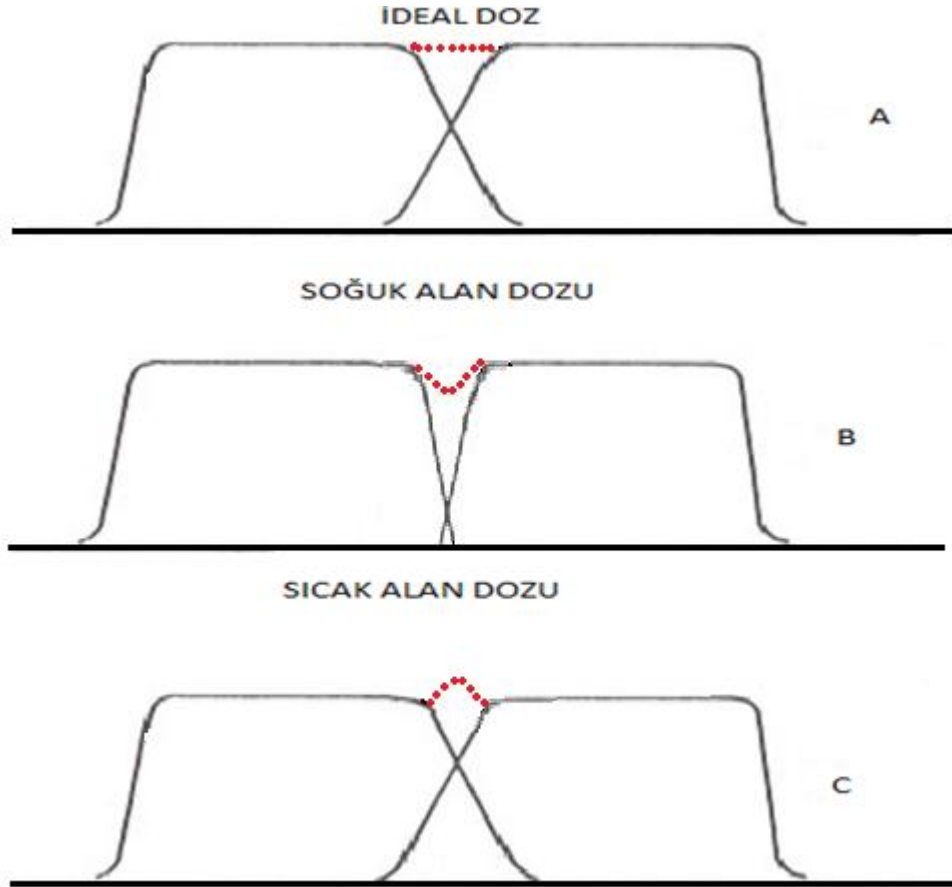
Radyoterapide kullanılan çakışan alanların problemlerini anlamamız için alan sınırlarını tanımlamamız gerekir. Alan sınırlarının belirlenmesinde iki yöntem vardır.

**1. Alan sınırlarını belirlemede geometrik yöntem:** Alanların geometrik sınırı merkezi hataki dozun aynı derinlikte %50 düşüş yasadığı yer olarak tanımlandığında, bitişik iki alanın çakışma hattındaki doz alan kenarlarındaki dozların toplamıyla %100’e çıkar. Ayrıca alan çakışma hattında oluşan doz dağılımı; çakışan ışınların saçılımlarının katkısına ve ışının penumbra karakteristiklerine bağlıdır (26).

**2. Alan sınırlarını belirlemede dosimetrik yöntem:** Alanların ayrımı, arzu edilen derinlikte izodoz dağılımı uniform olsun ve böylece soğuk ve sıcak noktalar kabul edilebilir olsun diye kontur üzerinde alanların yerleştirilmesinin optimizasyonu ile tanımlanabilir. Her bir tedavi yönteminin doğruluğu geçerli izodoz dağılımına bağlı olarak klinik uygulamaya uyarlanmadan önce ışık alanı, radyasyon alanı ve penumbra bölgesindeki izodoz çizgilerinin doğruluğu kontrol edilmelidir. (26)

Normal olarak çakışan alanların çakışma bölgelerinde oluşan doz her iki alan kenarındaki % 50’lik izodoz, iletim ve geometrik penumbra etkisiyle beklenen ideal doz

şekil5 A'da görüldüğü gibi % 100 olması istenmektedir. Ancak modern lineer hızlandırıcıların sahip olduğu küçük penumra değerine rağmen pozisyonel ufak hatalar sebebiyle alan çakışma bölgelerinde şekil 5B'de görüldüğü gibi soğuk alanların kalması veya şekil 5C'de görüldüğü gibi sıcak bölgelerin oluşmasına neden olabilirler. Bu iki durumda RT'de istenmeyen bir durumdur.



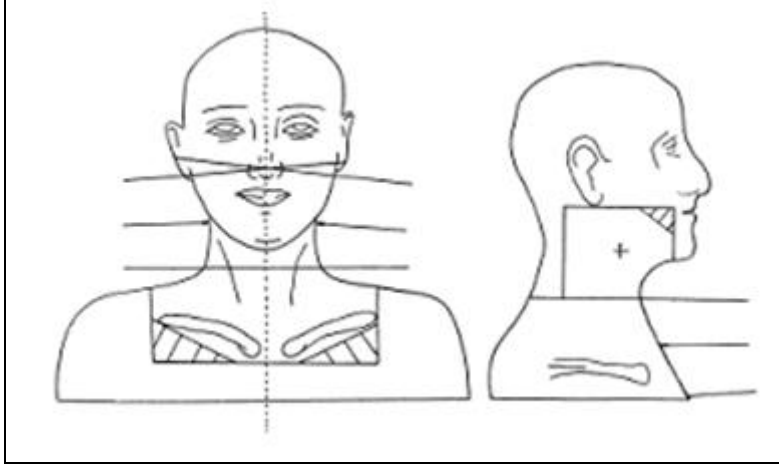
Şekil 5. Alan çakışma hattında A-İdeal doz profili, B-Soguk alan doz profili, C-Sıcak alan doz profili

## TEDAVİ TEKNİKLERİ

### Işın Diverjansına Uygun Masa ve Gantri Açılı İki İzomerkezli Teknik

Boyun bölgesine iki yan sağa, SAD 100 cm, gantri açısı  $90^0$  ve  $270^0$  olacak şekilde simetrik olarak açılır. Masa açısı ışın diverjansını ortadan kaldıracak şekilde konumlandırılır. Supraklavikular bölgesinin alanı ışınlamak için masa  $90^0$  getirilir ve hasta baş ucuna

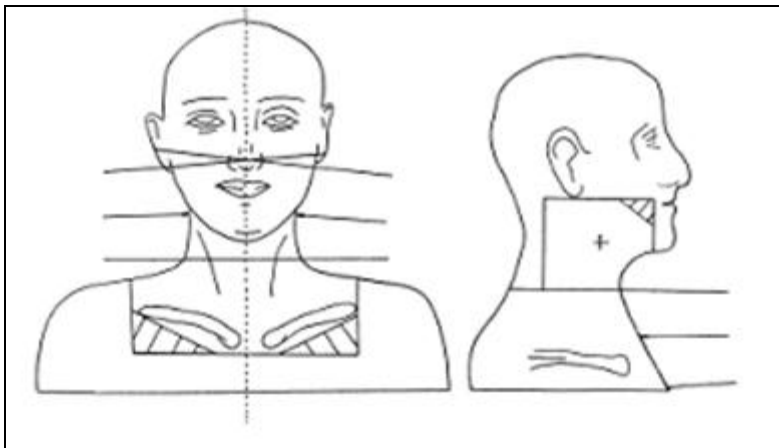
kaydırılarak alan kenarları çakıştırılarak oluşturulur. Çakışan sahalarda oluşacak yüksek doz varyasyonlarını önlemek amacı ile ışın diverjansına uygun gantri açısı verilir.



**Şekil 6. Işın diverjansına uygun masa ve gantri açılı iki izomerkezli tekniğin şematik görünümü**

#### **Işın Diverjansına Uygun Masa ve Kolimatör Açılı İki İzomerkezli Teknik**

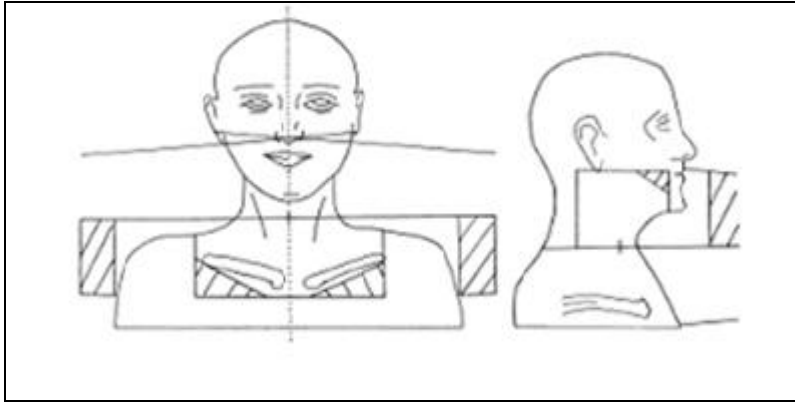
Boyun bölgesine iki yan sağa, SAD 100 cm, gantri açısı  $90^0$  ve  $270^0$  olacak şekilde simetrik olarak açılır. Supraklaviküler bölgesinin alanı gantri  $0^0$  getirilir ve hasta baş ucuna kaydırılarak alan kenarları çakıştırılarak oluşturulur. Çakışan sahalarda oluşacak yüksek doz varyasyonlarını önlemek amacı ile ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açısı verilir.



**Şekil 7. Işın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı iki izomerkezli tekniğin şematik görünümü**

### **Tek İzomerkezli Asimetrik Alan Tedavi Tekniği**

Bu teknikte asıl amaç alan kenarlarındaki ışın diverjansından ve penumradan kaynaklanan iç içe(overlap) girmeyi en aza indirmek ve ideal bir doz dağılımı sağlayabilmektir. Boyun bölgesine iki yan sahadan gantri acısı  $90^0$  ve  $270^0$  olacak şekilde açılır. Supraklavikular bölgesinin alanı gantri  $0^0$  getirilerek belirlenir buradaki fark tek izomerkezli olması ve kolimatörlerin asimetrik olarak kullanılmasıdır.



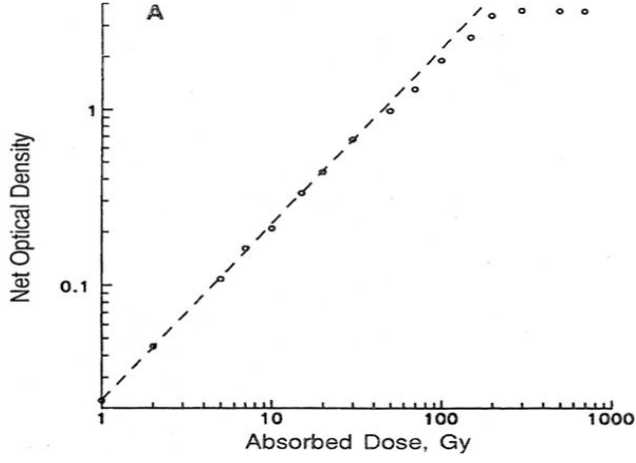
**Şekil 8. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin şematik görünümü.**

### **RADYOKROMİK FİLM DOZİMETRİ**

Yarı iletkenler, termoluminesans dedektörler (TLD), iyon odaları ve radyografik film gibi geleneksel yöntemlerle yapılan, izodoz eğrisi, derin doz dağılımı ve yüksek doz değişimine sahip bölge ölçümlerinde birçok problem vardır. İyon odaları ve yarı iletkenler birçok tedavi planlama sisteminin ihtiyaçları için yeterli uzaysal çözünürlüğü verememektedir. Termoluminesans dozimetreler, küçük boyutlara sahiptirler ve sistem hazırlığı ve doz okuması oldukça zaman alıcıdır. Dozimetrik veriler, geleneksel TLD okuma prosedürleri kullanarak arşiv amaçlı saklanamaz. İyonlaştırıcı bir foton demetinin değerlendirilmesini bünyesinde gümüş halit kristali bulunduran bir radyografik film ile yapmak dozimetrik açıdan doğru sonuçlar vermeyebilir. Çünkü radyografik filmin foton enerji duyarlılığı 10-200 keV'dir ki megavoltaj makinalar için kullanılan enerji aralığı hiç uygun değildir. Ayrıca ışınlama sonrasında kimyasal işleme gerek duymaktadırlar(27).

Radyasyon dozimetrisi için radyokromik filmlerin kullanımı 1960'lardan itibaren gelişmektedir. Teknolojideki son gelişmelerle bu filmlerin üretimi de gelişmiş, özellikle brakiterapi dozimetrisinde kullanımları giderek daha popüler hale gelmiştir. Radyokromik film dozimetrisinin başlıca avantajları doku eşdeğeri olmaları, yüksek uzaysal (3 boyutlu) çözünürlükte olmaları, geniş enerji aralığı ( $10^{-2}$ -  $10^6$  Gy), spektral duyarlılığı olması, görünür

ışığa hassas olamaması ve kimyasal işlemeye gerek olmamasıdır. Radyokromik filmler radyasyonla etkileşen özel bir polimerize boya ile kaplıdır. Bu polimer ışığı absorbe eder ve emilen ışık miktarı uygun bir dansitometreyle ölçülebilir. Radyokromik filmler dozimetri için kullanılmadan önce kalibre edilmelidir. Duyarlılık eğrisi belli bir doza kadar lineerdir ancak o dozdan sonra cevap Şekil 9’da görüldüğü gibi sabit kalır (28).



Şekil 9. Optik dansite, absorbe doz (Gy) grafiği

## **GEREÇ VE YÖNTEM**

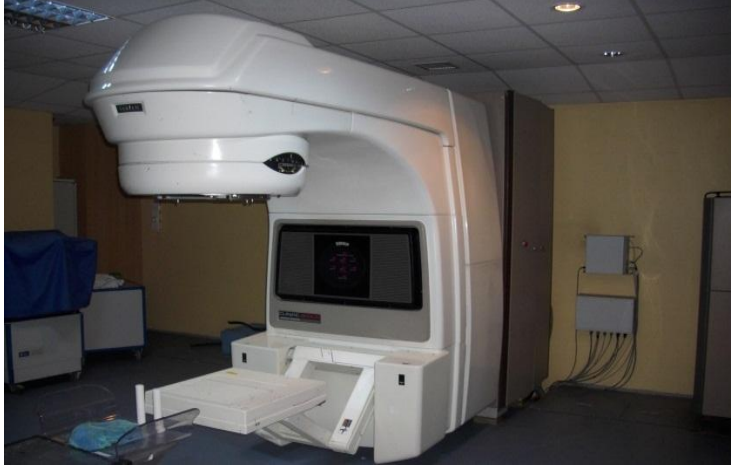
### **ARAÇ VE GEREÇLER**

Bu çalışma Trakya Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi Radyasyon Onkolojisi Ana Dalı'nda bulunan aşağıdaki araç ve gereçler ile yapılmıştır.

1. Varian marka 2100C/D Model lineer hızlandırıcı
2. Toshiba marka BT simülatör
3. Eclips marka TPS
4. RW3 katı su fantomu
5. Film dozimetre
6. Gafchromic film

### **Varian Marka 2100C/D Model Lineer Hızlandırıcı**

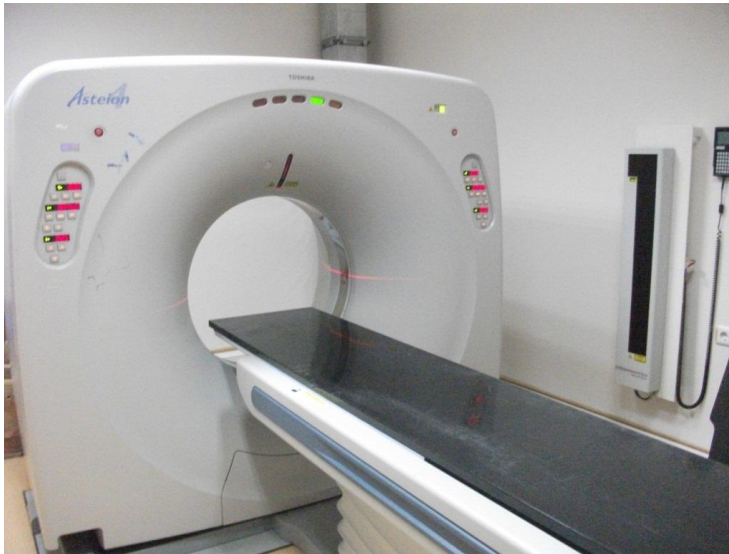
Bu cihazlar elektronları doğrusal olarak hızlandırabilme ve gerektiğinde yüksek enerjili elektron veya foton ışınları üretme özelliğine sahiptirler. Varian 2100C/D 6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerji seviyelerinde elektron demetleri üretme kapasitesine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. Tedavi alan açıklığı 100cm kaynak cilt mesafesinde minimum  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ , maksimum  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  dir. Cihazın çok yapraklı kolimatörü (ÇYK) 80 yapraktan oluşmaktadır.



**Şekil10. Varian 2100C/D Lineer hızlandırıcı**

### **Bilgisayarlı Tomografi (BT) Cihazı**

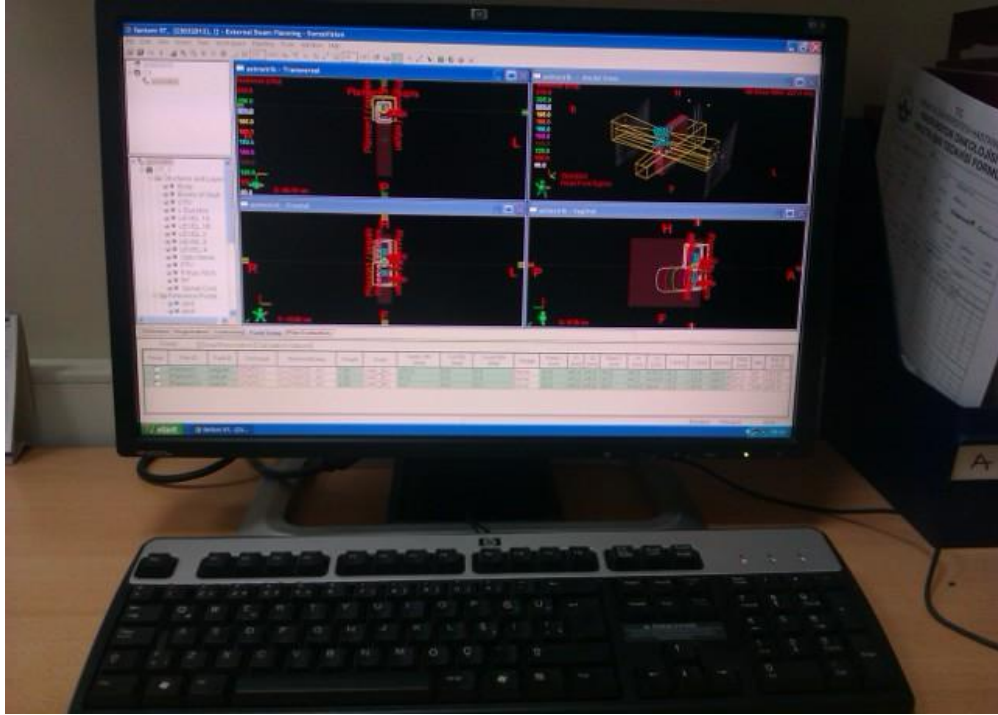
Bilgisayarlı tomografi (BT) kolime edilmiş X ışını demetlerini kullanarak hastanın kesitsel görüntülerini oluşturan bir görüntüleme cihazıdır. X-ışınlarının hastayı geçen kısmı, X-ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür. Oluşturulan bu görüntüler planlama sistemine aktarılır. Saniyede 4 kesit görüntü alabilen Toshiba marka Asteion S4 model BT cihazının Hounsfield Unit kalibrasyonu düzenli olarak yapılmaktadır. BT cihazları doğru kalibre edildiğinde bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerindeki farklı algoritmaların heterojenite düzeltme tabanlı doz hesaplarına olanak sağlarlar. Elektron dansite değerleri ile yumuşak doku ve kemik gibi farklı ortamlardaki doz dağılımlarının gerçeğe daha yakın hesaplanmasına imkan verirler.



**Şekil 11. Toshiba Asteion bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı**

### **Eclipse Marka Bilgisayarlı Tedavi Planlama Sistemi (BTPS)**

Çalışmada kullanılan tedavi planlama sisteminin markası Eclipse marka 6.5 sürümüdür. İki boyutlu ve 3 boyutlu tedavi planlama yapma özelliğine sahip olan bu TPS hem “digitiser” hemde BT simülâtörden gelen hasta görüntülerini anatomik olarak modelleyebilir. Modellenen görüntüler üzerine planlamalar ve doz dağılımları üç boyutlu olarak izlenebilmektedir. Düzenli ya da düzensiz tedavi alanları için zaman ve monitör unit (MU) hesaplarını yapabilmektedir.

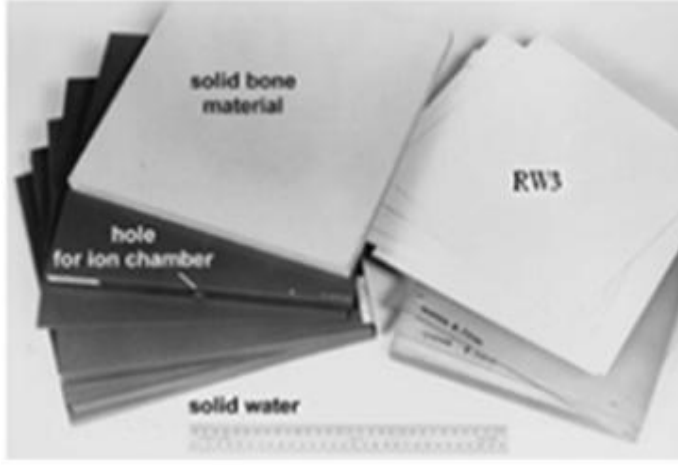


**Şekil 12. Eclipse marka bilgisayarlı tedavi planlama sistemi.**

### **RW-3 Katı Su Fantomu**

Elektron ve foton dozimetresinde referans madde olarak insan vücudu yerine saf su kullanılmaktadır. Kontrollerde ve pratiklik sağlanması için su eşdeğeri katı su fantomu kullanılır. Bu fantom yoğunluğu  $1,045 \text{ gr/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  olan polystrenden  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  ve  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  boyutlarında 1, 2, 5, 10, 20, 40 mm kalınlıklarında plakalar şeklinde üretilmiştir.





**Şekil 13. RW-3 katı su fantomu**

### **Gafchromic Film**

*Gafchromic* filmler radyoterapide çalışan dosimetrist , tekniker ve medikal fizikçinin ihtiyaçlarını karşılaması amacıyla üretilmiştir. *Gafchromic* filmler radyoterapide dozimetri için kullanılan yeni nesil filmlerdir. Bu filmler radyasyonla etkileştiklerinde mavi renk alırlar. Filmin yapısında bulunan molekül kompozisyonu neredeyse doku eşdeğeri bir kompozisyonudur.

*Gafchromic* filmler yapısal olarak 5 tabakadan oluşur iskelet kısmı olan en alt tabaka 175 mikron ( $\mu$ ) kalınlığında polyesterden imal edilmiştir. Bu tabakanın üzerinde 30  $\mu$  kalınlığında aktif tabaka bulunmaktadır. Aktif tabaka üzerine 5  $\mu$  kalınlığında koruyucu bir tabakayla kaplanır. Bu tabakanın üzerinde 25  $\mu$  kalınlığında yapıştırıcı bulunmakta ve son tabakada 50  $\mu$  kalınlığında polyester üzerine laminent'ten oluşmaktadır. Laminent filmi dış etkenlerden korumak amaçlı filmin en üst kısmına uygulanmıştır.



**Şekil 14. Gafchromic film tabakaları**

## Film Dansitometre

Optik yoğunluk ve absorbe doz arasındaki ilişkiyi belirleyen cihazlara “dansitometre” denir. Film dansitometrede ışınlanan radyografik filmlerin üzerinde oluşan kararmaların yoğunluğu belirlenir ve bu yoğunluğun radyasyon dozu cinsinden karşılığı saptanabilir. Eğer bir dizi ışınlama yapılacaksa kullanılacak filmler aynı film paketinden çıkan, benzer özellikli filmler olmalı ve dansitometrenin kalibrasyonu bunlarla yapılmalıdır. Kalibrasyon için yapılan ışınlamalar, asıl filmlerin ışınlanmasında kullanılacak olan aynı cihazda yapılmalıdır. Filmdeki optik yoğunluğun doz olarak eşdeğeri, oluşturulan dansitometre kalibrasyon eğrisi yardımıyla belirlenir. Dansitometreler okuduğu sinyali optik yoğunluğa, optik yoğunluğu da absorbe doza dönüştürme özelliğine sahiptirler.



Şekil 15. Dansitometre bilgisayarı ve lazer tarayıcısı

Dansitometre, ışınlanan radyografik x-ışını kontrol filmlerini Omni-Pro programına yükleyebilmek için bir adet Vidar marka film tarayıcıya sahiptir. Omni-Pro programı sayesinde istenilen derinlikteki doz profilleri elde edilebilir, istenilen izodoz eğrileri belirlenebilir.

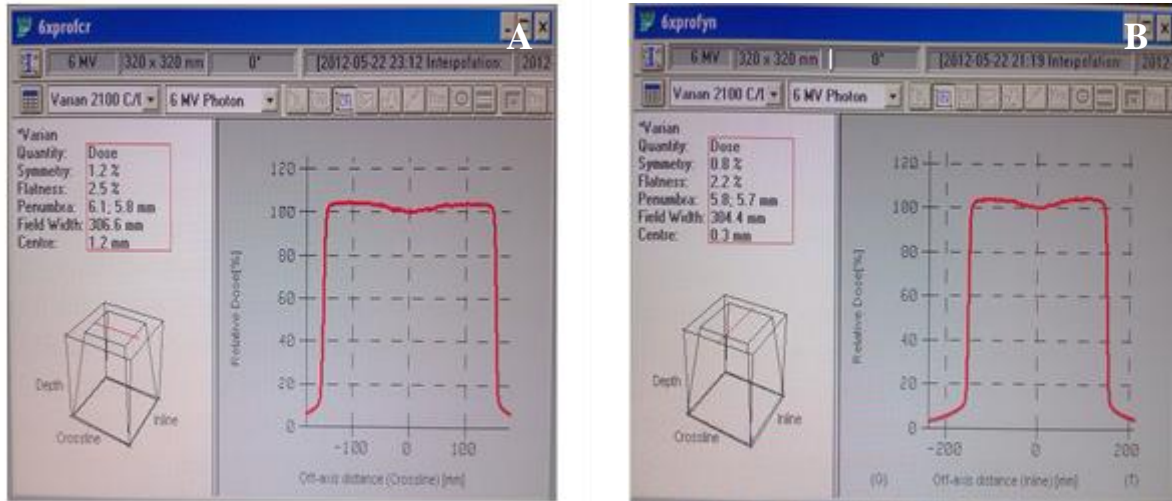
## Yöntem

TPS’de RW-3 katı su fantomun BT görüntüleri üzerinde, temsili baş boyun bölgesi için, iki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa kolimatör veya masa gantri açısı kullanılan tedavi tekniklerinde ve tek izomerkezli asimetrik teknikte iki yan boyun ve bir supra alanları oluşturuldu. İki yan boyun alanı ve supra alanlarının birleşim yerlerinde, kolimatör pozisyon

ve set-up hatalarından kaynaklanabilecek doz farklılıklarını incelemek amacıyla her bir planlamada iki yan boyun alanındaki supraya bitişik olan kolimatör pozisyonu normal konumunda ve -2mm, -1mm, +1mm, +2mm dijital gösterge farkları yaratılarak 200 cGy fraksiyon dozu için hesaplatıldı. TPS’de doz profili alınarak alan çakışma hattındaki doz artış ve azalışları kaydedildi. TPS’de hesaplatılan her plan için tedavi cihazında aynı konumlar yaratılmış ve RW-3 katı su fantomu arasına gafchromic film konularak ışınlamalar yapıldı. Işınlanan gafchromic film, film dozimetre yöntemiyle incelenerek alan çakışma hattında doz değişimleri analiz edildi. Çalışmaya başlamadan ve çalışma esnasında yapılan kalite kontrol ve uygulanan yöntemler;

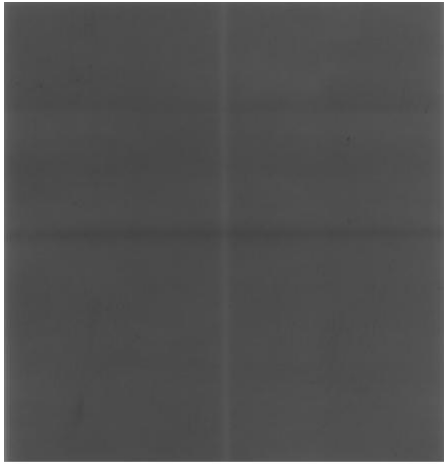
### Dozimetrik Kalite Kontroller

**Varian 2100C/D cihazında demet düzgünlüğü ve simetrisi ile ilgili olarak yapılan kalite kontrolü:** Su fantomu kullanılarak profil düzgünlüğünün ve simetrisinin kontrolü maksimum doz derinliğinde AB (inplane) ve GT (crossplane) yönlerinde elde edilen profil düzgünlük (flatness) ve simetri açısından değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar  $\pm\%3$  sınırının içinde bulunmuştur.



Şekil 16. A-GT(crossplane) B-AB(inplane) simetri ve Flatness kontrol grafikleri

**Varian 2100CD cihazında asimetrik kolimatörün kontrolüyle ilgili yapılan kalite kontrolü:** Aşağıda belirtilen alan boyutları için Verifikasyon filmi kullanarak SSD = 100 cm'de Dmaks derinliğinde 6 MV enerji seçilerek filmi hiç hareket ettirmeden kolimatörler A; X1=5 cm, X2=0 cm, Y1=0 cm, Y2= 5 cm B; X1=5 cm, X2=0 cm. Y1=5 cm, Y2= 0 cm C; X1=0 cm, X2=5 cm. Y1=5 cm, Y2= 0 cm D; X1=0 cm, X2=5 cm. Y1=0 cm, Y2= 5 cm konumlarında iken ışınlamalar yapılarak film üzerinde densitometrik olarak değerlendirildi. Alan birleşim yerlerinde doz farklılıklarının tolerans sınırlar içinde olduğu belirlendi.



**Şekil 17. Asimetrik alan kontrol filmi**

### **Mekanik Kalite Kontroller**

#### **Gantri Açısı Göstergesi Kontrolü (Su terazisi referans alındı) (Tolerans $\pm 1^\circ$ )**

Gantri açısı gösterge kontrolü su terazisi referans alınarak  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  lerde bakıldı anlamlı farklılık gözlenmedi.

**Tablo 1. Gantri açısı gösterge kontrolü**

	<b>0 °</b>	<b>90 °</b>	<b>180 °</b>	<b>270 °</b>
<b>Dijital</b>	0	90	180	270
<b>Analog</b>	0	90,5	180	270
<b>Sapma</b>	0	<1	<1	<1

#### **Kolimatör Açısı Göstergesi Kontrolü (Su terazisi referans alındı) (Tolerans $\pm 1^\circ$ )**

Kolimatör açısı gösterge kontrolü su terazisi referans alınarak  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $270^\circ$  lerde bakıldı anlamlı farklılık gözlenmedi.

**Tablo 2. Kolimatör açısı gösterge kontrolü**

	<b>0 °</b>	<b>90 °</b>	<b>180 °</b>	<b>270 °</b>
<b>Dijital</b>	0	90	-----	270
<b>Analog</b>	0	90	-----	270
<b>Sapma</b>	0	<1	-----	<1

**Alan Boyutları Göstergesi Kontrolü**

Alan boyutları göstergesi kontrolü için aşağıdaki alan boyutlarındaki sapma miktarları, izomerkezden cetvelle ölçülen değerleri referans alınarak kontrol edildi anlamlı fark gözlenmedi.

**Tablo 3. Alan Boyutları gösterge kontrol kontrol**

<b>Alan boyutu X×Y(cm)</b>	<b>X1</b>	<b>X2</b>	<b>Y1</b>	<b>Y2</b>
<b>5×5</b>	5	5	5	5
<b>10×10</b>	10	10	10	10
<b>35×35</b>	35	35	35	35

**Jaw Simetrisi Kontrolü (Jawların izomerkezden uzaklıkları) (Tolerans ± 2mm)**

Jaw simetrisi kontrolü aşağıdaki alan boyutlarındaki sapma miktarları, izomerkezden cetvelle ölçülen değerleri referans alınarak kontrol edildi anlamlı fark gözlenmedi.

**Tablo4. Jaw simetrisi kontrol kontrolü**

<b>Alan boyutu XxY(cm)</b>	<b>Tolerans (Her ekseninde)</b>	<b>Dijital XxY(cm)</b>	<b>Analog XxY(cm)</b>	<b>Sapma (mm)</b>
<b>5×5</b>	2mm	5×5	5×5	0
<b>10×10</b>	2mm	10×10	10×10	0
<b>35×35</b>	3mm	35×35	35×35	0

**Tedavi Masasının İzomerkezli Dönüşü İle Açı Göstergesinin Kontrolü**

(Toleransı ± 1°)

Tedavi masasının izosantır noktasında dönüşü ile dijital ve analog açı göstergeleri kontrol edildi fark bulunmadı.

**Tablo 5. Tedavi masasının izomerkezli dönüşü ile açı göstergesinin dijital ve analog gösterge kontrolü**

	0 °	90 °	270 °
<b>Dijital</b>	359,8	90,1	269,8
<b>Analog</b>	0	90	270
<b>Sapma</b>	<1	<1	<1

### **Tedavi Masasının Rotasyon Hareketi İle İzomerkez Uygunluğu**

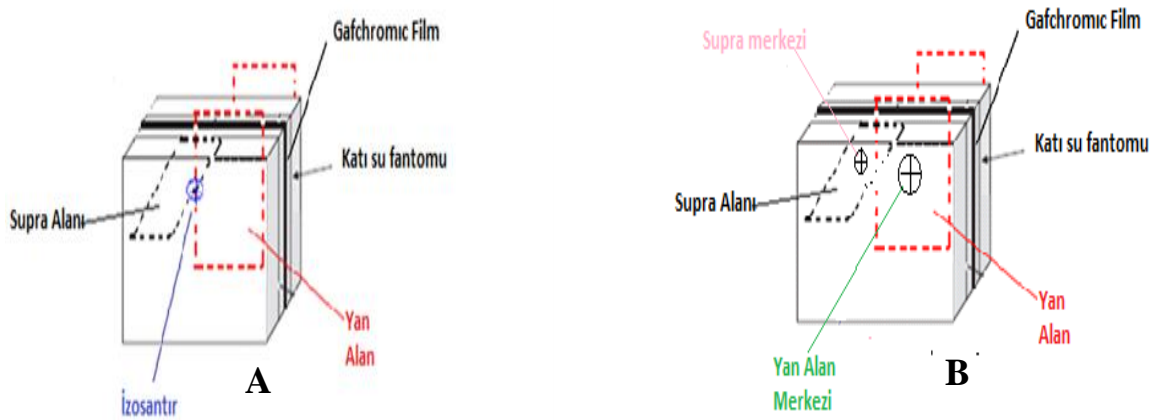
Tedavi masası 0°,90°, 270° lik masa rotasyon hareketinde her açıda işaretlenecek noktaların çapını ölçüldü fark bulunamadı.

**Tablo 6. Tedavi masasının rotasyon hareketi ile izomerkez uygunluğu kontrolü**

Ölçülen (mm)	Tolerans
<2mm	Çap=2mm

### **Fantom Setin Kurulması**

BTPS’ de yapılan planların doğruluğunu araştırmak için tedavi cihazında “Gafchromic” tedavi doğrulama filmi, 3 cm derinliğe “RW3” katı su fantomu arasına konarak ambalajlanmış ve BT si çekilmiştir. Üç tedavi yöntemi ile yapılan 15 ayrı plan için bu fantom seti aşağıdaki Şekil 18’de gösterildiği gibi kurularak ışınlamalar yapılmıştır.



**Şekil 18. A-Tek isomerkezli, B-Çift isomerkezli planlama ışınlamalarında kullanılan fantom setin şematik görünümü.**

### **Bilgisayarlı Tomografi Simülasyon İşlemleri**

RW-3 katı su fantom set Şekil 19'da görüldüğü gibi Toshiba marka Asteion model BT simülasyon cihazında lazer işaretlemeleri yapıldıktan sonra 0.5 cm kesit aralığı 0.5 cm kesit kalınlığında 120 Kv, 100 mA ve 320 mm Fov da görüntüleri alınarak Eclipse marka TPS' ne gönderildi.



**Şekil 19. Fantom set simülasyon.**

### **Tedavi Planlama Sistemindeki İşlemleri**

Toshiba marka Asteion model BT simülasyon cihazından gelen görüntüler simetrik kolimatör kullanarak oluşturulacak iki izomerkezli simetrik tedavi teknikleri ve asimetric kolimatör kullanarak oluşturulacak tek izomerkezli asimetric tedavi tekniği için konturlandı. Konturlanan görüntüler üzerinden üç ayrı tedavi tekniği için planlamalar yapıldı. Çalışmamızda kullanılan alan boyutları klinikte tercih edilen alan boyutları ve literatürlerde tercih edilen alan boyutları değerlendirilerek, yan sahalar için 10 cm × 10 cm, supraklaviküler bölge içinse 10 cm × 20 cm olarak belirlendi. Alanların açılmasında tercih edilen kolimatörlerin seçiminde yan alanlarda spinal kord koruması MLC (Multi Leaf Colimatör) ile yapılacağı dikkate alınmıştır. Bu yüzden tüm planlamalarda yan alanların supraklaviküler alan ile komşu kenarı Y1 kolimatörü ile sağlanmıştır. supraklaviküler alanın yan alanlarla komşuluğu yine MLC yönü dikkate alınarak X2 kolimatörü ile sağlanmıştır. Komşuluk X1 kolimatörü ile sağlanamamaktadır çünkü gerek tedavi cihazı gerekse TPS, 180° kolimatör açısına izin vermemektedir. Kolimatör konum hatalarını canlandırabilmek için yaratılan dijital gösterge farklılıkları Y1 kolimatörü üzerinde uygulanmıştır.

### **Yapılan planlamalara ait alan boyutu, masa, kolimatör, gantri açısı vs. bilgiler:**

1. Işın diverjansına uygun masa ve gantri açılı iki izomerkezli teknik için TPS'de sağ yan boyun alanı SSD=97 cm' de alan boyutları  $X1=5$   $X2=5$   $Y1=5$   $Y2=5$ , gantri açısı  $270^\circ$ , kolimatör açısı  $0^\circ$ , masa açısı diverjansa göre belirlenerek  $3^\circ$ 'ye ayarlandı. Sol yan boyun alanı sağ yan boyun alanı ile aynı izomerkezde SSD=97 cm' de alan boyutları  $X1=5$   $X2=5$   $Y1=5$   $Y2=5$ , gantri açısı  $90^\circ$ , kolimatör açısı  $0^\circ$ , masa açısı diverjansa göre belirlenerek  $357^\circ$ 'ye ayarlandı. Ön supraklaviküler alan yan boyun alanlarının izomerkezinden 10 cm lng uzaklığında SSD=97 cm' de ve alan boyutları  $X1=10$  cm,  $X2=10$ cm ve  $Y1=5$  cm,  $Y2=5$  cm olarak belirlenmiştir. Tedavi massı  $90^\circ$  lik açıya kolimatör açısı  $0^\circ$  ye ve gantri açısında BTPS ekranında görünen diverjansa uygun olan  $3^\circ$  ye ayarlandı. Sağ ve sol boyun alanlarından fraksiyon dozu olarak 100 cGy supraklaviküler alandan fraksiyon dozu olarak 200 cGy verilerek hesaplatıldı. Alan birleşim yerlerinde oluşabilecek set-up ve kolimatör konum hatalarını oluşturabilmek amacı ile sağ ve sol yan boyun alanlarında supraklaviküler alanın üst sınırına bitişik olan Y1 kolimatörü bulunduğu konumdan dijital olarak +1mm, +2mm, -1mm, -2mm boyutlarında supraklaviküler alnın içine yada dışına konumlandırılarak 200 cGy doz için hesaplamalar tekrarlandı. Hesaplatılan bu planlar üzerinde 3 cm derinlikte doz profilleri alınarak kolimatör pozisyonundan kaynaklanan alan birleşim yerlerindeki maksimum ve minimum doz verileri alındı.

2. Işın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı iki izomerkezli teknik için BTPS'de sağ yan boyun alanı SSD=97 cm' de alan boyutları  $X1=5$  cm  $X2=5$  cm  $Y1=5$  cm  $Y2=5$  cm, gantri açısı  $270^\circ$ , kolimatör açısı  $357^\circ$ , masa açısı diverjansa göre belirlenerek  $3^\circ$ 'ye ayarlandı. Sol yan boyun alanı sağ yan boyun alanı ile aynı izomerkezde SSD = 97 cm' de alan boyutları  $X1=5$  cm,  $X2=5$  cm,  $Y1=5$  cm,  $Y2=5$  cm, gantri açısı  $90^\circ$ , kolimatör açısı  $3^\circ$ , masa açısı diverjansa göre belirlenerek  $357^\circ$ 'ye ayarlandı. Ön supraklaviküler alan yan boyun alanlarının izomerkezinden 10 cm uzaklığında SSD=97 cm' de ve alan boyutları  $X1=10$  cm,  $X2=10$  cm ve  $Y1=5$  cm,  $Y2=5$  cm olarak belirlenmiştir. Tedavi massı  $0^\circ$  lik açıya kolimatör açısı  $0^\circ$  ye ve gantri açısında  $0^\circ$  ye ayarlandı. Sağ ve sol boyun alanlarından fraksiyon dozu olarak 100 cGy supraklaviküler alandan fraksiyon dozu olarak 200 cGy verilerek hesaplatıldı. Alan birleşim yerlerinde oluşabilecek set-up ve kolimatör konum hatalarını oluşturabilmek amacı ile sağ ve sol yan boyun alanlarında supraklaviküler alanın üst sınırına bitişik olan Y1 kolimatörü bulunduğu konumdan dijital olarak +1mm, +2mm, -1mm, -2mm boyutlarında supraklaviküler alnın içine yada dışına konumlandırılarak 200 cGy doz için hesaplamalar tekrarlandı. Hesaplatılan bu planlar üzerinde 3 cm derinlikte doz



profilleri alınarak kolimatör pozisyonundan kaynaklanan alan birleşim yerlerindeki maksimum ve minimum doz verileri alındı.

3. Tek izomerkezli asimetrik kolimatörlü teknik için TPS’de sağ yan boyun alanı SSD = 97 cm’ de alan boyutları X1=5 cm, X2=5 cm, Y1=0 cm, Y2=10 cm, gantri açısı 270°, kolimatör açısı 0° , masa açısı 0°’ye ayarlandı. Sol yan boyun alanı sağ boyun alanı ile aynı izomerkezde SSD=97 cm’ de alan boyutları X1=5 cm, X2=5 cm, Y1=0 cm, Y2=10 cm, gantri açısı 90°, kolimatör açısı 0° , masa açısı 0°’ye ayarlandı. Ön supraklaviküler alan yan boyun alanlarının izomerkezinden 10 cm uzaklığında SSD=97 cm’ de ve alan boyutları X1=10 cm, X2=10 cm ve Y1=0 cm, Y2=10 cm olarak belirlenmiştir. Tedavi massı 0° lik açıya kolimatör açısı 0° ye ve gantri açısında 0° ye ayarlandı. Sağ ve sol boyun alanlarından fraksiyon dozu olarak 100 cGy supraklaviküler alandan fraksiyon dozu olarak 200 cGy verilerek hesaplatıldı. Alan birleşim yerlerinde oluşabilecek set-up ve kolimatör konum hatalarını oluşturabilmek amacı ile sağ ve sol yan boyun alanlarında supraklaviküler alanın üst sınırına bitişik olan Y1 kolimatörü bulunduğu konumdan dijital olarak +1 mm, +2 mm, -1 mm, -2 mm boyutlarında supraklaviküler alnın içine yada dışına konumlandırılarak 200 cGy doz için hesaplamalar tekrarlandı. Hesaplatılan bu planlar üzerinde 3 cm derinlikte doz profilleri alınarak kolimatör pozisyonundan kaynaklanan alan birleşim yerlerindeki maksimum ve minimum doz verileri alındı.

### **Tedavi Cihazında Yapılan İşlemler**

TPS’ de üç tedavi yöntemi için yapılan 15 planlama verileri doğrultusunda “RW3” katı su fantomu ve tedavi doğrulama filmi Şekil 20’de görüldüğü gibi her plan için set-up yapılarak ışınlanmıştır.



**Şekil 20. Fantom set ışınlaması**

## Film Dansitometre İle Yapılan İşlemler

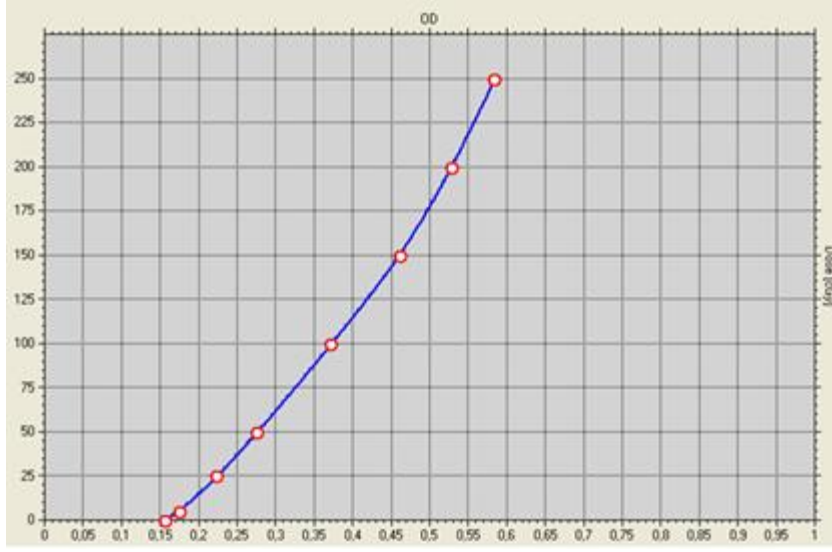
**Film kalibrasyonu:** Dansitometre, ışınlamada kullanılacak lineer hızlandırıcı için kalibre edilmesi gerekli olduğundan ilk önce planlama sisteminde istenen kalibrasyon dozları için planlar yapılmış ve MU değerleri elde edilmiştir. Lineer hızlandırıcıda RW3 katı su fantom seti kurularak SSD=97 cm'de 3 cm derinliğe konan tedavi doğrulama filmi, kalibrasyon için belirlenen dozlara (10 cGy, 25 cGy ,50 cGy , 100 cGy , 150 cGy, 200 cGy, 250 cGy ) karşılık gelen MU değerleri kadar  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ' lik alanlarda 6 MV enerji ile ışınlanmıştır. Kalibrasyon filmlerinde kullanılan dozlar ve hesaplanan MU' ler aşağıdaki Tablo7'de verilmiştir.

**Tablo7. Dansitometre kalibrasyon tablosu**

Dansitometre Kalibrasyonu					
Film No	SSD	Derinlik (cm)	CGy	%DD	MU
1	97	3	0	% 87,5	0
2	97	3	10	% 87,5	6
3	97	3	25	% 87,5	11
4	97	3	50	% 87,5	23
5	97	3	100	% 87,5	34
6	97	3	150	% 87,5	65
7	97	3	200	% 87,5	75
8	97	3	250	% 87,5	80

**SSD:** Source-surface distance, **CGy:**Santigrey, **DD:** MU: Monitör Unit.

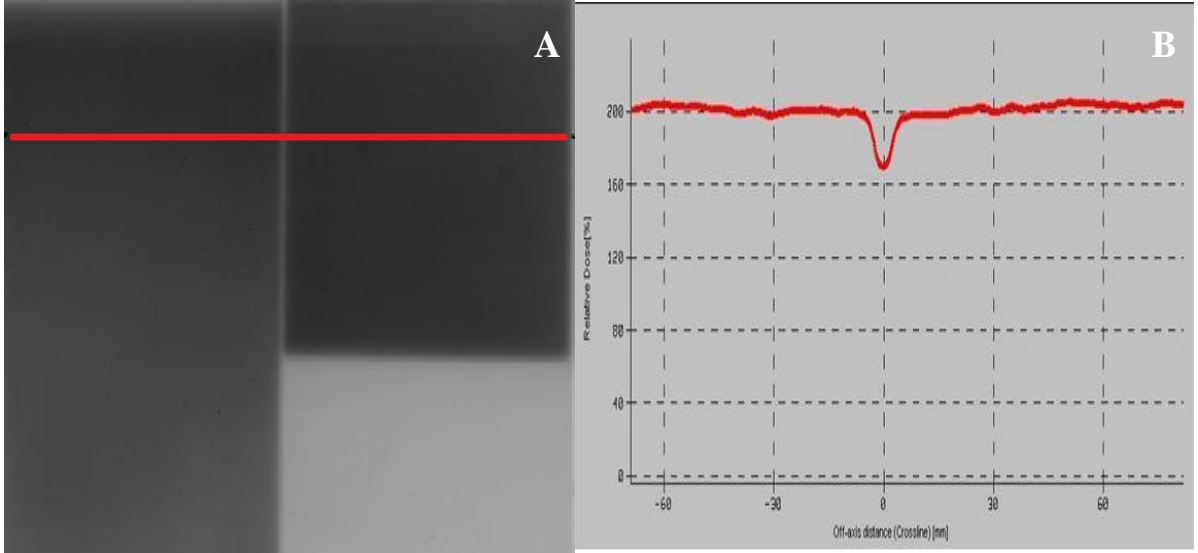
İşinlanan kalibrasyon filmleri vidar tarayıcı sayesinde film dansitometreye aktarılmıştır. Filmlerde ışınlama sebebiyle oluşan optik dansiteye (OD) karşılık gelen doz bilindiğinden cGy cinsinden dansitometreye tanıtılmıştır. Kalibrasyon eğrisi Şekil 21'de görüldüğü gibi oluşturularak kalibrasyon bitirilmiştir.



Şekil 21. Film kalibrasyon eğrisi(Doz(cGy), OD(optik dansite) değeri)

#### Işınlan filmlerin okunması:

Tedavi cihazında fantom set kurularak herbir planlama için ışınlanan filmler vidarda taratılarak alan çakışma hattında 3 cm derinlikte profilleri Şekil 22’de görüldüğü gibi alındı ve çakışma hattında doz homojenitesi değerlendirilerek oluşan doz değişiklikleri kaydedildi.



Şekil 22. A- Işınlanan film(örnek) ve B- doz profili (örnek)

## **BULGULAR**

### **TPS VE IŞINLANAN FİLMLER'DEN ELDE EDİLEN SONUÇLAR**

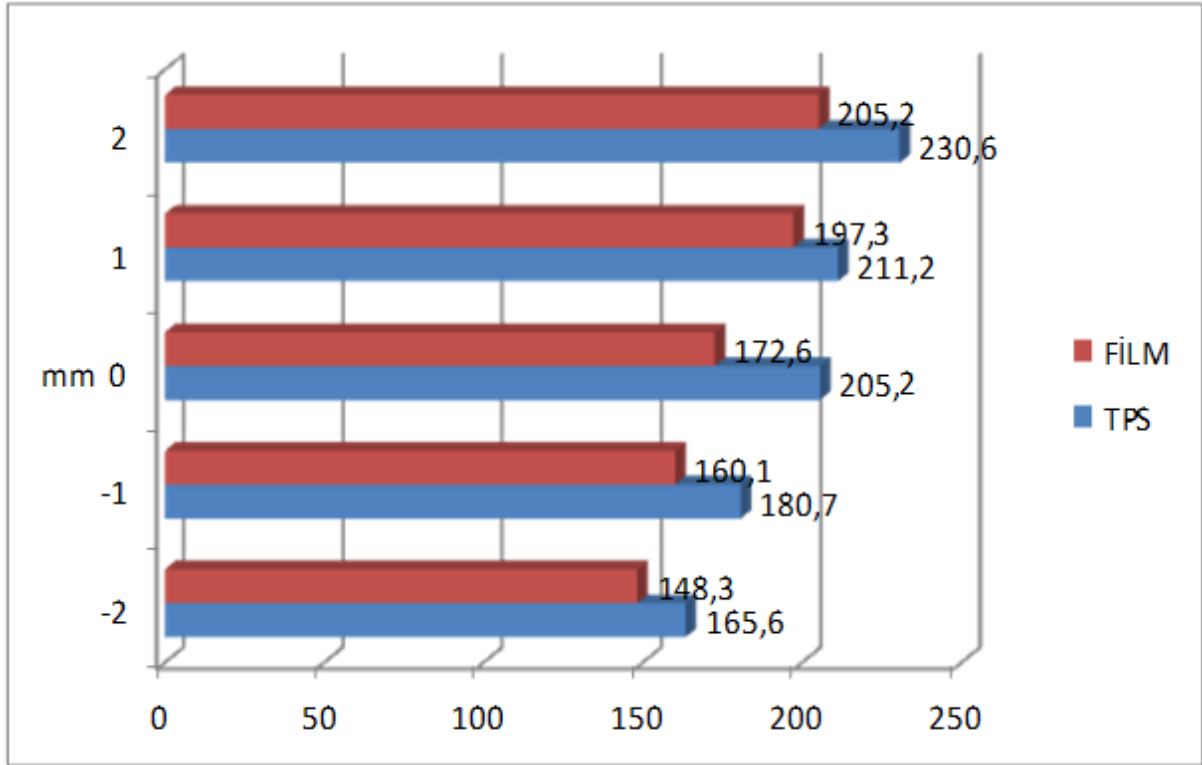
RW3 katı fantomun BT simülatörde çekilen görüntüleri Varian 2100/CD cihazına uyumlu TPS' de iki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknik, iki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa kolimatör açılı teknik ve tek izomerkezli asimetrik alan tedavi teknikleri kullanılarak planlamalar yapıldı. Bu planlamalarda komşu alanlar arasında hiç aralık bırakılmadan, 1mm üst üste bindirilerek, 2mm üst üste bindirilerek, 1mm aralık bırakarak ve 2mm aralık bırakılarak her tedavi tekniği için 5'er planlama yapıldı. Fraksiyon başına TD olarak boyun bölgesine 200 cGy ve supra bölgesine 200 cGy verilerek doz dağılımı hesaplatıldı. TPS'de alan çakışma yerlerinde oluşan doz dağılımını film dozimetreyle elde edilen dozlar ile karşılaştırmak için planlamada sagittal kesit üzerinde 3 cm derinlikte her planlama üzerinde doz profilleri alınarak alan çakışma hattındaki dozlar incelendi.

### **İKİ İZOMERKEZLİ IŞIN DİVERJANSINA UYGUN MASA VE GANTRİ AÇILI TEKNİK**

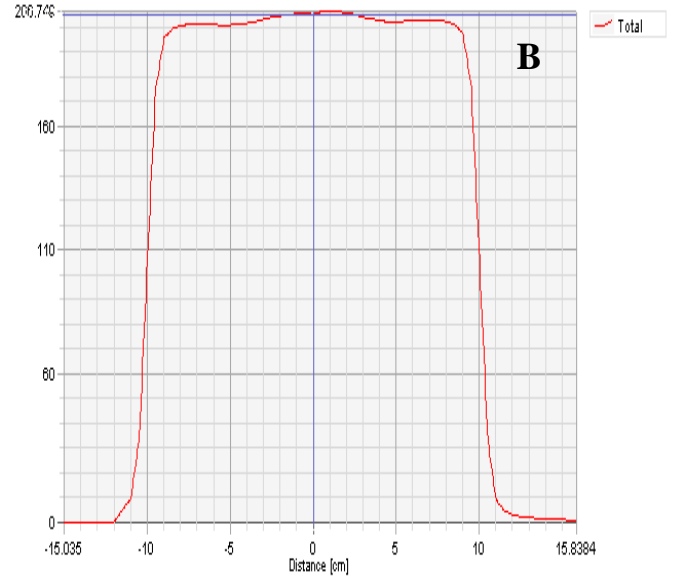
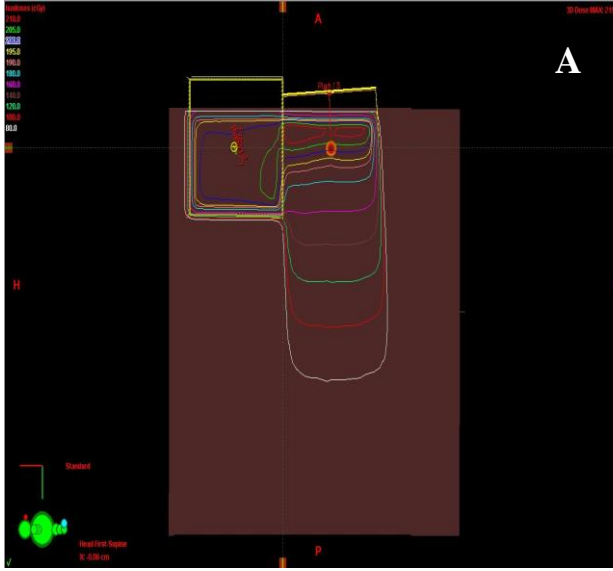
İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğin TPS ve film dozimetre ile elde edilen % değer olarak farkları Tablo 8 ve Şekil 23'de gösterilmiştir. TPS' de oluşan izodoz eğrileri ile doz profilleri Şekil 24, 26, 28, 30, 32'de ve ışınlama sonucu oluşan film görüntüsü ile doz profili Şekil 25, 27, 29, 31, 33' de gösterilmiştir.

**Tablo 8. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri**

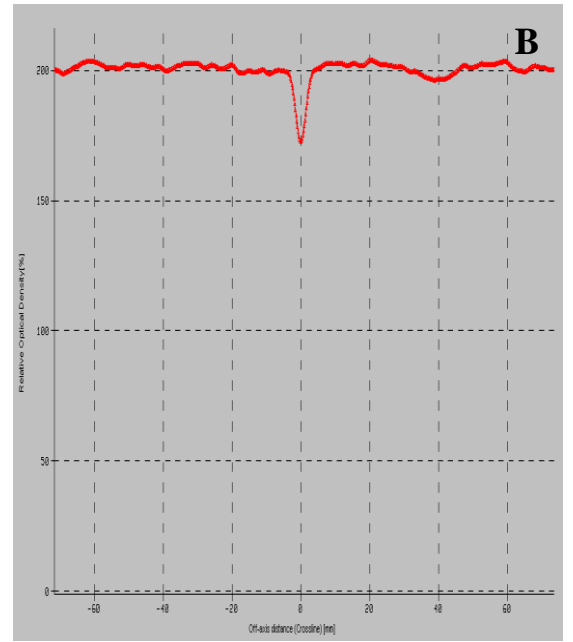
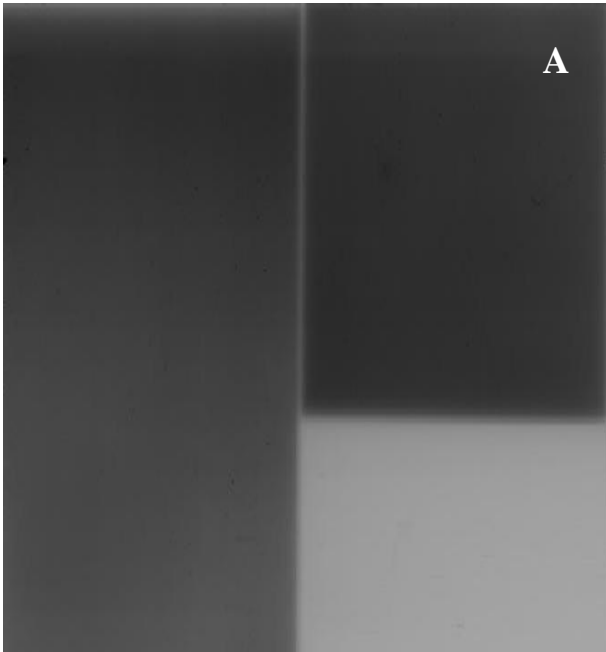
Kolimatörde yaratılan dijital fark	-2mm	-1mm	1mm	2mm	Normal Konumunda (0mm)
TPS değeri (cGy)	165.6	180.7	211.2	230.6	205.2
TD ile fark (%)	17.8	10.4	5.6	15.3	2.6
Film değeri (cGy)	148.3	160.1	197.3	205.2	172.6
TD ile fark (%)	28.9	20	1.4	2.6	13.7



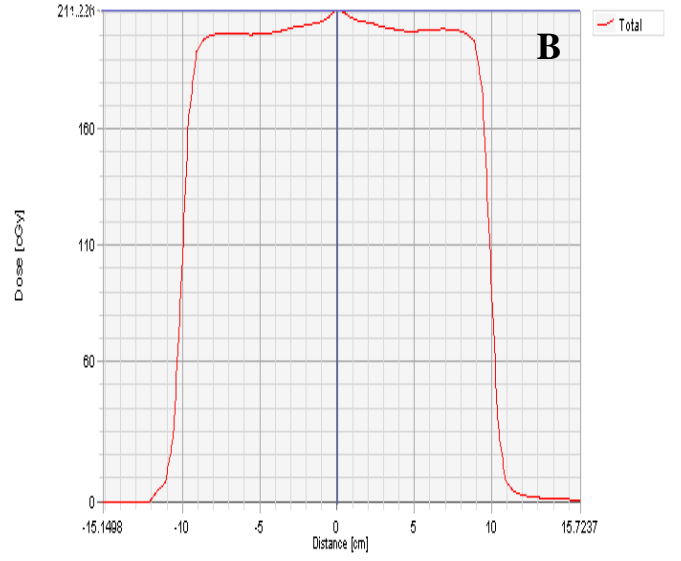
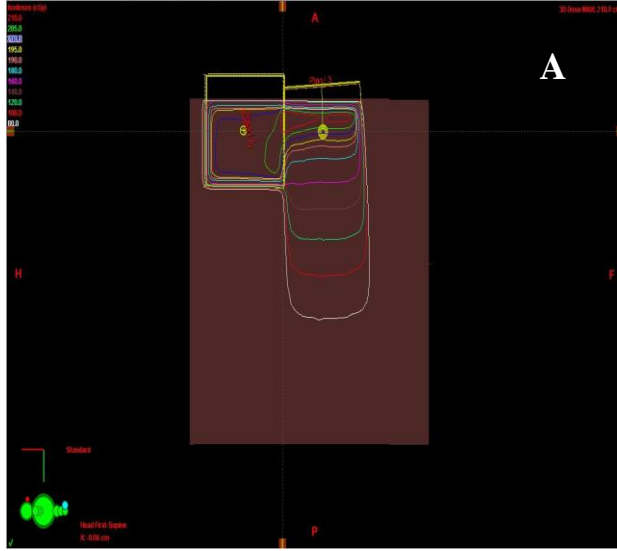
**Şekil 23. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri**



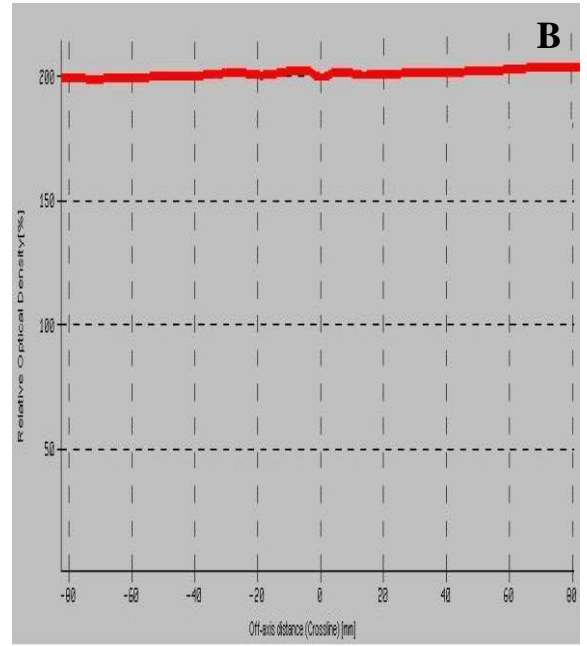
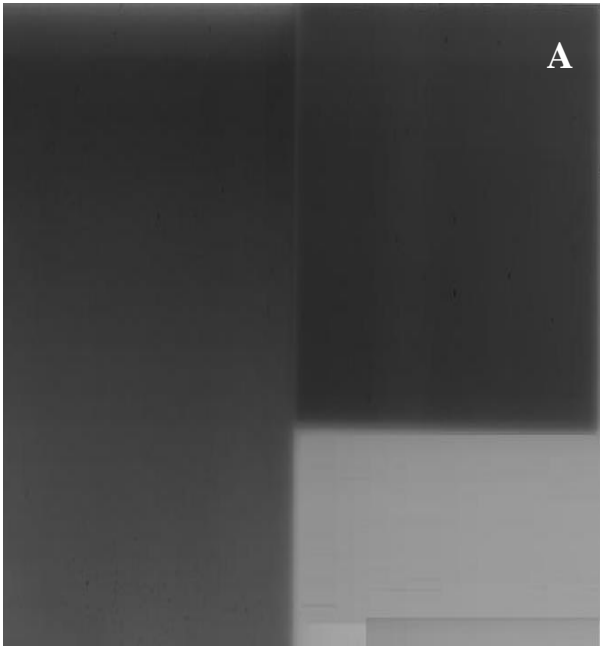
**Şekil 24. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili.**



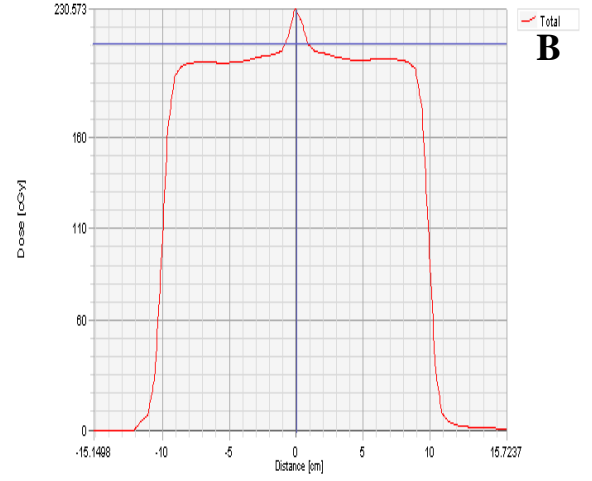
**Şekil 25. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili**



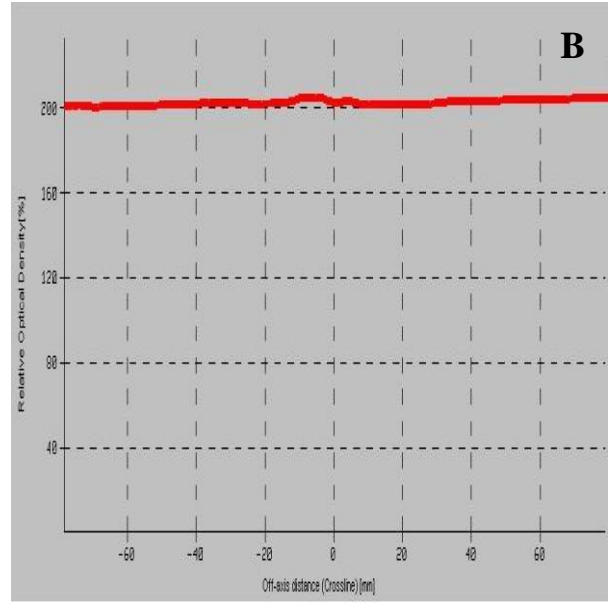
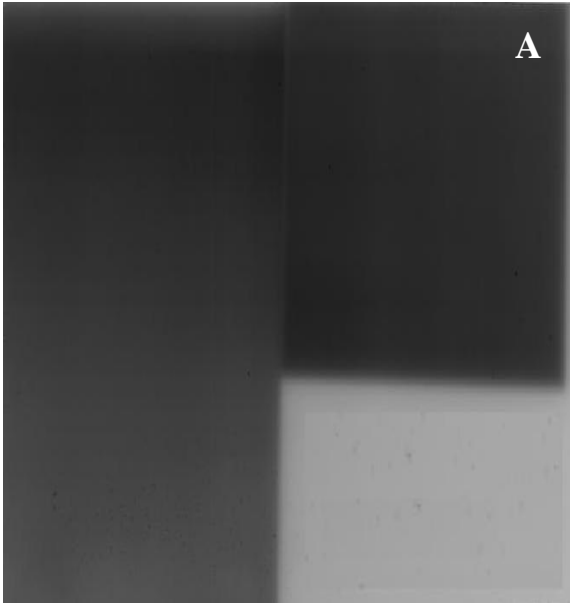
Şekil 26. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+1mm çakışan hat için).



Şekil 27. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+1 mm çakışan hat için).

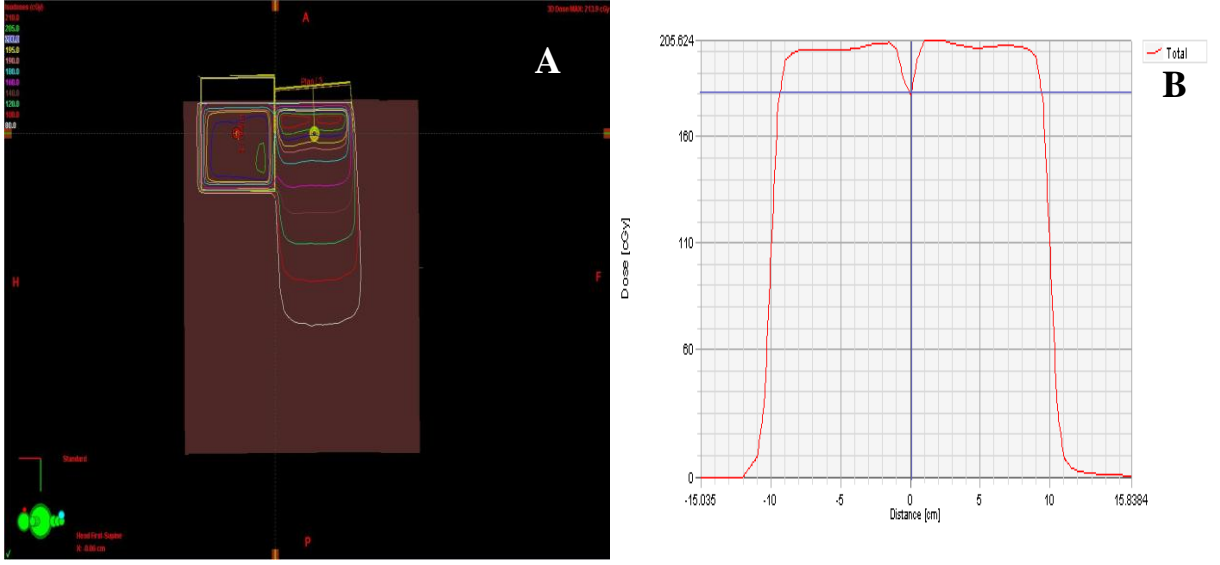


**Şekil 28. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+2mm çakışan hat için).**

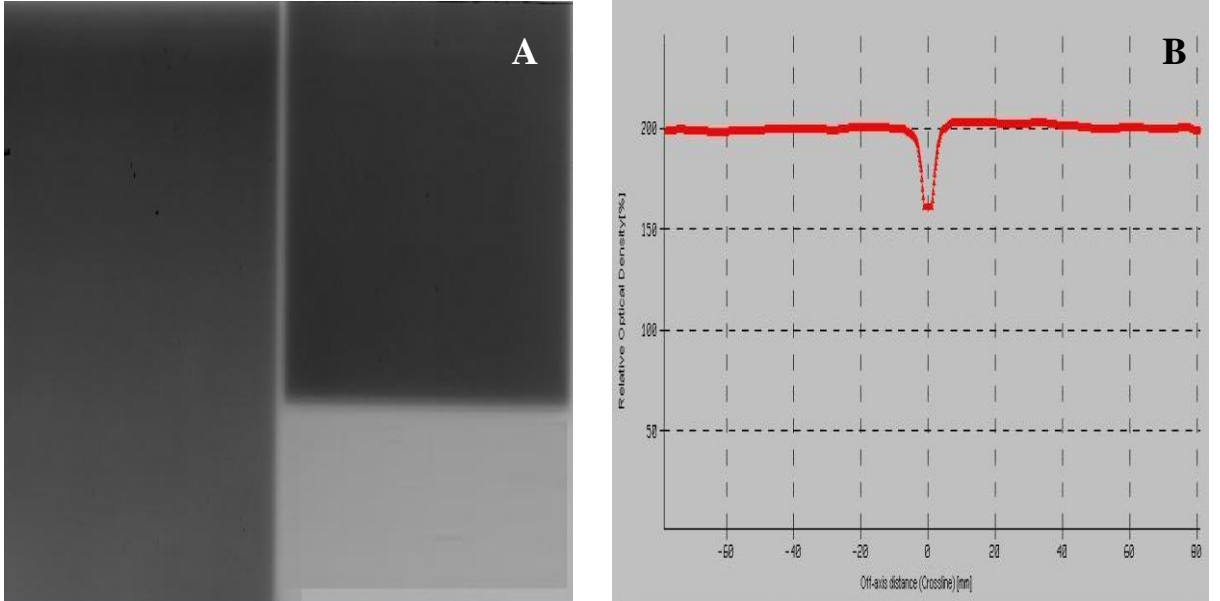


**Şekil 29. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+2 mm çakışan hat için).**

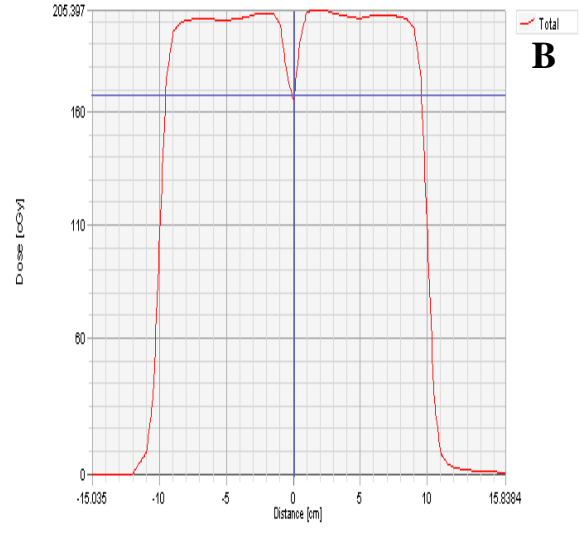




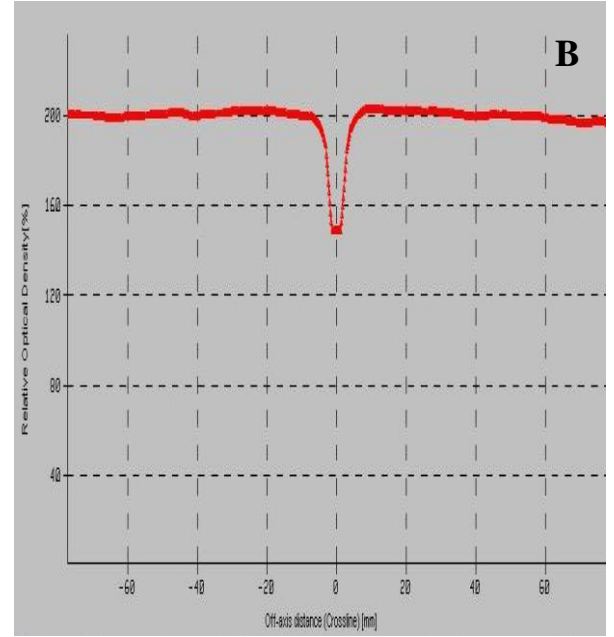
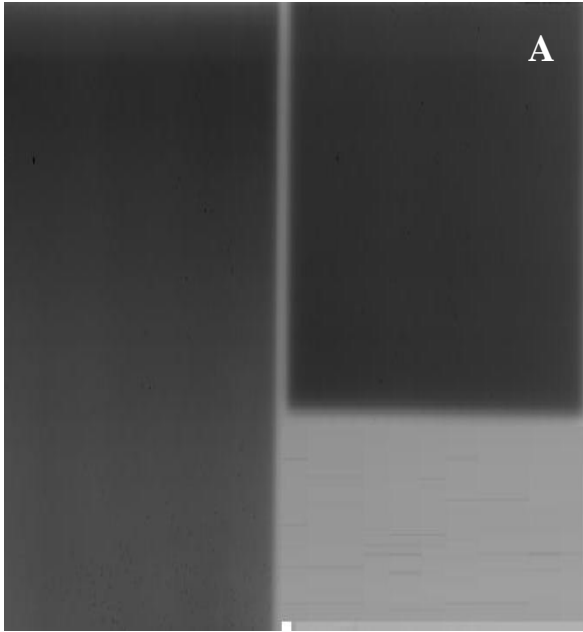
Şekil 30. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doç profili (-1mm aralık hat için).



Şekil 31. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doç profili (-1 mm aralık hat için).



**Şekil 32. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doç profili (-2mm aralık hat için).**



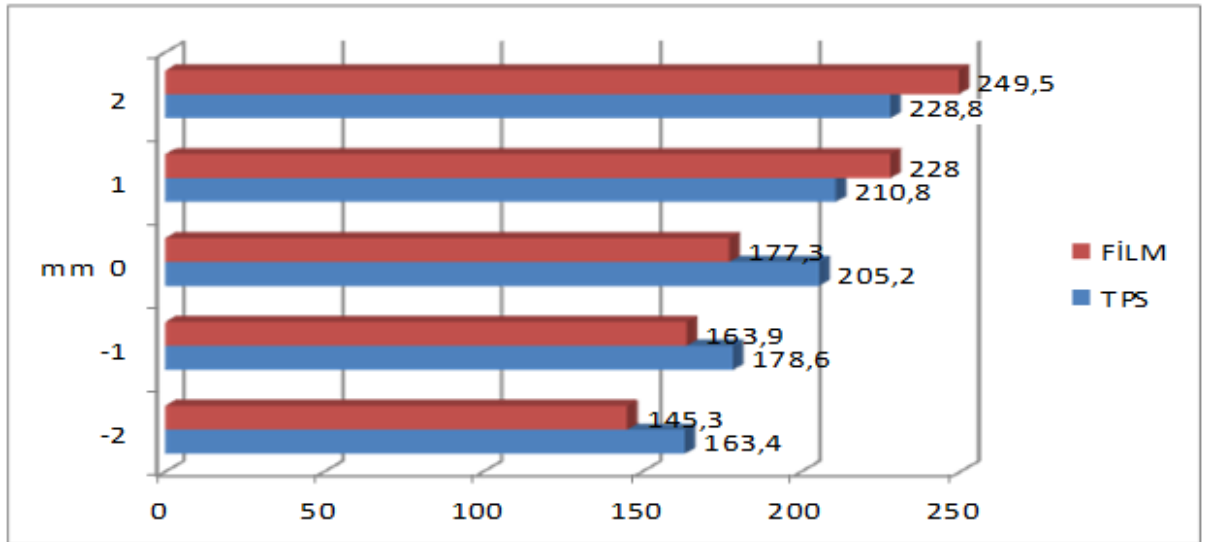
**Şekil 33. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doç profili (-2 mm aralık hat için).**

## İKİ İZOMERKEZLİ IŞIN DİVERJANSINA UYGUN MASA VE KOLİMATÖR AÇILI TEKNİK

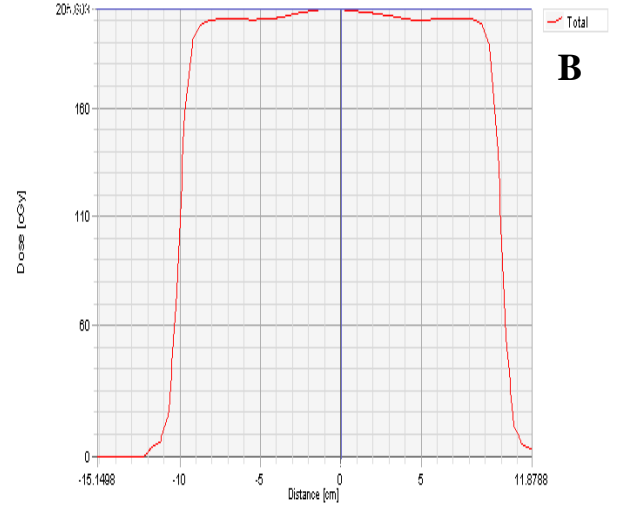
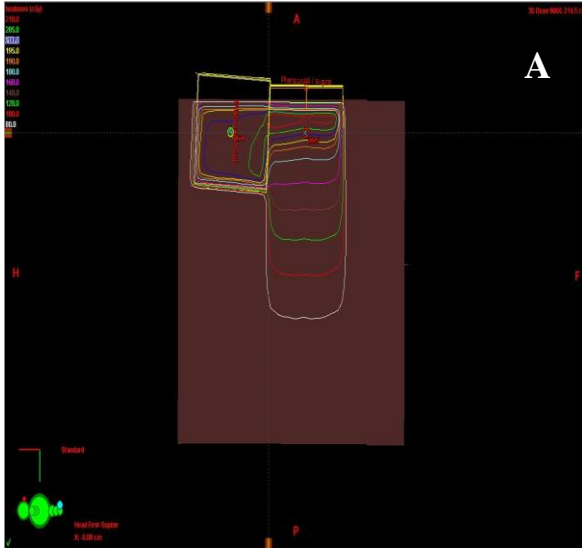
İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı tekniğin TPS ve film dozimetre ile elde edilen % değer olarak farkları Tablo 9 ve Şekil 34’de gösterilmiştir. TPS’ de oluşan izodoz eğrileri ile doz profilleri Şekil 35, 37, 39, 41, 43’de ve ışınlama sonucu oluşan film görüntüsü ile doz profili Şekil 36, 38, 40, 42, 44’ de gösterilmiştir.

**Tablo 9. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri**

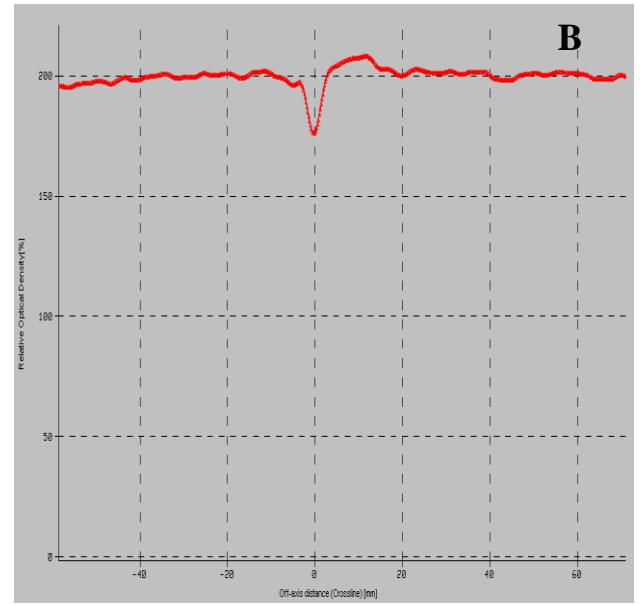
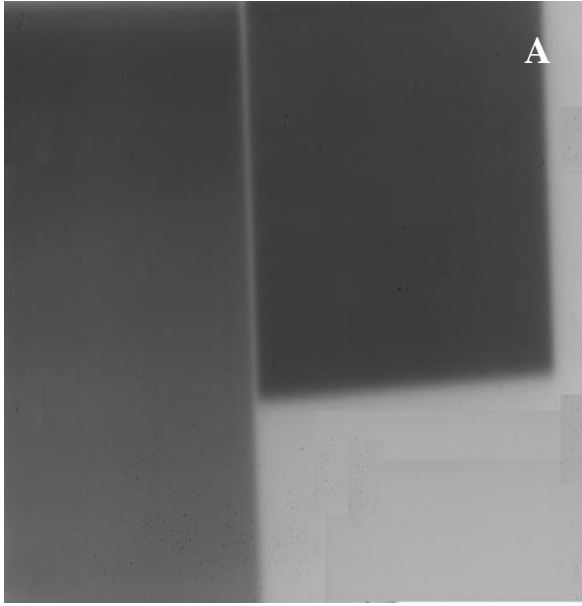
Kolimatörede yaratılan dijital fark	-2mm	-1mm	1mm	2mm	Normal Konumunda (0mm)
TPS değeri (cGy)	163.4	178.6	210.8	228.8	205.8
TD ile fark (%)	18.3	10.7	5.4	14.4	2.9
Film değeri (cGy)	145.3	163.9	228	249.5	177,3
TD ile fark (%)	27.4	18	14	24.8	11,4



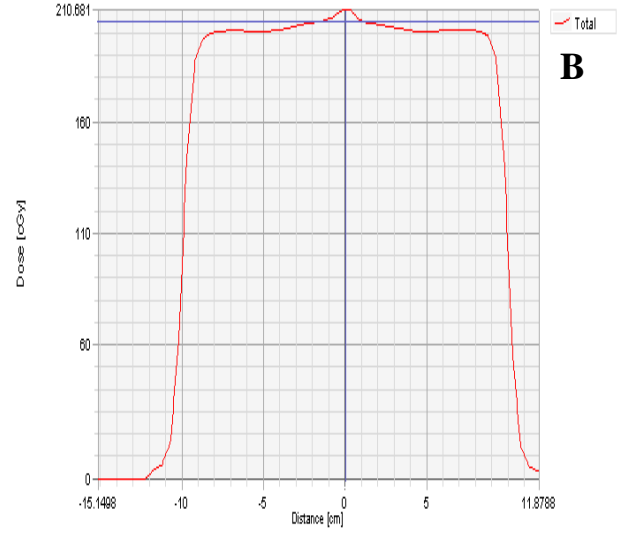
**Şekil 34 . İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri**



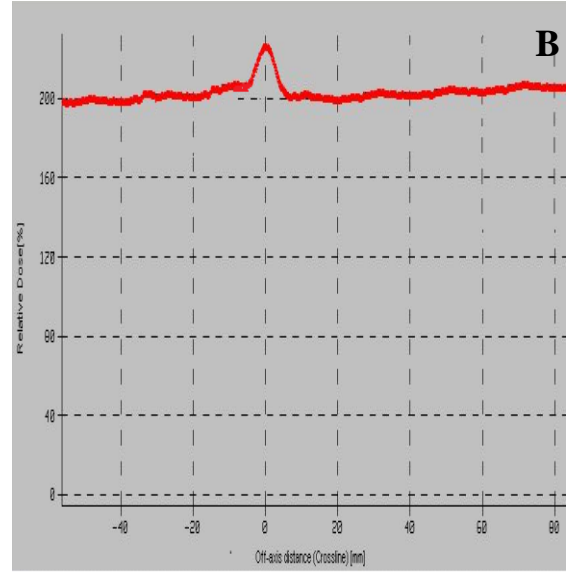
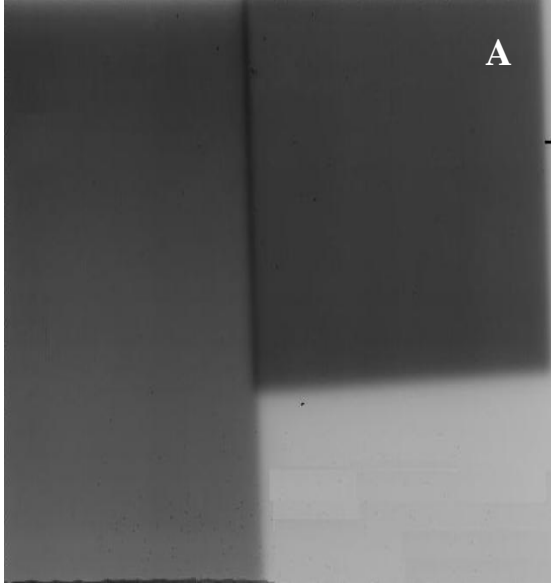
**Şekil 35. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doç profili .**



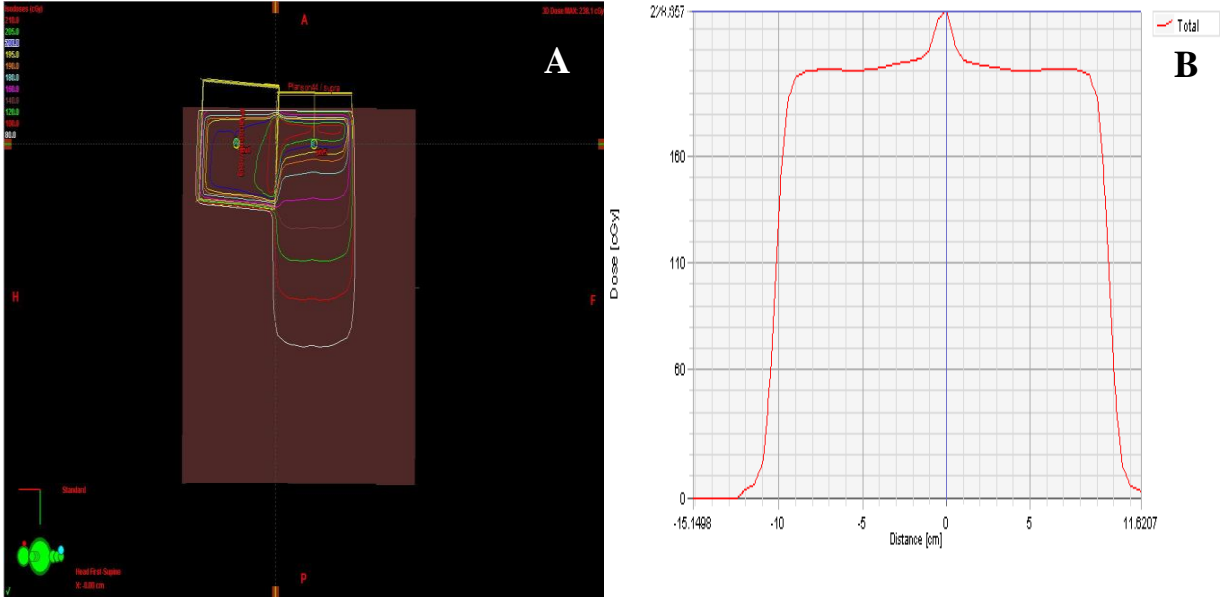
**Şekil 36. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doç profili**



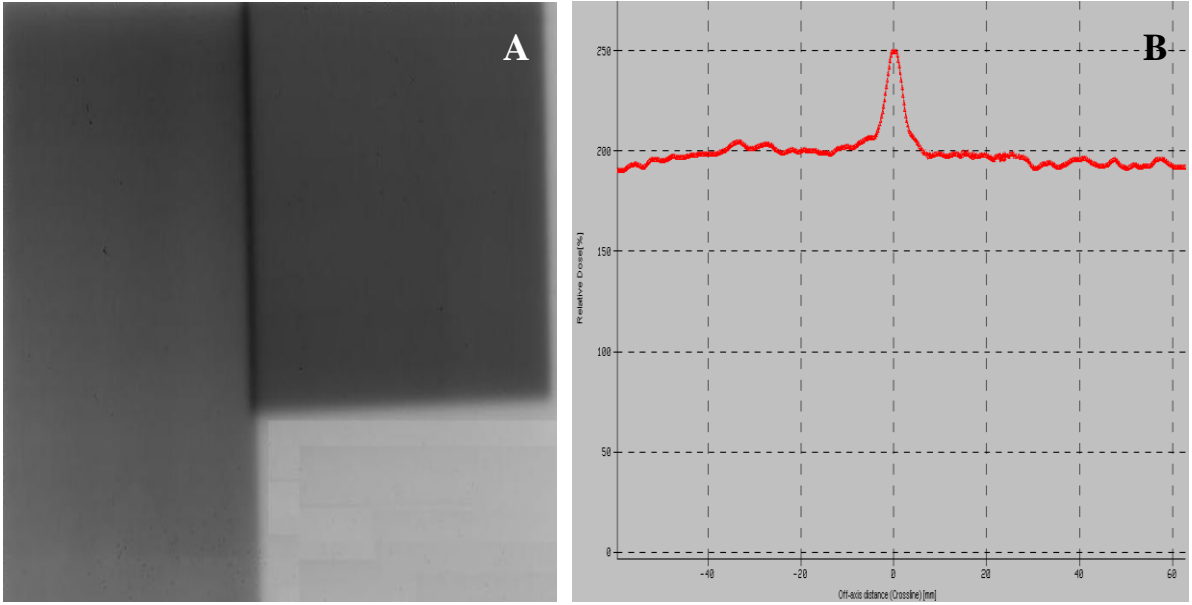
**Şekil 37. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+1mm çakışan hat için)**



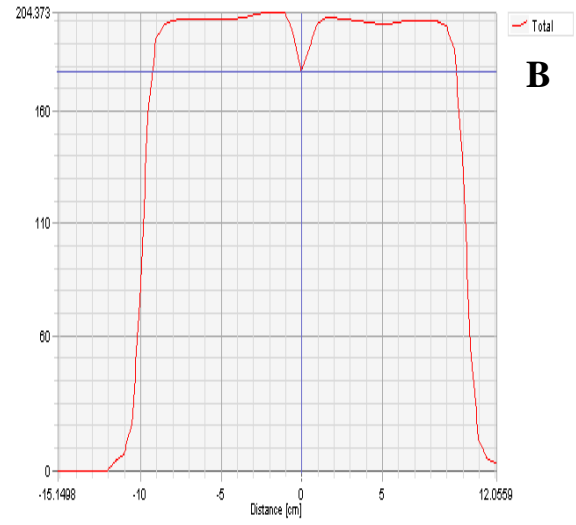
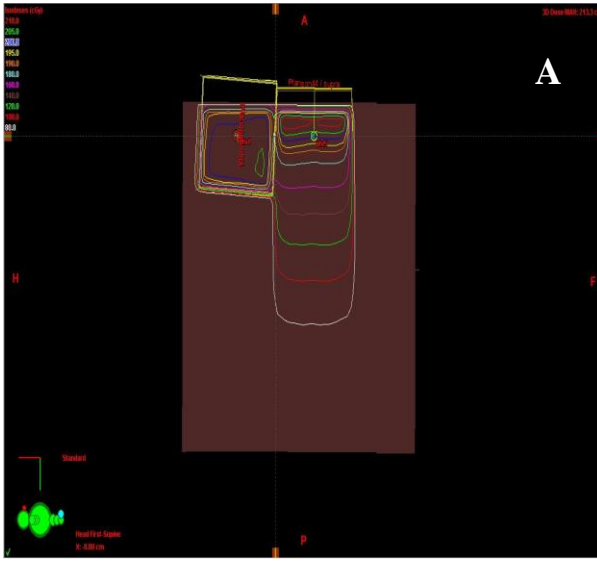
**Şekil 38. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+1 mm çakışan hat için).**



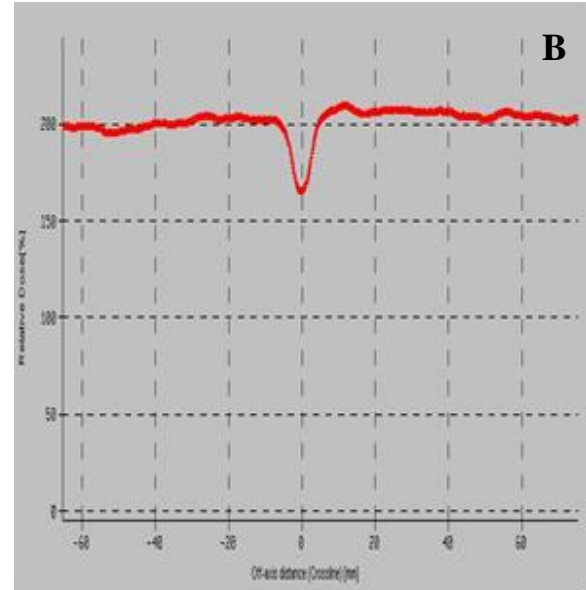
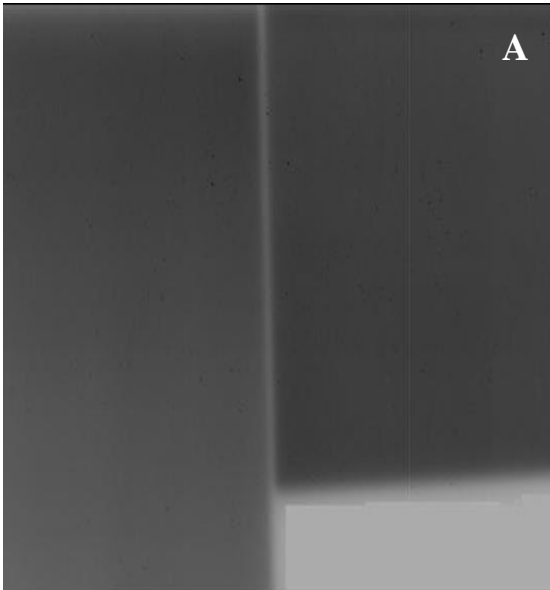
**Şekil 39. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+2mm çakışan hat için).**



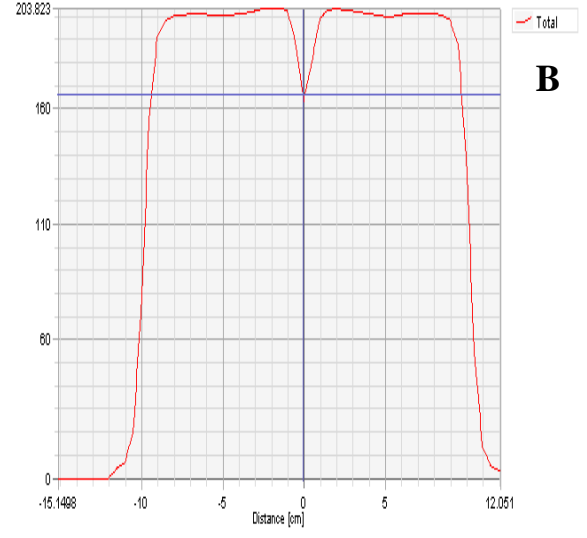
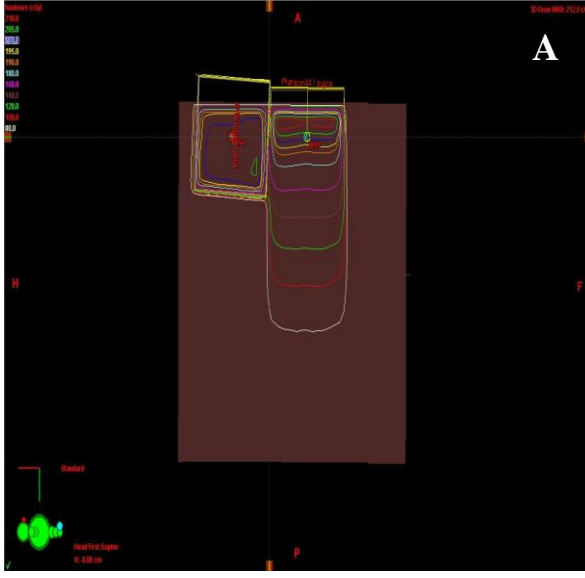
**Şekil 40. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+2 mm çakışan hat için).**



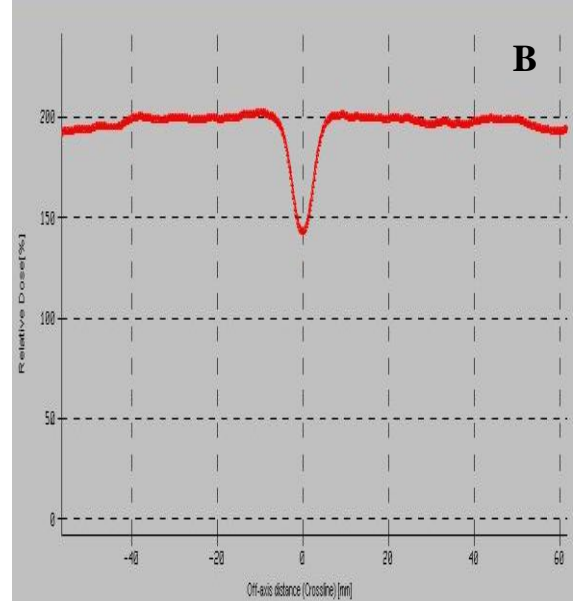
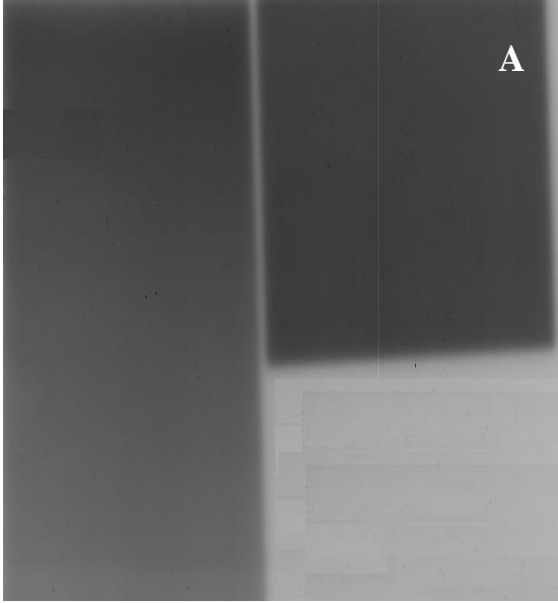
Şekil 41. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-1mm aralık hat için).



Şekil 42. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (-1 mm aralık hat için).



**Şekil 43. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doç profili (-2mm aralık hat için).**



**Şekil 44. İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doç profili (-2 mm aralık hat için).**



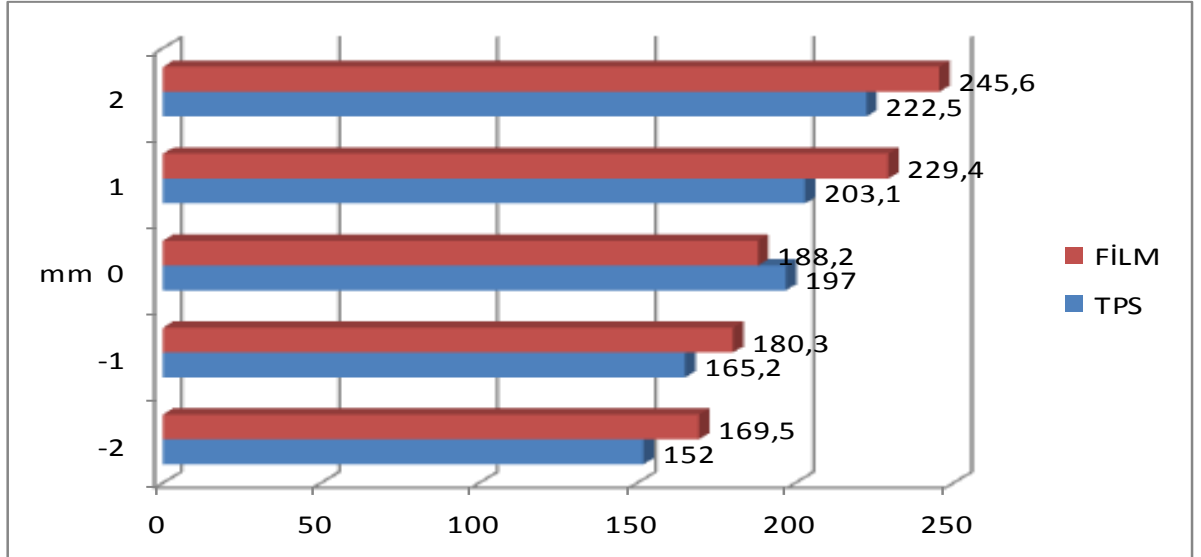
## TEK İZOMERKEZLİ ASİMETRİK ALAN TEKNİĞİ

Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğini için TPS ve film dozimetre ile elde edilen % değer farkları Tablo 10 ve Şekil 45’de gösterilmiştir. TPS’ de oluşan izodoz eğrileri ile doz profilleri Şekil 46, 48, 50, 52, 54’de ve ışınlama sonucu oluşan film görüntüsü ile doz profili Şekil 47, 49, 51, 53, 55’ de gösterilmiştir.

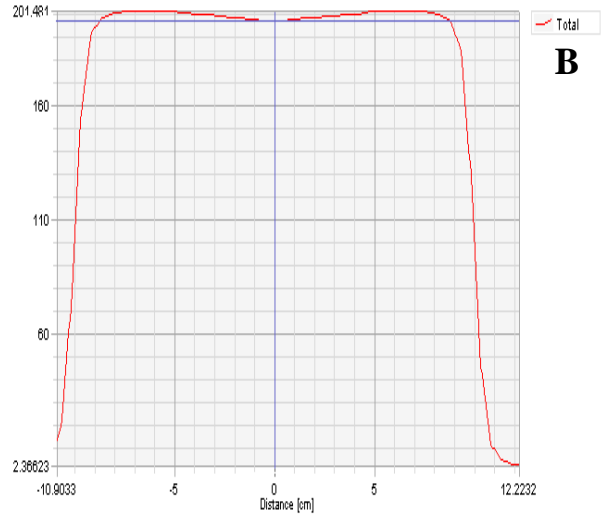
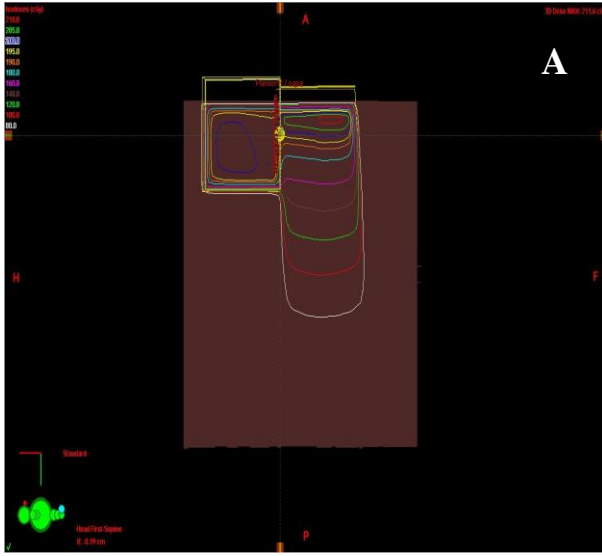
**Tablo 10. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin TPS ve film dozimetre değerleri**

Kolimatörde yaratılan dijital fark	-2mm	-1mm	1mm	2mm	Normal Konumunda (0mm)
TPS değeri (cGy)	152	165.1	203.1	222.5	197
TD ile fark (%)	24	17.4	1.6	11.3	1.5
Film değeri (cGy)	169.5	180.3	229.4	245.6	188.2
TD ile fark (%)	15.3	9.9	14.7	22.8	5.9

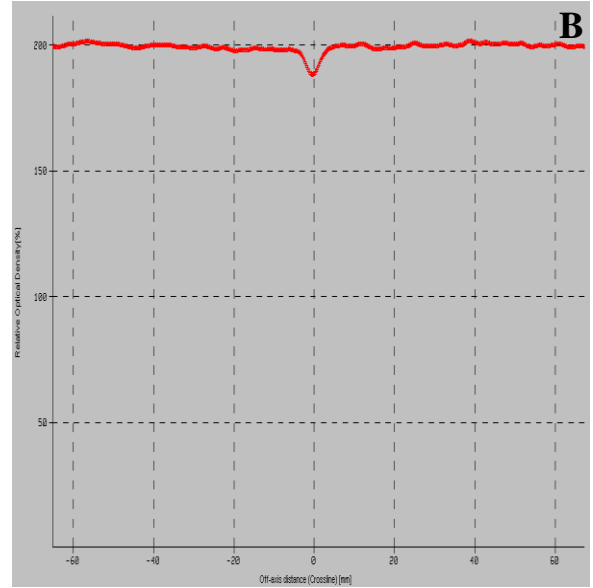
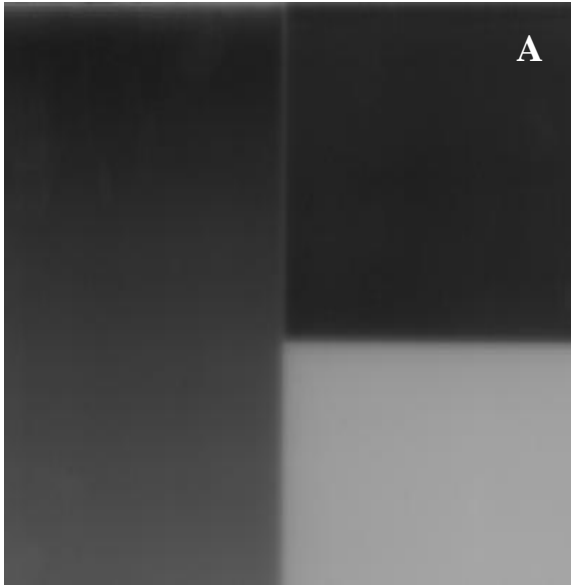
cGy: Santigrey.



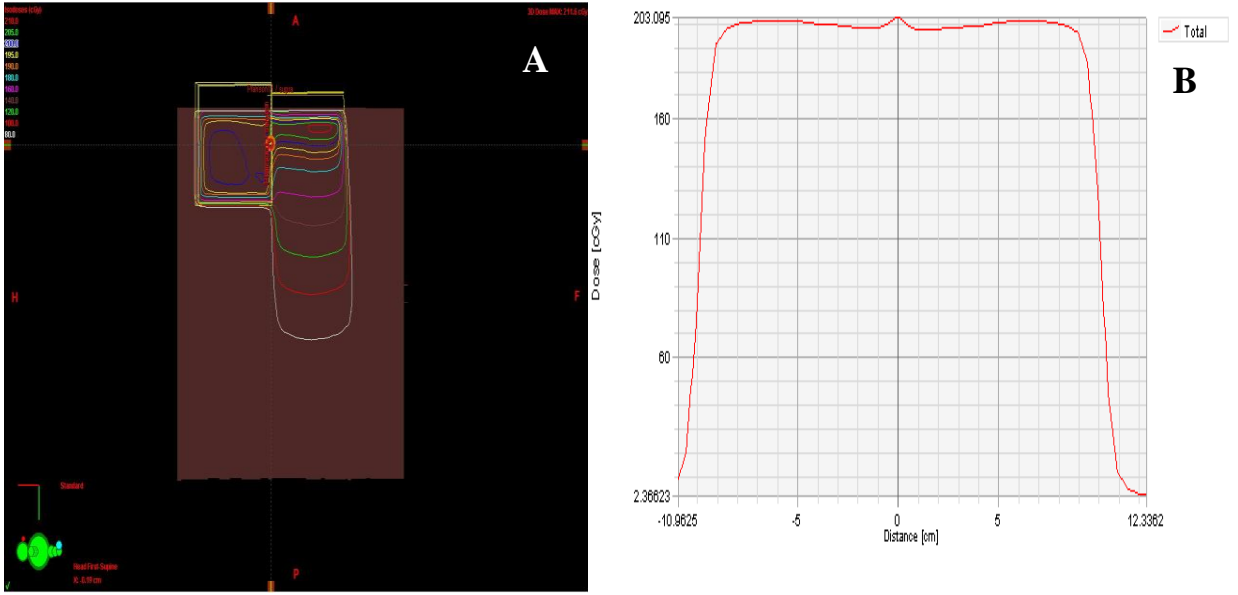
**Şekil 45. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin TPS ve film dozimetre değerleri**



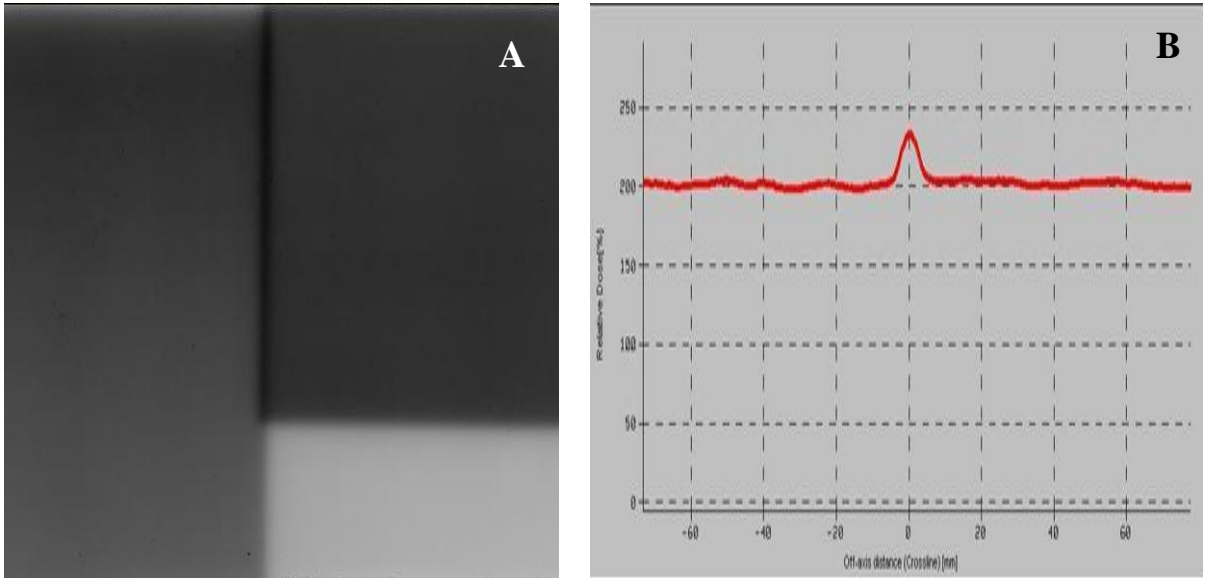
Şekil 46. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin oluşan saggital kesitteki A-izodoz eğrileri, B-doç profili.



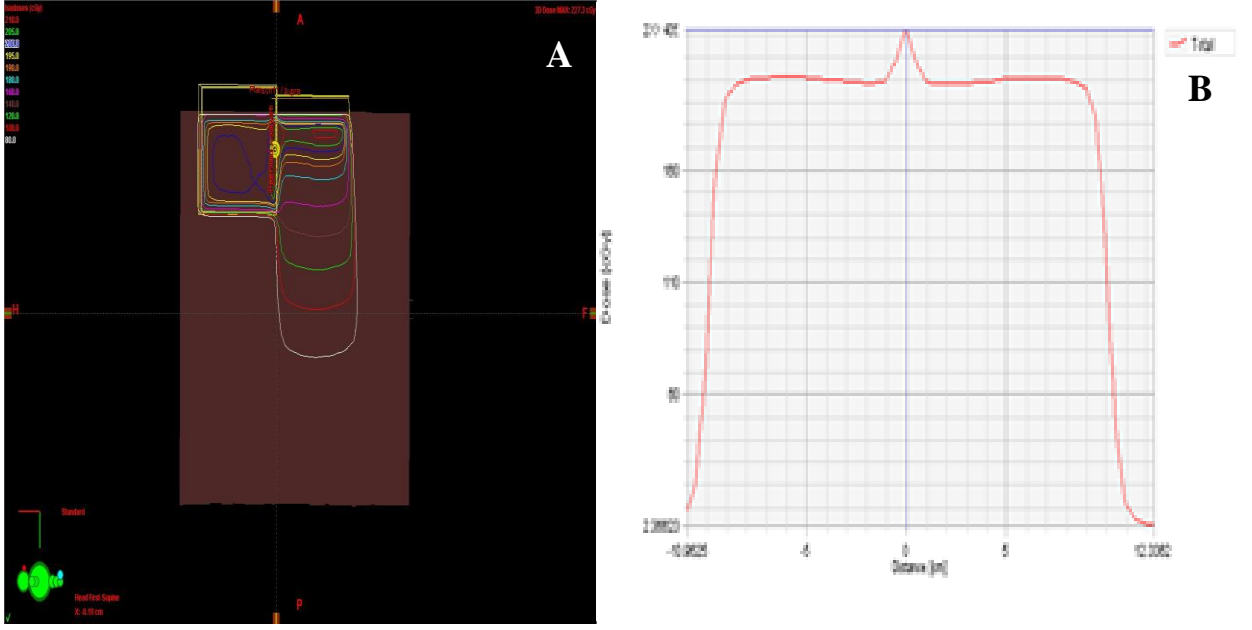
Şekil 47. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doç profili .



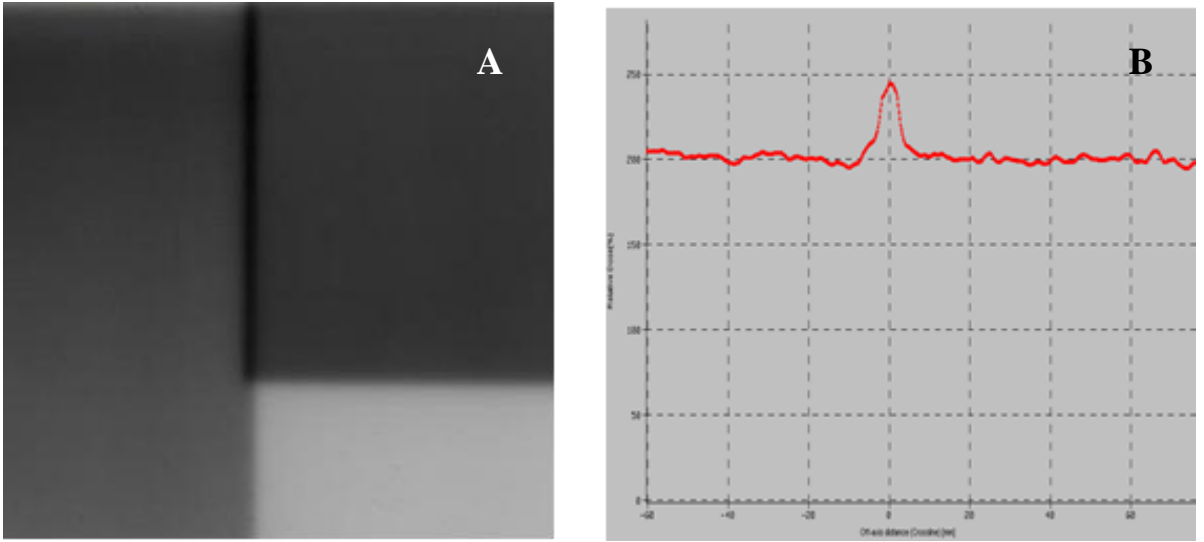
**Şekil 48. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri, B-doz profili (+1mm çakışan hat için).**



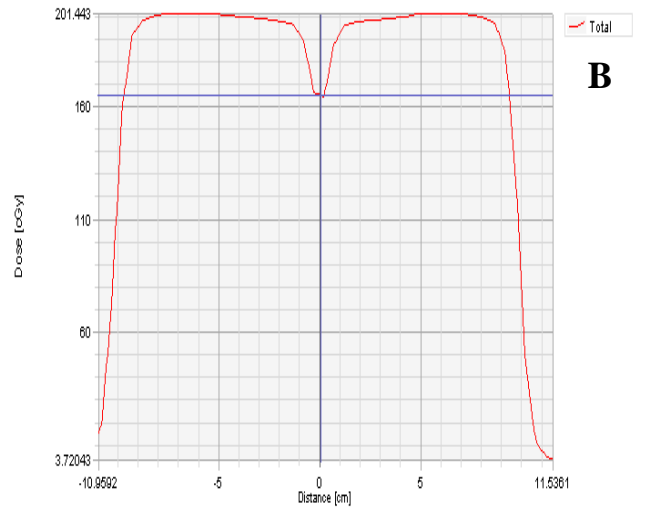
**Şekil 49. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (+1mm çakışan hat için).**



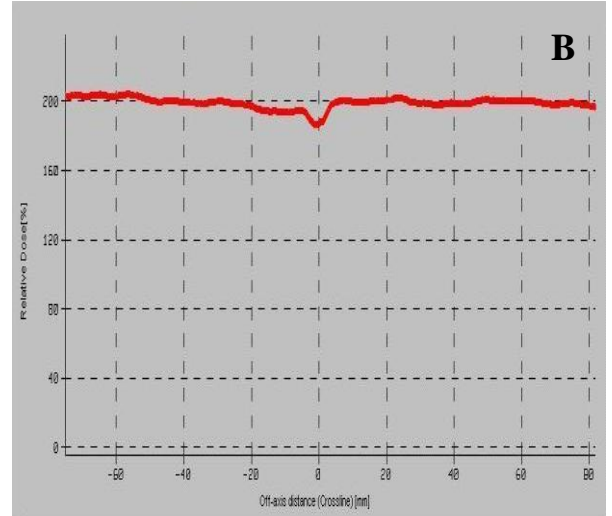
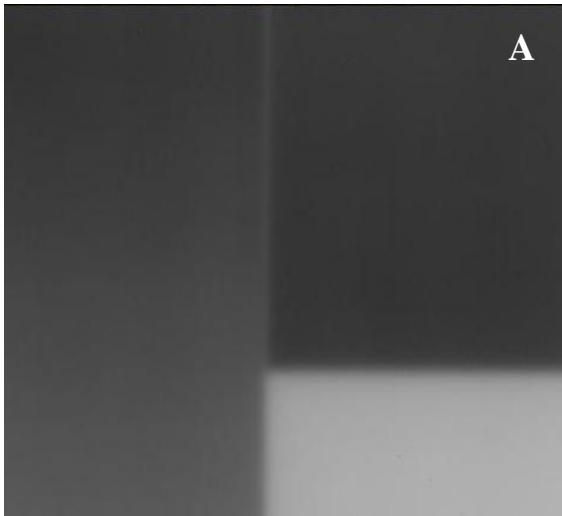
**Şekil 50. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki B-izodoz eğrileri, B-doza profili (+2mm çakışan hat için).**



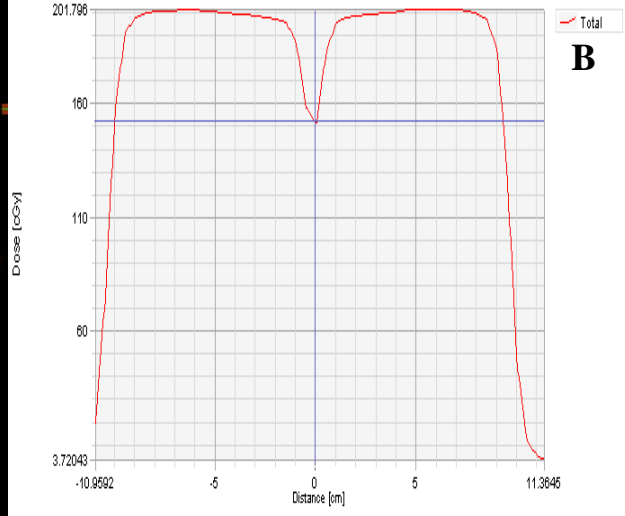
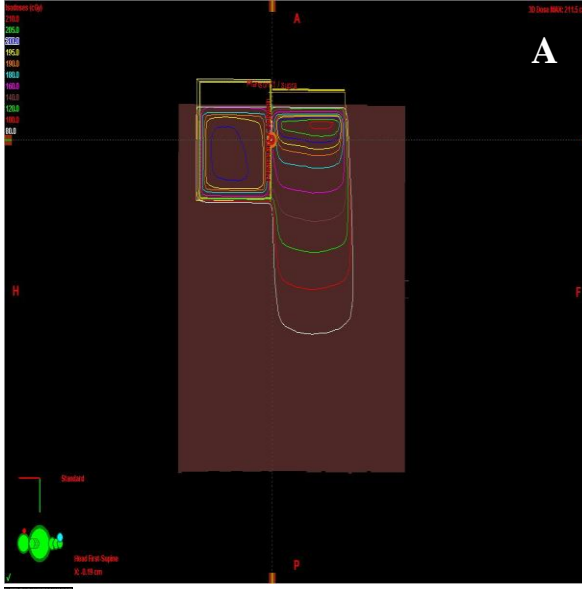
**Şekil 51. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doza profili (+2mm çakışan hat için).**



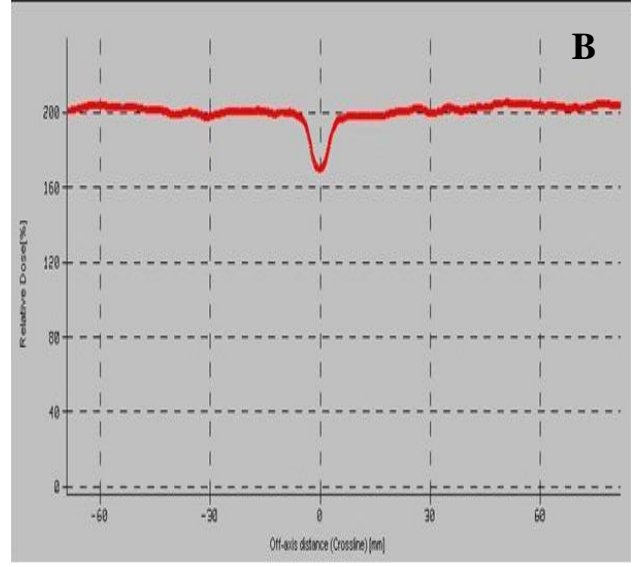
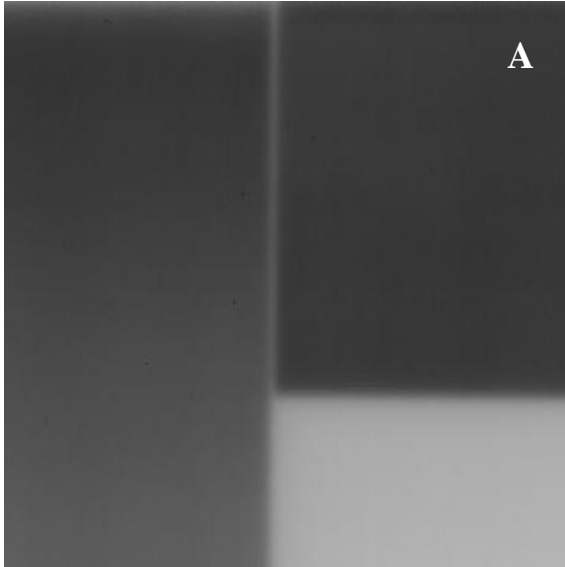
Şekil 52. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin oluşan saggital kesitteki A-izodoz eğrileri B-doç profili (-1mm aralıklı hat için).



Şekil 53. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doç profili (-1mm aralık hat için).



**Şekil 54. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-2 mm aralık hat için).**



**Şekil 55. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (-2mm aralık hat için).**

## TARTIŞMA

Larenks kanserli hastaların tedavisinde, RT önemli bir tedavi seçeneğidir. Larenks kanserlerinin RT' sinde farklı tedavi teknikleri kullanılabilir. Bu çalışmada incelenen tek eş merkezli alan tekniği ile çok eş merkezli alan teknikleri karşılıklı iki yan ve bu alanlara bitişik birer supra alanına sahiptirler. Bitişik alanlar baş boyun kanserlerinde kullanıldığı gibi meme kanserlerinde ve kraniospinal ışınlamalarda da kullanılmaktadır.

Larenks kanserli hastaları RT' sinde bitişik alanların kullanıldığı tedavi tekniklerinde iki bitişik komşu alan kullanılsa da genelde ışınlanmak istenen bölge tek bir hedef volüm içermektedir. Alan çakışma hatlarında oluşan doz, tedavi alanları nın komşu kenarlarının oluşturduğu dozların toplamıyla oluşmaktadır. Tedavi alanını içinde dozun verilmek istenenden düşük olması tümör kontrolü açısından, fazla olması da kritik organların doz toleransından dolayı istenen bir durum değildir. ICRU'nun 50 numaralı raporunda hedef hacim içerisindeki doz varyasyonu +%7 ve -%5'i geçmemelidir(4).

Bitişik alanların merkezi eksenleri paralel olmayıp birbirine farklı açıda (genelde 90<sup>0</sup> açılı) iseler bu tür alanlara ortogonal alanlar denir(29). Baş-boyun kanserlerinin konvansiyonel tedavisinde iki yan alan ile bir ön supraklaviküler alan ortogonal alanlara örnektirler. Baş-boyun kanserlerinin tedavisinde kullanılan çok merkezli düz alanlar tekniği (ışın diverjansına uygun masa-gantri ve masa-kolimatör açı düzeltilmesi yapılmayan teknik), çok merkezli ışın diverjansına uygun masa-gantri ve masa-kolimatör açılı teknikleri ile tek eş merkezli alan tekniği bitişik alanlı tedavi tekniklerindedir. Bu tekniklerin incelendiği çalışmalara baktığımızda alan birleşim hattında doz homojenite farklılıkları oluşabildiği görülmektedir.

Zhu ve arkadaşları baş-boyun kanserli hastalarının tedavisinde kullanılan yan ve ön alanların birleşim yerlerindeki doz farklılıklarını incelemek için TLD ile bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, çok merkezli düz alanlar tekniği kullanılarak TPS' de alan başına 1 Gy doz verdiklerinde alan birleşme hattında TLD ile ölçüm yapıldığında 1.23 Gy doz oluştuğunu belirtmişlerdir(30). Kron ve arkadaşları TLD ile yaptıkları çalışmada iki grup için üç teknik kullanmışlardır. 1. grupta çok merkezli düz alanlar tekniği ve açılı alanlar tekniği 2. grupta tek eş merkezli asimetrik alanlar tekniğini incelemiştir. Çok merkezli düz alanlar tekniğinde alan başına verilen 1Gy doz için alan birleşim yerlerinde ortalama okudukları dozun 1.3 Gy'e çıktığını bildirmişlerdir(8). Bu çalışmalardan anlaşılacağı üzere iki alanın komşu kenarları arasında aralık (gap) bırakılmadığı zaman diverjans nedeniyle ışınların iç içe geçmesi (overlap) söz konusudur. Bu durum doz homojenitesindeki farkın kabul edilebilir sınırlar dışına çıkmasına neden olur.

Doz inhomojenite problemini aşmayı amaçlayan teknikler arasında yarı huzme kullanılması, diverjansı ortadan kaldırmaya yönelik ışın diverjansına uygun olarak masaya, gantriye ve kolimatöre açı verilmesi ile bitişik alanlar arasında aralık bırakılması gibi yöntemler göze çarpmaktadır. Zhu ve arkadaşları yukarıda bahsedilen çalışmalarında, ışın diverjansına uygun açılı alanlar tekniği (masa-gantri açılı) ve tek eş merkezli asimetrik alanlar tekniklerini de incelemiştir. TD olarak 1 Gy verildiğinde alan çakışma hattında ortalama dozun açılı alanlar tekniğinde 0.92 Gy'e düştüğünü, tek eş merkezli teknikte ise 1.01 Gy'e yükseldiğini belirtmişlerdir(30). Kron ve arkadaşları ise çok merkezli ışın diverjansına uyumlu masa ve gantri açısı verdikleri teknikte hedef dozu olan 1 Gy'e karşılık ölçülen dozun 1.13 Gy'e yükseldiğini, tek eş merkezli asimetrik teknikte ise 1 Gy'e karşılık 0,96 Gy'e düşen ortalama hedef dozu olduğunu bildirmişlerdir(8). Zhu ve arkadaşların çalışması ile Kron ve arkadaşlarının çalışması sonuçlarına bakıldığında baş-boyun kanserinin tedavisinde kullanılan düz alanlar tekniğine göre çok merkezli diverjansa uygun açılı teknik ve tek eş merkezli alan tekniği ortogonal bitişik alanların çakışma hattında, ışınlanma sırasında oluşacak homojenite farkını düşürmede başarılı olmuş tekniklerdir. Tek eş merkezli alan tekniği ise yukarıdaki çalışmalarda incelenen teknikler arasında alan çakışma hattında verilmek istenen doza en yakın dozu sağlayan teknik olarak göze çarpmaktadır.

Bitişik alanların çakışma hattında oluşabilecek inhomojenite problemini çözmeyi amaçlayan bir diğer teknik olan tek eş merkezli alan tekniğinde, ışın demetinin yarısından faydalanılır. Bunun için ışın merkezinden itibaren asimetrik olarak alanın bir yarısı kapatılarak ışın diverjansından kaynaklanan sorunu ortadan kaldırmak hedeflenir. Literatürde



tek eş merkezli alan tekniğinin geçmişine baktığımız da Chiang ve arkadaşlarının 1979 yılında baş-boyun hastalarında tek eş merkezli yarım alan tekniğini inceledikleri çalışma karşımıza çıkmaktadır. Bu tekniğin kullanılması ile alan çakışma hattında  $\pm\% 3$  doz değişimi elde edildiği ve diğer kullanılan tekniklere göre günlük tedavi set-up güvenilirliği ve kolaylığı sağladığı bildirmişlerdir(31). Saw ve arkadaşları ise baş- boyun kanserli hastalarda kullanılan tek eş merkezli asimetrik alanlar tekniğini, su eşdeğeri katı fantom üzerinde film dozimetri kullanarak incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada kolimatör çenelerinin 1mm üst üste binme veya aralık kalması (gap/overlap) sonucunda alan çakışma hattında doz homojenitesinde  $\pm\%15$ 'lik fark oluşabileceğini bildirmişlerdir. Kolimatördeki üst üste binmeyi veya aralığı (gap/overlap) 2mm' ye çıkardıklarında ise alan çakışma hattındaki doz homojenitesinin  $\pm\% 25$ ' e ulaştığını görmüşlerdir. Saw ayrıca çalışmasında tedavi set-uplarından ve kolimatör ayar bozukluklarından dolayı kusurlu bitişik alanların muhtemel olduğunu, fakat bunların klinik etkisinin gözlenmediğini belirtmiştir(7).

Rosenthal ve arkadaşlarının baş-boyun kanseri için su eşdeğeri katı fantom üzerinde film dozimetre yöntemi ile tek eş merkezli asimetrik alanlar tekniği kullanarak yaptıkları bir diğer çalışmada asimetrik alanların çakışma hattında, kolimatör çeneleri arasında 2mm'lik aralık (gap) ya da iç içe geçme (overlap) olmasının o bölgedeki dozda  $\%30-40$  azalma ya da artmaya yol açtığını bildirilmiştir. Bu alan çakışma hatlarında oluşan doz homojenite düzensizliğinin hat boyunca 3-4mm genişliğinde bir bantta oluştuğunu bildirmişlerdir. Kolimatör çenelerinin hizalanması sırasında oluşabilecek 1mm'lik konum hatası sonucu meydana gelen doz inhomojenitesinin, beklenenden geniş olmasını penumbra etkisine bağlamışlardır. Ayrıca çalışmada kolimatör çenelerinin konum kalibrasyonlarına dikkat çekilerek alan çakışma hattında oluşan doz artışı için spinal kord üzerinde kalan çakışma hattına ilave blok konulmasını önerilmiştir(32). Saw ve Rosenthal yaptıkları çalışmalarda tek eş merkezli alanlar tekniğinde 2mm'lik bir kolimatör çene hizalama hatasından dolayı alan çakışma hattında dozda  $\pm\%25-40$  oranında homojenite farkı oluştuğuna dikkat çekmişlerdir.

Baş- boyun kanserli hastaların tedavisinde dozimetrik açıdan incelenen tek eş merkezli alanlar tekniği diğer bölge kanserlerinin tedavisi için de kullanılmış ve alan çakışma hattında kabul edilebilir sınırlar içinde bir doz inhomojenitesi olduğu görülmüştür. Gert ve ark. yaptıkları çalışmada 20 meme ışınlaması için tek eş merkezli alanlar tekniğini alan çakışma hattında film dozimetri kullanarak incelemişlerdir. Dozimetrik kalibrasyonun doğru yapılması durumunda çakışma hattında istenen tedavi dozundan en fazla  $\pm\%3$  fark tespit edildiğini bildirmişlerdir. Fakat bitişme kenarındaki penumbra bölgesinde dozimetrik fiziksel

kenarın (%50'lik izodoz hattının) hasta üzerinde işaretlenmiş alan kenarına uyumsuz olduğu (kolimatör çenelerini hizalamasının hatalı olduğu) konumda alan çakışma hattının üst kısmında (kranialinde) tedavi dozun %10 oranında arttığını, alan çakışma hattının alt kısmında ise (kaudalinde) %6 oranında azaldığını bildirmişlerdir. Çalışmacılar bu homojenitenin farklı olduğu hattın tüm alan göze alındığında dar olması nedeniyle, kabul edilebilir olduğunu söylemişlerdir(33). Chiang ve Gert çalışmalarında kullandıkları tek eş merkezli alan tekniğinde alan çakışma hattında  $\pm\% 3$  doz homojenite farkı ile kabul edilebilir sınırlarda olduğu dikkat çekmektedir.

Yukarıdaki çalışmalarda bahsedilen kolimatör çenelerini hizalamasının hatalı olmasından kaynaklanan doz inhomojenitesinin önlenmesi amacıyla yapılan kalibrasyon çalışmaları da vardır. Cenizo ve ark. tek merkezli foton ışınlamalarında alan çakışma hattındaki homojenite düzensizliklerine çözüm bulmak amacı çene konum hizalaması ile ilgili kalibrasyon yöntemi çalışması yapmışlardır. Bu çalışmada, film dozimetri ve deneysel ölçüm sonuçlarına göre gerçek kaydırma değerlerine yakın değerlere ulaşılabildiğini bildirilmiştir. Sonuç olarak çakışma hattındaki %12'lik doz inhomojenitesinin kalibrasyon sonrası %3'e düşürüldüğünü belirtmişlerdir(34). Hernandez ve ark. asimetrik çene konum kalibrasyonu için farklı bir kalibrasyon metodunu EPID (Electronic Portal Imaging Device) yardımıyla uygulamışlar ve alan çakışma hattında kolimatör çene pozisyonları için ölçüm yapmışlardır. Alan çakışma hattında ölçülen, inhomojen dozu, düzeltmek için gerekli olan çene konumunu (yada buna karşılık gelen potansiyometre okuma değerini), bir fonksiyon yardımı ile belirleyerek gerekli olan kaydırma miktarını elde etmişler ve yeni bir kalibrasyon yapmışlardır. Sonuç olarak doz inhomojenitesini %40 seviyesinden %8 seviyesine düşürdüklerini bildirmişlerdir(35).

Literatürde kolimatör çenesinin hizalama hatalarını inceleyen çalışmalardan biri de Hakım ve arkadaşlarının baş boyun kanserli hastaların tedavisinde tek eş merkezli alan tekniğini film dozimetre ile inceledikleri çalışmadır. Hakım ve arkadaşları çalışmalarında alanların çakışma hattındaki komşuluklarını kolimatör çenelerinden kaynağa yakın olan Y kolimatörü ile sağlamışlar ve kolimator acısı verilerek Y1 ve Y2 çeneleri, 4 farklı komşuluk durumu için konumlandırmışlardır. İlk durumda çeneler konum hatası yaratılmadan konumlandırılmış, ikinci komşuluk durumunda tek çene +1mm (overlap), üçüncü durumda karşı çene +1mm, dördüncü durumda ise her iki çene +1mm hatalı konumlandırılmıştır. Dört komşuluk durumu için ayrı ayrı ışınlama yapılarak alan çakışma hattında doz inhomojenitesi incelenmiştir. İncelemeleri sonucunda oluşturdukları birinci komşuluk durumunda alan

çakışma hattında inhomojenite +%15 oranında gerçekleşmiştir. İkinci ve üçüncü komşuluk durumunda alan çakışma hattında homojene yakın bir doz dağılımı saptanmış ve dördüncü komşuluk durumunda ise alan çakışma hattında +%10 inhomojenite oluştuğunu bildirilmiştir(36). Bu çalışmada birinci komşuluk durumunda (kolimatör çeneleri sıfır pozisyonunda) en homojen doz dağılımı olması beklenirken, alan çakışma hattında en fazla doz inhomojenitesinin görülmesi dikkat çekicidir. Bizim çalışmamızda da tek eş merkezli asimetrik alan tekniğinde alan çakışma hattında kolimatör çeneleri 0 konumunda iken benzer şekilde %5.9'lık bir doz inhomojenitesi ile karşılaşılmıştır.

Biz çalışmamızda larenks kanseri hastalarının yukarıda bahsettiğimiz çalışmalarda bulunan iki merkezli ışın diverjansına uygun masa-gantri açılı teknik ile tek eş merkezli alan tekniğini ve yukarıdaki çalışmalarda bulunmayan ışın diverjansına uygun masa-kolimatör açılı tekniğin alan çakışma hattındaki doz homojenite farklarını inceledik. TPS ile oluşturulan üç farklı planlamaya ait doz bulguları ile ve bu planlamalara ait film dozimetri okumaları karşılaştırdık. TPS' de iki merkezli ışın diverjansına uygun masa-gantri açılı teknikte alan çakışma hattında verilmek istenen TD' da alan merkezine göre +%2.6 fark okuduk. Işınlama sonucu alan çakışma hattında film dozimetride verilmek istenen TD' da %13.7 azalma gördük (Tablo8). Işın diverjansını masa ve kolimatör açısı ile ortadan kaldırmaya çalıştığımız teknikte TPS' de alan çakışma hattında TD' da alan merkezine göre %2.9 artış ışınlama sonucunda ise alan çakışma hattında %11.4 azalma okuduk(Tablo9). Tedavi alanı içinde homojen bir doz dağılımı beklediğimiz tek eş merkezli asimetrik alanlı tedavi tekniğinde alan çakışma hattında TPS' de alan merkezine göre TD' da %1.5 artış, ışınlama sonucu filmde alan çakışma hattında %5.9 azalma okuduk (Tablo10). Kolimatör çenelerinde +1,+2mm iç içe geçme (overlap), -1, -2mm aralık (gap) dijital gösterge farkı yarattığımızda çakışma sahalarındaki TD'da sistematik olarak artma ve azalma gördük. Kolimatör çene konumunda  $\pm 2$ mm dijital gösterge farkı yarattığımızda TD'nun maksimum %15.3 oranında arttığını ve %24 oranında azaldığını gördük. Tedavi cihazında üç tedavi tekniği için fantom set kurularak TPS'deki planlamalar doğrultusunda ışınlayıp dozimetrik olarak incelediğimiz filmlerde dijital gösterge farkı olmadan yapılan ışınlamalarda alan çakışma hattındaki alan merkezine göre TD'da, en az homojenite farkını %5.9'luk azalma ile tek eş merkezli asimetrik alan tedavi tekniğinde gördük. Ayrıca TPS'de üç tedavi tekniği için yaptığımız planlamalarda alan çakışma hattında, kolimatör çenelerinde dijital fark yaratmadığımızda TD'nun +%7 ve -%5 sınırlar içinde ICRU'nun 50 no'lu raporundaki önerilerine uygun olduğunu saptadık. Yukarıda bahsettiğimiz Zhu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma ile Kron ve arkadaşlarının

yaptıkları çalışmada da bizim çalışmamıza benzer olarak diğer incelenmiş tekniklere göre en az inhomojenite tek eş merkezli alan tekniğinde görülmektedir.

Çalışmamızda ayrıca her bir teknikte TPS ve film dozimetri değerlerinin birbirinden farklı çıkmıştır. Bu farkın oluşmasına aşağıdaki faktörlerin sebep olduğunu düşünmekteyiz:

**1.Tedavi cihazından kaynaklanan sorunlar;** çene konum hizalama hataları alan çakışma hattında oluşan dozla bağlantılıdır. AAPM'in 46 no'lu raporunda karşılıklı kolimatör çene simetri toleransı 2mm (her kolimatör çenesi için 1mm ) olarak verilmektedir. Cihazda mekanik olarak ölçülen hem elektronik olarak ölçülen kolimatör boyutları; hem de TPS'de oluşturulmuş sanal alan boyutları gerçeğine uygun olmalıdır. Eğer asimetrik olarak bağımsız hareket edebilen çeneler TPS' de yarattığımız konuma hizalanamıyorlarsa komşu alan kenarların birleşim hattında bir üst üste binme (overlap) yada aralık (gap) oluşmasına neden olur. Bunun yanında tedavi cihazında izosentr ve alan kenarının konumu, kolimatör açısı, gantri açısı ve masa açısı gibi etkenlerde oluşabilecek mekanik ve dijital gösterge hatalarına bağlı olması alan çakışma hattında homojenite farkına yol açabilir. Yani bitişik alanları oluştururken tolerans değerleri içinde çalışan kolimatöre 90° rotasyon verdiğimizde izosentirda 1 mm kayma oluşturuyorsa kolimatör çenesinin konumundan 1 mm ötelenmesi sebebi ile alan çakışma hattında gap yada overlap oluşması mümkündür.

**2.Set-up sorunları;** benzer literatürler ve bizim çalışmamızda tespit edildiği üzere 1mm'lik kolimatör çene pozisyon hatası alan çakışma hattında %15'lere varan doz homojenite farklılığına yol açabilmektedir. Set-up sırasında izosentr ve alan kenarının konumu hasta üzerinde bulunan işaretler referans alınarak oturtulur. Hasta üzerindeki işaretlerin cihaz izosentri ve lazer merkezleri ile bire bir hizalanmaması doz inhomojenitesinin nedeni olabilir.

Sonuç olarak çalışmamızda tek eş merkezli alan tekniğinin ışın diverjansına uygun masa-gantri açılı tekniğine ve ışın diverjansına uygun masa-kolimatör açılı tekniğine göre TPS'de oluşan değerlere daha yakın sonuçlar verdiğini görülmüştür. Tek eş merkezli alan tekniğinde film dozimetre sonuçlarına bakıldığında alan çakışma hattında oluşan -%5.9'luk TD farkının ICRU' nun 50 no'lu raporunda belirttiği üzere hedef hacim içerisindeki doz varyasyonu +%7 ve -%5'e en yakın değer olduğu görülmektedir. Işın diverjansına uygun masa-gantri açılı teknikte ve ışın diverjansına uygun masa-kolimatör açılı teknikte film dozimetri sonuçlarına bakıldığında sırasıyla meydana gelen - %13.7 ve -%11.4 doz farklarının bu alanların çok merkezli olmalarına bağlı olarak set-up' ta oluşabilecek hatalara ve alan kenarlarındaki penumbra genişliklerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Üç tekniğede baktığımızda alan çakışma hattında oluşan doz farkının alan içine göre  $\pm\%2$ 'nin

üzerine çıktığı bant genişliği 4-6mm boyutundadır. Biz çalışmamız sonuçlarına dayanarak, bitişik alanların kullanıldığı tek hedef volüm içeren tedavi tekniklerinde, tedavi cihazlarında mekanik ve dijital gösterge hatalarının, alan çakışma hattında oluşan doza etkisinin önemli olduğunu düşünmekteyiz. Bu nedenle çakışma hattında daha düzgün bir doz homojenitesi sağlanması için, kolimatör çenelerinin hizalanmasına yönelik olarak yapılan standart kalibrasyon yöntemleri yanı sıra, Cenizo ve Hernandez'in çalışmalarında olduğu gibi film dozimetri veya EPID yardımcı kalibrasyon yöntemleri kullanılmalıdır. Çalışmamızda incelediğimiz üç teknik arasından tek eş merkezli yarım alan tekniğinin dozimetrik doğruluk ve set-up uygulama kolaylığından dolayı, tek hedef volüm içeren tedavilerde uygulanması gereken tedavi tekniği olduğunu düşünmekteyiz.

## SONUÇLAR

Çalışmamızda larenks kanserlerinin tedavisinde kullanılan tek eş merkezli alan tekniğinin ve çok merkezli alan tekniklerinin alan çakışma hattında oluşan dozların TPS' de ve tedavi cihazında dozimetrik olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Sonuçlar değerlendirildiğinde:

1. Tek eş merkezli izosentrik yarım alanlı baş-boyun planlama tekniği, bitişik tedavi alanlarının çakışma hattında oluşan diverjansı ortadan kaldıran bir tekniktir.

2. Çok merkezli ışın diverjansına uygun masa-gantri ve masa-kolimatör açılı baş-boyun planlama teknikleri de alan çakışma bölgesinde oluşan diverjansı ortadan kaldırmaya yardımcı tekniklerdir. Bu tekniklerde ışın diverjansına uygun alan kenar oluşumunun kolimatör, masa ve gantri açısı gibi parametrelere bağlı olması bu iki tekniğin dezavantajıdır.

3. Üç tedavi tekniği için TPS'de yaptığımız planlamalarda elde ettiğimiz sonuçlarda alan çakışma hattında, kolimatör çenelerinde dijital fark(gap/overlap) 0 olduğunda tek eş merkezli alan tekniğinde alan çakışma hattında TD'nun %1.5 azaldığı, çok merkezli kolimatör-masa açılı teknikte %2.9 arttığı ve çok merkezli masa-gantri açılı teknikte ise %2.6 oranında arttığı bulunmuştur.

4. Tedavi cihazında ışınladığımız filmlerden elde ettiğimiz sonuçlarda alan çakışma hattında, kolimatör çenelerinde dijital fark(gap, overlap) 0 olduğunda tek eş merkezli yarım alan tekniğinde alan çakışma hattında TD'nun %5.9 azaldığı, çok merkezli masa-kolimatör açılı teknikte %11.4 azaldığı ve çok merkezli masa-gantri açılı teknikte %13.7 oranında azaldığı bulunmuştur.

5. Çalışmamızda alan çakışma hattında oluşan homojenitede en başarılı teknik Tek eş merkezli yarım alanlı baş-boyun planlama tekniğidir.

6. Çalışmamızda incelenen üç tedavi tekniğinde ışınlama sonucu film üzerinde alan çakışma hattında TD' unda %2'nin üzerinde oluşan inhomojenite 5-6 mm lik bir bant aralığında gerçekleşmiştir.

7. TPS ve tedavi cihazı arasında oluşan dozimetrik farkın kolimatör çenelerinin konumu, kolimatör açısı ile izosantr uyumu ve gantri açısı ile izosentir uyumu gibi mekanik hareket hatalarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

8. Bitişik alanların çakışma hattında yarattığımız kolimatör çenelerindeki dijital farklılıklar(gap/overlap) alan çakışma hattındaki TD' nda literatürlere uyumlu olarak artmış ya da azalmıştır.

9. Tek eş merkezli alan tekniği, çok eş merkezli alan tekniğine göre tek bir izosantir set-up'nın yeterli olması ve alanların set-up sırasında tedavi cihazının daha az mekanik hareketi ile oluşuyor olması, set-up kurulum kolaylığı sağlamakta olup hastanın tedavi odasında geçirdiği süreyi kısaltmaktadır.

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı larenks kanserinin radyoterapisinde tek hedef volüm için bitişik alanlara sahip üç farklı tedavi tekniğinde alan çakışma hattında oluşabilecek doz farklılıklarının dozimetrik olarak incelenmesidir.

RW-3 katı su fantomuna ait bilgisayarlı tomografi (BT) aksiyal kesitleri gerekli konturlamalar yapılarak tedavi planlama sistemine (TPS) aktarıldı. Aktarılan konturlu kesitler üzerinde TPS’de temsili baş boyun bölgesi için, ışın diverjansına uygun masa-kolimatör veya masa-gantri açısı kullanılan iki izomerkezli ışınlama tekniklerinde ve tek eş merkezli asimetrik teknikte karşılıklı iki yan boyun ve bir bitişik anterior supraklaviküler alan oluşturuldu. İki yan boyun alanı ve supra alanlarının birleşim yerlerinde, kolimatör pozisyonundan ve set-up hatalarından kaynaklanabilecek doz farklılıklarını incelemek amacıyla her bir planlamada iki yan boyun alanındaki supraya bitişik olan kolimatör pozisyonu normal konumunda (0 mm gap/overlap) ve -2mm, -1mm, +1mm, +2mm dijital gösterge farkları yaratılarak konumlandırıldı. Tüm planlamalarda tümör dozu (TD) fraksiyon başına 200 cGy olacak şekilde TPS’de hesaplatıldı. Tedavi cihazında RW-3 katı su fantomunun plakaları arasına gafchromic film konularak her bir planlamaya uygun olacak şekilde ışınlamalar yapıldı. TPS’de alan çakışma hattında oluşan doz değerleriyle film dozimetriden elde edilen alan çakışma hattındaki doz değerleri karşılaştırıldı.

Film dozimetri sonuçlarına göre, sıfır pozisyonundaki ışınlamalar sonucunda iki merkezli ışın diverjansına uygun masa-gantri açılı teknikte alan çakışma hattında film dozimetride verilmek istenen TD’da %13.7’lik azalma, ışın diverjansına uygun masa-kolimatör açılı teknikte ise %11.4’lük bir azalma olduğu görüldü. Alan çakışma hattında



oluşan doz homojenitesi yönünden en başarılı teknik TD'da %5.9'luk minimum fark ile tek eş merkezli asimetrik alan tedavi tekniğinde saptanmıştır. Kolimatör çenelerinde dijital farklar yaratarak yaptığımız planlamalarda ise yaratılan farka göre alan çakışma hattında oluşan dozda sistematik olarak azalma ve artmalar olabileceği görülmüştür.

Sonuç olarak tek hedef volüm için, bitişik alanların kullanılmasının gerekli olduğu ışınlamalarda, incelenen üç tedavi tekniğinden biri tercih edilecekse, bu tekniğin tek eş merkezli izosentrik yarım alan tekniği olması önerilmektedir.

**Anahtar kelimeler:** Dozimetri, Larenks kanseri, Lineer akseleratör.

# **DOSIMETRIC ANALYSIS OF MONOISOCENTRIC FIELD TECHNIQUE AND MULTIISOCENTRIC FIELD USE IN THE TREATMENT OF LARYNGEAL CANCER WITH LINEAR ACCELARATOR**

## **SUMMARY**

The aim of this study is to analyze the probable dose differences on junction of the matching fields covering one target volume for three different treatment techniques used in the radiotherapy of laryngeal cancer.

RW-3 solid water phantom's axial CT sections were transferred to treatment planning system (TPS) and then contoured appropriately. On these contours simulating head and neck volume, two opposed lateral neck fields and one anterior supraclavicular adjacent field were created for each treatment planing first by using table-collimator angle and table-gantry angle according to two multiisocentric beam divergence technique and second for one monoisocentric half beam technique. To investigate the dose differences generated by collimator positions and set-up errors on the adjacent irradiation fields, the two lateral neck fields matching collimator with the supraclavicular fields were positioned digitally first in the normal position (0 mm gap/overlap) and then four different jaw edge positions (distance from central axis as -2 mm, -1 mm, +1 mm, +2 mm). Tumor dose was calculated for 200 cGy per fraction for each planning TPS. Gafchromic films were placed between the layers of RW-3 solid water phantom and irradiated at treatment machine accordingly to calculated dose for

each plan. The dose values on the matching area obtained separately from TPS and film dosimetry were compared.

As a result planned of film dosimetry after irradiation in zero position; 13.7% reduction on tumor dose was observed with table-gantry angle technique and 11.4% reduction with table-collimator angle technique. In terms of dose homogeneity on matching areas, the most successful technique is monoisocentric half beam technique with a minimum dose difference of 5.9% when compared to the calculated tumor dose at TPS. Systematically decreasing or increasing doses on matching areas were determined according to digitally created jaws positions different from zero position.

In conclusion monoisocentric half beam technique is recommended if one of the studied three treatment techniques would be preferred in this type of irradiation requiring the use of matching fields for a single target volume.

**Key words:** Dosimetry, Laryngeal cancer, Linear accelerator.

## KAYNAKLAR

1. Eric K. Hansen, Naomi R. Schechter. Larinks ve Hipofarinks Kanseri (çeviri: M. Fayda). M.Fayda, G. Aksu (Editörler) . Kanıta dayalı radyasyon onkolojisi elkitabı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri;2010. s.112-9.
2. Beyzadeoğlu M, Ebruli C. Baş-boyun kanserleri. Beyzadeoğlu M, Ebruli C (Editörler). Temel radyasyon onkolojisi. Gülhane Askeri Tıp Akedemisi Yayınevi; 2008. S.218-3.
3. K.S. Clifford Chao, C.A. Perez, L.W. Brady. Hasta tedavi esasları (Çeviri: C.Gemici). C. Gemici, A. Mayadağlı). Radyasyon onkolojisi tedavi kararları. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri; 2004. s.1-10.
4. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon beam therepy. Washington DC: ICRU, 1993. 1. Report No: 50.
5. American Association of Physicists in Medicine. comprehensive QA for radiation oncology. April 1994. Report No: 46.
6. Fabrizio PL, McCullough EC, Foote RL. Decreasingthe dosimetric effects of misalignmentwhen using a mono-isocentric technique for irradiationof head and neck cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2000;48(5):1623-34.
7. Saw CB, Krishna KV, Enke CA, et al. Dosimetricevaluation of abutted fields using asymmetric collimatorsfor treatment of head and neck. IntJ Radiat Oncol Biol Phys 2000;47:821-4.
8. T KronPhD, K BarnesBSc, P O'Brien FRANZCR. Multicentre dosimetric comparison of photon-junctioning techniques in head and neck radiotherapy. Australasian Radiol 2003;47:289-94.
9. Kaya T, Özkan R, Adapınar B .Temel Radyoloji tekniği. Kaya T, Özkan R, Adapınar B (Editörler). İstanbul: Güneş& Nobel Kitapevleri 1997 (3.Baskı)

10. Kuter S. Türkiye’de Radyoloji Biliminin Kuruluş Tarihi. Türk Onkoloji Dergisi, 2011; 26, Ek 1: 1-74.
11. Comparative analysis of <sup>60</sup>Co intensity-modulated radiation therapy\* Christopher Fox<sup>1,2</sup>, H Edwin Romeijn<sup>2,3</sup>, Bart Lynch<sup>2</sup>, Chunhua Men<sup>3</sup>, Dionne M Aleman<sup>4,6</sup> and James F Dempsey<sup>2,5,7</sup>.
12. Sinell R. S. Baş ve Boyun (çeviri: Şahinoğlu K. Özkuş K. Öztürk A. ). Yıldırım M. (Editör). Klinik Anatomi. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri;1995. s.749-11.
13. International Union Against Cancer. TNM classification of malignant tumors. 5th edition. New York(NY):Wiley-Liss;1997.
14. Sagel SS, Aufder Heide JF, Aronberg DJ, Stanley RJ, Archer CR. High resolution computed tomography in the staging of carcinoma of larveynx. Laryngoscope 1981;91(2):292-300.
15. Demireller A. Larenks kanserleri in Koç C (Editörler) Kulak Burun Bogaz Hastalıkları ve Bas-Boyun Cerrahisi Günes Kitapevi Ankara 2004;1183–7.
16. Hoffmann D, Hecht SS, Ornaf RM, Wynder EL, Tso TC. Chemical studies on tobacco smoke. XLII. Nitrosornicotine: presence in tobacco, formation and carcinogenicity. IARC Sci Publ 1976;(14):307–20.
17. Kahn HA. The Dorn study of smoking and mortality among U.S. veterans: report on eight and one-half years of observation. Natl Cancer Inst Monogr 1966;19:1–125.
18. Engin K, Erişen L: Baş-Boyun Kanserleri. İç: Çoşkun H. Larenks Kanserleri. Nobel Tıp Kitapevleri: İstanbul 2003; 345–84.
19. Kaya S. Larenksin anatomisi ve fizyolojisi. Larenks Hastalıkları.Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi. 2002; Bölüm 1,2: s:19-75.
20. Başerer N. Larenks malign neoplazmlarında tedavi. İç: Çelik O, ed. Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş-Boyun Cerrahisi Turgut Yay İstanbul 2002;667–83.
21. Parson JT Medndenhall WM, Stringer SP, at al. An Analysis of Factors Influencing The Outcome of Postoperretive rradiation for Squamos Cell Carcinoma of the Oral Cavity. Int. J Radiat Oncol Biol Phys 1997;39:137-48.
22. Chiang, T.C., H., Wyman, B., Cohen, L., Ovadia, J.: The half field technique of radiation therapy for the cancers of head and neck. Int. J. Radiation Oncology Biol Phys 1979;5:1899-901.
23. Data, R., Mira, J.G., Pomeroy, T. J.: Dosimetry study of splitt beam technique using megavoltage beams and its clinical implications Co60 beam, head an neck tumors. Int. J. Radiation Oncology Biol Phys 1979;5:565-71.
24. Dunscombe, P.B., Fox, K, K., Loose, S., Leszczynski, K.: The investigation and rectification of field placement errors in delivery of complex head and neck fields. Int. J. Radiation Oncology Biol Phys 1993;26:155-61

25. F.L.R. Vinagre, P.C.P.S. Simões, P.J.B.M. Rachinhas. Omniwedge technique for increased dose homogeneity in head and neck radiotherapy. *Physica Medica*, 2009;25: 154-9.
26. Khan FM. Treatment planning Field shaping, Skin dose, and field separation. Khan FM (editör). *The physics of radiation therapy*. Williams and Wilkins 1994: s.274-98
27. American Association of Physicists in Medicine. Radiochromic Film Dosimetry. November 1998 Report No: 63.
28. Khan FM. Measurement of absorbed dose, Radiochromic film Khan FM (editör). *The physics of radiation therapy*. Williams and Wilkins 2003: s. 9.
29. K.Özel ışınlama teknikleri. Bige H. Gökçe Ç. (editörler) *Temel ve klinik radyoterapi*. Türk radyasyon onkolojisi derneği yayınları. Hürriyet matması. 2013. s. 85-93
30. Zhu L, Kron T, Barnes K, Johansen S, O'Brien P. Junctioning of lateral and anterior fields in head and neck cancer: a dosimetric assessment of the monoisocentric technique (including reproducibility). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41(1)227-32.
31. Chiang TC, Culbert H, Wyman B, Cohen L, Ovadia J. The half field technique of radiation therapy for the cancers of head and neck. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1979;5(10):1899-901.
32. D. I. Rosenthal, J. McDonough, A. Kassae. The effect of independent collimator misalignment on the dosimetry of abutted half-beam blocked for the treatment of head and neck cancer. *Oncol Biol Phys* 1998;49(1):273-8.
33. De Meerleer GO, Derie CM, Vakaet L, Fortan LG, Mersseman BK Jr, De Neve WJ. Execution of a single-isocenter three-field technique, using a multileaf collimator or tray-mounted cerrobend blocks: effect on treatment time. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39(1):255-9.
34. Cenizo E1, García-Pareja S, Galán P, Bodineau C, Caudepón F. A jaw calibration method to provide a homogeneous dose distribution in the matching region when using a monoisocentric beam split technique. *Medical Physics* 2011 May;38(5):2374-81.
35. Hernandez V1, Sempau J, Abella R, Lopez M, Perez M, Artigues M, Arenas M. A method for accurate zero calibration of asymmetric jaws in single-isocenter half-beam techniques. *Medical Physics* 2013 Feb;40(2):021706.
36. Hakim K. Abdel, Nishimura Tetsuo. Dosimetric assessment of the field abutment region in head and neck treatments using a multileaf collimator *Strahlentherapie und Onkologie* 2003. 179.s. 312-9.



## RESİMLEMELER LİSTESİ

### ŞEKİLLER

Şekil 2. Larenks'in bölgeleri .....	5
Şekil 2. Konvansiyonel Simülasyon cihazı .....	7
Şekil 3. Konvansiyonel Simülasyon ile elde edilen alan lokalizasyon filmleri A- sagital, B- koronal kesit .....	8
Şekil 4. A-Sanal simülasyon cihazı (BT), B- Koronal, C-Aksiyal, D-Sagital BT kesitleri.....	9
Şekil 5. Alan çakışma hattında A-İdeal doz profili, B-Soguk alan doz profili, C-Sıcak alan doz profili .....	12
Şekil 6. Işın diverjansına uygun masa ve gantri açılı iki izomerkezli tekniğin şematik görünümü.....	13
Şekil 7. Işın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı iki izomerkezli tekniğin şematik görünümü .....	13
Şekil 8. Tek izomerkezli asimetrik alan tekniğinin şematik görünümü .....	14
Şekil 9. Optik dansite, absorbe doz (Gy) grafiği.....	15
Şekil 10. Varian 2100C/D Lineer hızlandırıcı .....	17
Şekil 11. Toshiba Asteion bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı .....	17
Şekil 12. Eclipse marka bilgisayarlı tedavi planlama sistemi. ....	18
Şekil 13. RW-3 katı su fantomu .....	19
Şekil 14. Gafchromic film tabakaları .....	19
Şekil 15. Dansitometre bilgisayarı ve lazer tarayıcısı .....	20
Şekil 16. A-GT(crossplane) B-AB(inplane) simetri ve Flatness kontrol grafikleri .....	21



<b>Şekil 17.</b> Asimetrik alan kontrol filmi.....	22
<b>Şekil 18.</b> A-Tek isomerkezli, B-Çift isomerkezli planlama ışınlamalarında kullanılan fantom setin şematik görünümü .....	24
<b>Şekil 19.</b> Fantom set simülasyon.....	25
<b>Şekil 20.</b> Fantom set ışınlaması.....	27
<b>Şekil 21.</b> Film kalibrasyon eğrisi(Doz(cGy), OD(optik dansite) değeri) .....	29
<b>Şekil 22.</b> A- Işınlanan film(örnek) ve B- doz profili (örnek) .....	29
<b>Şekil 23.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri .....	31
<b>Şekil 24.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili .....	32
<b>Şekil 25.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili.....	32
<b>Şekil 26.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+1mm çakışan hat için) .....	33
<b>Şekil 27.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+1 mm çakışan hat için).....	33
<b>Şekil 28.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+2mm çakışan hat için) .....	34
<b>Şekil 29.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+2 mm çakışan hat için).....	34
<b>Şekil 30.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-1mm aralık hat için).....	35
<b>Şekil 31.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (-1 mm aralık hat için) .....	35
<b>Şekil 32.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-2mm aralık hat için).....	36
<b>Şekil 33.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (-2 mm aralık hat için) .....	36
<b>Şekil 34.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı tekniğin TPS ve film dozimetre değerleri.....	37
<b>Şekil 35.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili.....	38

<b>Şekil 36.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili.....	38
<b>Şekil 37.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör gantri açılı teknikte oluşan sagital kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+1mm çakışan hat için).....	39
<b>Şekil 38.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+1 mm çakışan hat için).....	39
<b>Şekil 39.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagital kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (+2mm çakışan hat için).....	40
<b>Şekil 40.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (+2 mm çakışan hat için).....	40
<b>Şekil 41.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagital kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-1mm aralık hat için) .....	41
<b>Şekil 42.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (-1 mm aralık hat için) .....	41
<b>Şekil 43.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör açılı teknikte oluşan sagital kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-2mm aralık hat için) .....	42
<b>Şekil 44.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve kolimatör masa açılı teknikte oluşan oluşan A-film görüntüsü B- doz profili (-2 mm aralık hat için).....	42
<b>Şekil 45.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin TPS ve film dozimetre değerleri .....	43
<b>Şekil 46.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri, B-doz profili.....	44
<b>Şekil 47.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili .....	44
<b>Şekil 48.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin oluşan sagital kesitteki A-izodoz eğrileri, B-doz profili (+1mm çakışan hat için).....	45
<b>Şekil 49.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (+1mm çakışan hat için) .....	45
<b>Şekil 50.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin oluşan sagital kesitteki B-izodoz eğrileri, B-doz profili (+2mm çakışan hat için).....	46
<b>Şekil 51.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (+2mm çakışan hat için) .....	46

<b>Şekil 52.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-1mm aralıklı hat için) .....	47
<b>Şekil 53.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (-1mm aralık hat için) .....	47
<b>Şekil 54.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin oluşan sagittal kesitteki A-izodoz eğrileri B-doz profili (-2 mm aralık hat için).....	48
<b>Şekil 55.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin ışınlanmasından oluşan A-film görüntüsü B-doz profili (-2mm aralık hat için) .....	48

## TABLÖLAR

<b>Tablo 1.</b> Gantri açısı gösterge kontrolü .....	22
<b>Tablo 2.</b> Kolimatör açısı gösterge kontrolü .....	23
<b>Tablo 3.</b> Alan Boyutları gösterge kontrol kontrol.....	23
<b>Tablo 4.</b> Jaw simetrisi kontrol kontrolü .....	23
<b>Tablo 5.</b> Tedavi masasının izomerkezli dönüşü ile açı göstergesinin dijital ve analog gösterge kontrolü .....	24
<b>Tablo 6.</b> Tedavi masasının rotasyon hareketi ile izomerkez uygunluğu kontrolü .....	24
<b>Tablo 7.</b> Dansitometre kalibrasyon tablosu .....	28
<b>Tablo 8.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğın TPS ve film dozimetre değerleri.....	31
<b>Tablo 9.</b> İki izomerkezli ışın diverjansına uygun masa ve gantri açılı tekniğın TPS ve film dozimetre değerleri.....	37
<b>Tablo 10.</b> Tek izomerkezli asimetric alan tekniğinin TPS ve film dozimetre değerleri.....	43

## ÖZGEÇMİŞ

28 Kasım 1978'de Tekirdağ'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Tekirdağ'da tamamladıktan sonra Trakya Üniversitesi SHMYO Radyoloji bölümünde 1998-2000 yılları arasında ön lisans eğitimimi tamamladım. 2001-2005 yılları arasında Karadeniz teknik Üniversitesinde Fizik lisan eğitimini tamamladıktan sonra 2009 yılında Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Sağlık Fiziği Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimi almaya başladım. Yüksek lisans eğitimim süresince Ulusal Medikal Fizik Kongrelerine ve Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği tarafından düzenlenen ulusal kurslara katıldım.