T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN BOLUS İLE HASTA CİLDİ ARASINDA KALAN HAVA BOŞLUKLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

ŞERİFE ELİF ÖZDEMİR

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2014

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2011970054

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN BOLUS İLE HASTA CİLDİ ARASINDA KALAN HAVA BOŞLUKLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ŞERİFE ELİF ÖZDEMİR

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2011970054

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Şerife Elif ÖZDEMİR **'Radyoterapide Kullanılan Bolus ile Hasta Cildi Arasında Kalan Hava Boşluklarının Doz Dağılımına Etkisinin Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi '** konulu Yüksek Lisans tezini ..10..07..2014.tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN
Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

ÜYE
Prof. Dr. Fadime AKMAN

ÜYE
Prof. Dr. Emel ADA

ÜYE
Doç. Dr. Türkan ERTAY

ÜYE
Yard. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR

YEDEK ÜYE
Yrd. Doç. Dr. Nuri KARABAY

YEDEK ÜYE
Yard. Doç. Dr. Hakan EPİK

İÇİNDEKİLER

ŞEKİL DİZİNİ vii

GRAFİK DİZİNİ ix

TABLO DİZİNİ x

KISALTMALAR xi

TEŞEKKÜR **1**

ÖZET **2**

ABSTRACT **5**

1. GİRİŞ VE AMAÇ **6**

2. GENEL BİLGİLER **8**

2.1. Radyasyon ve Radyoterapi **8**

2.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı **9**

2.3. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı (LİNAK) **10**

2.4. Film Dozimetrisi **12**

2.4.1. Radyokromik Film **13**

2.5. Bolus **15**

3. GEREÇ VE YÖNTEM **18**

3.1. Araştırmanın Tipi **18**

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı **18**

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları **18**

3.4. Çalışma Materyali **18**

3.4.1. Bolus **18**

3.4.2. Rando Fantom **19**

3.4.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT) **19**

3.4.3.1. *Bolussuz Rando Fantom BT Çekimi*..... **21**

3.4.3.2. *Rando fantoma 0,5cm bolusun maske altına yerleştirilmesiyle BT Çekimi*..... **22**

3.4.3.3. *Rando fantoma 0,5cm bolusun maske üstüne yerleştirilmesiyle BT Çekimi*..... **23**

3.4.3.4. *Rando fantoma 1cm bolusun maske altına yerleştirilmesiyle BT Çekimi*..... **24**

3.4.3.5. *Rando fantoma 1cm bolusun maske üstüne yerleştirilmesiyle BT Çekimi*..... **24**

3.4.4. Oncentra Masterplan Planlama Sistemi..... **25**

3.4.4.1.*0,5cm bolusun sanal olarak TPS tarafından yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **25**

3.4.4.2. *0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **26**

3.4.4.3.*0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **27**

3.4.4.4.*1cm bolusun sanal olarak TPS tarafından yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **28**

3.4.4.5.*1cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **29**

3.4.4.6.*1cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması*..... **30**

3.4.5. Gafkromik EBT3 Film Kalibrasyonu ve Işınlama-TPS Doz Verileri Kontrolü **31**

3.4.6. Film Tarama **32**

3.4.7. Lineer Hızlandırıcı Cihaz (LİNAK) Günlük Kontrol..... **32**

3.4.8. Bolusun Farklı Konum ve Kalınlıkları İle Rando Fantomun Işınlanması..... **33**

3.4.8.1.*0,5cm Bolusun Maske Altına Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması*..... **34**

3.4.8.2.*0,5cm Bolusun Maske Üstüne Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması*..... **35**

3.4.8.3.*1cm Bolusun Maske Altına Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması*..... **35**

3.4.8.4.*1cm Bolusun Maske Üstüne Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK ile Işınlanması*..... **36**

3.5. Veri Toplama Araçları..... 37

3.5.1. OmniPro I'mRT Programı..... **37**

3.5.2. Oncentra MasterPlan Tedavi Planlama Sistemi..... **37**

3.6. Araştırma Planı ve Takvimi 39

3.7. Verilerin Değerlendirilmesi 40

3.8. Etik Kurul Onayı 44

4. BULGULAR..... 45

5. TARTIŞMA.. 54

6. SONUÇ 57

7. KAYNAKLAR..... 58

Ek 1. ETİK KURUL RAPORU 61

Ek 2. ÖZGEÇMİŞ..... 62

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Radyasyonun sınıflandırılması **9**
Şekil 2. BT simülatör **10**
Şekil 3. Lineer Hızlandırıcı Cihazı'nın blok diagramı **11**
Şekil 4. Tedavi cihazının bileşenleri A: foton tedavi modu B: elektron tedavi modu **12**
Şekil 5. MD-55-2 radyokromik film için OD ve doz karakteristiği **14**
Şekil 6. Gafkromik EBT3 Filmin Yapısı **14**
Şekil 7. Balmumundan yapılmış cilt konturunu birebir saran, üst yüzeyde düz bir yüzey oluşturan bolus. **16**
Şekil 8. İzodozları tümör şekline göre biçimlendiren bireysel bolus gösterimi **17**
Şekil 9. Bolus. **19**
Şekil 10. Rando fantom. **19**
Şekil 11. Gafkromik filmin konulacağı kesitler ve baryum işaretlemeleri **20**
Şekil 12. Rando fantom baş-boyun bölgesi ve başaltı yastığı **21**
Şekil 13. Lazerler ve baryumla işaretlenmiş referans noktaları **21**
Şekil 14. BT çekimi 1. ..... **22**
Şekil 15. BT çekimi 2. ..... **22**
Şekil 16. BT çekimi 3. ..... **23**
Şekil 17. BT çekimi 4. ..... **24**
Şekil 18. BT çekimi 5. ..... **25**
Şekil 19. 0,5cm bolusun Oncentra MasterPlan planlama sistemi tarafından yerleştirildiği planlama görüntüsü **26**
Şekil 20. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra MasterPlan planlama sistemi'nde planlama görüntüsü. **27**
Şekil 21. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra MasterPlan planlama sistemi'nde planlama görüntüsü. **28**
Şekil 22. 1cm bolusun Oncentra MasterPlan planlama sistemi tarafından yerleştirildiği planlama görüntüsü **29**
Şekil 23. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sistemi'nde planlama görüntüsü. **30**
Şekil 24. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sistemi'nde planlama görüntüsü. **31**
Şekil 25. Epson perfection V750 pro **32**
Şekil 26. PTW marka Quickcheck. **33**
Şekil 27. Rando fantom kesitleri ve kesit arasına konan gafkromik film **33**
Şekil 28. Randofantomun ışınlama öncesi pozisyonlandırılması **34**
Şekil 29. 0,5cm bolus maske altında iken rando fantomun ışınlanması **34**
Şekil 30. 0,5cm bolus maske üstünde iken rando fantomun ışınlanması **35**
Şekil 31. 1cm bolus maske altında iken rando fantomun ışınlanması **36**
Şekil 32. 1cm bolus maske üstünde iken rando fantomun ışınlanması **36**
Şekil 33. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı **37**
Şekil 34. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan

1cm sanal boluslu doz verilerinin burun ucu hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **40**
Şekil 35. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 1cm sanal boluslu doz verilerinin burun kenarı hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **40**
Şekil 36. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 1cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun ucu hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **41**
Şekil 37. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 1cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun kenarı hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **41**
Şekil 38. 0,5 cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 0,5 cm sanal boluslu doz verilerinin burun ucu hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **42**
Şekil 39. 0,5 cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 0,5cm sanal boluslu doz verilerinin burun kenarı hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **42**
Şekil 40. 0,5 cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 0,5 cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun ucu hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **43**
Şekil 41. 0,5 cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 0,5 cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin Burun kenarı hattı için Omni Pro IMRT programı ile karşılaştırılması (kesit 3-4) **43**

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 1. Gafkromik EBT3 film kalibrasyon grafiği **46**

Grafik 2. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **47**

Grafik 3. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması..... **47**

Grafik 4. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **48**

Grafik 5. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **48**

Grafik 6. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 1cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **50**

Grafik 7. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 1cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **50**

Grafik 8. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 1cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **51**

Grafik 9. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 1cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması **51**

TABLO DİZİNİ

Tablo 1. 0,5cm boluslu durumlar için aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farkı tablosu **49**

Tablo 2. 1cm boluslu durumlar için aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farkı tablosu **52**

KISALTMALAR

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

BT : Bilgisayarlı Tomoğrafi

RTIS : Radyoterapi Bilgi Sistemi (Radiation Information System)

ICRU : Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi

TLD : Termolüminesans Dozimetre

kV : Kilovolt

MeV : Milyon elektron volt

MV : Milyon Volt

mAs : Mili amper saniye

MU : Monitor Unit

cGy : Santi gray

Gy : Gray

SSD : Yüzey kaynak mesafesi (Source Surface Distance)

EBT : Dışardan ışın tedavisi (External Beam Therapy)

LİNAK : Lineer hızlandırıcı cihaz

IMRT : Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy)

IGRT : Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (Intensity Guided Radiotherapy)

DVH : Doz hacim histogramı (Dose Volume Histogram)

cm : Santimetre

mbar : Milibar

ºC : Santigrad derece

DEÜTF : Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi

V : Volt

GB : gigabite

RAM : Rastgele Erişimli Bellek (Random Access Memory)

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

kW : kilowatt

p/cm : piksel/santimetre

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeden sunan, hayata bakış açısı, duruşu ve çizgisiyle her zaman bana örnek olan , bu çalışmayı birlikte göğüsleyerek beni azimlendiren, yolumu aydınlatan, en ince sızılarımı hissedip her daim yanımda olan, güçlü duruşu yanında mütevazi kişiliği ile bu çalışmayı başarıya kavuşturan değerli hocam Yard. Doç. Dr. Ayşegül YURT'a,

Tez çalışmam sırasında bilgi ve desteğini esirgemeyen Fizikçi Seray KURT'a

Tezimin şekillenmesinde ve değerlendirmesinde desteğini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerini özveriyle sunan Uzman Fizikçi Emin TAVLAYAN'a,

Disiplini ve sevgiyi bir arada sunan ve bizlere bilgilerinden istifade imkanı veren değerli hocalarım Prof. Dr. Fadime AKMAN ve Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL'a,

Tez çalışmam boyunca beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan DEÜ Medikal Fizik Yüksek Lisans Öğrencilerinden sevgili arkadaşlarıma,

Medikal Fizik eğitimim boyunca ilgi ve sevgilerini hiç eksiltmeden eğitimimi tam anlamıyla almama yardım eden saygıdeğer hocalarıma ve tüm Dokuz Eylül Üniversitesi ailesine,

Varlıklarıyla hayatıma anlam yükleyen annem, babam, kardeşlerim ve özellikle eşime sabır ve destekleri için sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Ş.Elif ÖZDEMİR

Haziran 2014, İZMİR

RADYOTERAPİDE KULLANILAN BOLUS İLE HASTA CİLDİ ARASINDA KALAN HAVA BOŞLUKLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN DOZİMETRİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Şerife Elif Özdemir
Dokuz eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR
eeelifkale@gmail.com

ÖZET

AMAÇ: Radyoterapide cilt dozunun artırılması ya da doku eksikliklerinin giderilmesi amacıyla bolus kullanılabilmektedir. Ancak bolus tam olarak cilde yapışmadığında bolus ile cilt arasında küçük hava boşlukları oluşabilmektedir. Bu çalışmada nazalkavite bölgesinde maskeye göre farklı konumlarda bolus yerleştirilerek yapılacak tedavi planlamasında bolus-cilt arasında meydana gelebilecek hava boşluklarının doz profiline etkisinin film dozimetre yöntemiyle belirlenmesi amaçlandı.

YÖNTEM: Çalışmada 0,5cm ve 1cm kalınlıklarında boluslar kullanıldı. Her bir bolus kalınlığı için 3'er set-up oluşturuldu. Birincisi, rando fantomun baş boyun bölgesinde sadece maske varken Bilgisayarl Tomografi (BT) görüntüleri elde edilip Tedavi Planlama Sistemi'ne (TPS) aktarılarak bolusun sanal olarak maske üzerine konulması (sanal bolus), ikincisi bolusun maske altına konulması ile BT görüntüleri alınıp TPS'e aktarılması, üçüncüsü ise bolusun maske üzerine konularak BT görüntülerinin alınıp TPS'e aktarılmasıdır. TPS'e aktarılan her bir setup için planlamalar yapıldıktan sonra rando fantom kesitleri arasına gafkromik filmler yerleştirilerek her bir bolus kalınlığı için bolus maske altında ve üstünde setup'ları için ışınlamalar gerçekleştirildi. TPS (Tüm setup'lar için) ve film dozimetre (bolus maske altında ve üstünde setup'ları) ile elde edilen doz profilleri burun ucu ve burun kenarında olmak üzere OmniPro I'mRT programı ile değerlendirildi.

BULGULAR: 0,5cm bolus kullanıldığında burun ucu bölgesinde, sanal bolus ile bolus maske altında iken film ışınlaması için maksimum doz farkı %1,2, sanal bolus ile bolus maske üstünde iken film ışınlaması için %2,1 olarak bulundu. 1cm bolus kullanıldığında ise sanal bolus ile bolus maske altında iken film ışınlaması için maksimum doz farkı %1,2, sanal bolus ile bolus maske üstünde iken film ışınlaması için %2,5 olarak bulundu. 0,5cm bolus kullanıldığında burun kenarı bölgesinde sanal bolus ile bolus maske altında iken film

ışınlaması için maksimum doz farkı %1,8, sanal bolus ile bolus maske üstünde iken film ışınlaması için maksimum doz farkı %2,8 olarak bulundu.1cm bolus kullanıldığında ise sanal bolus ile bolus maske altında iken film ışınlaması için %1,7, sanal bolus ile bolus maske üstünde iken film ışınlaması için %3,6 olarak elde edildi. Bolus kullanımında % 3'lük hata düzeyinin, her iki bolus kalınlığı için burun ucu bölgesinde aşılmadığı ancak burun kenarı bölgesinde aşıldığı görüldü.

SONUÇ: 1cm bolus maske üstü yerleşiminde, burun kenarında bolus-cilt arasındaki hava boşluğundan dolayı verilmek istenen dozda sanal bolusa göre % 3'ü aşan sapma gözlendi. Sonuç olarak özellikle kıvrımlı anatomik bölgelerde bolus kullanımının olabildiğince BT çekimi öncesi öngörülmeye çalışılması ve öngörüldüğünde de bolusun maske altına yerleştirilerek BT çekimi ve tedavi planlama yapılması daha uygun olduğu görünmektedir.

Anahtar Sözcükler: Bolus, hava boşluğu, doz, tedavi planlama, etkin tedavi

DOSIMETRICALLY INVESTIGATION OF THE EFFECT TO DOSE DISTRIBUTION OF THE AIR GAPS BETWEEN PATIENT SKIN AND BOLUS WHICH USED IN RADIOTHERAPY

Serife Elif Ozdemir
Dokuz Eylul University Institute of Health Sciences
Medical Physics Department, Inciralti-IZMIR
eeelifkale@gmail.com

ABSTRACT

OBJECTIVES: Bolus can be used in order to increase the skin dose or correct the deficiencies of tissue in radiotherapy. However, when bolus is not stick to the skin completely, small air gaps might occur between the bolus and the skin. In this respect, the aim of this study is to determine the effects of possible air gaps between bolus and skin on dose profile in the treatment plan which will be implemented by placing bolus in different positions according to the mask in nasal cavity area through film dosimeter method.

METHOD: In this study, 0,5 cm and 1cm thickness bolus were used. Three set-ups were created for each of the bolus thickness. The first one is virtual bolus to take Computed Tomography (CT) scan images when there is only mask in Rando phantom head and neck region and putting bolus in the mask virtually through transferring Treatment Planning System (TPS), the second one is to take CT scan images by placing bolus under the mask and transferring them to the TPS, and the third one is to take CT scan images by placing bolus on the mask and transferring them to the TPS. After plans were made for each set-up which was transferred to TPS, irradiation was fulfilled for each bolus thickness, set-ups of both under and above bolus mask through placing gafchromic films between Rando phantom slices. Dose profiles obtained from TPS (for all set-ups) and film dosimeter (bolus mask's under and above set-ups) were evaluated by OmniPro I'mRT application software including tip of the nose and nasal edge.

FINDINGS: In nose tip region, when using 0.5cm bolus, maximum % dose difference was found as 1.2% with virtual bolus and when bolus is under the mask for film irradiation and maximum % dose difference was found as 2,1% with virtual bolus when bolus is above the

mask for film irradiation. However, in the same region but when using 1cm bolus, maximum % dose difference was found as 1,2% with virtual bolus and when bolus is under the mask for film irradiation and maximum % dose difference was found as 2,5 % with virtual bolus and when bolus is above the mask for film irradiation. On the other hand, in nasal edge region, when using 0,5cm bolus, maximum % dose difference was found as 1,8% with virtual bolus and when bolus is under the mask for film irradiation and again maximum % dose difference was found as 2,8 % with virtual bolus when bolus is above the mask for film irradiation. Lastly, in the same region, when using 1cm bolus, maximum % dose difference was found as 1,7 % with virtual bolus and when bolus is under the mask for film irradiation, and again maximum % dose difference was found as 3,6% with virtual bolus while bolus is above the mask for film irradiation. Three percent error level of the usage of a bolus was not exceeded on the tip of the nose for both bolus thickness, but it was observed that the level was exceeded in the nasal edge line.

RESULT: In the placement of 1cm bolus above the mask in nasal edge, due to the air gap between bolus-skin, 3% deviation was observed in the intended dose, in comparison with virtual bolus. In conclusion, it seems more appropriate that the use bolus especially in meandering anatomical regions can be tried to be foreseen before CT scans, as possible, also when it is envisioned; CT scans and treatment planning should be performed by placing bolus under the mask.

Keywords: Bolus, air gaps, dose, treatment planning, active treatment

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi'de temel amaç, tanımlanmış tümör hacmine, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozu verilirken, tümörü çevreleyen sağlıklı dokunun korunmasıdır. Bu sayede tümör yok edilirken, temel hedef kanserli hasta hayat kalitesini artırmak veya sağkalımını uzatmaktır [1].

Tedavide absorbe edilen doz, yüzeyin altında belli bir derinlikte maksimumdur [2]. Uygulanan foton enerjisine bağlı olarak, cilt yüzeyinde minimum olan doz değeri yüzeyden itibaren ilk birkaç milimetrede hızlı bir şekilde artarak belli bir derinlikte maksimum değerini alır. Bu maksimum doz noktası düşük enerjili ışınlarda daha yüzeydeyken, enerji arttıkça daha derinlerde oluşmaktadır [3].

Bolus, ışınlanacak bölgede ciltle temas halinde olan doku eşdeğeri malzeme olup foton ve elektron tedavilerinde yüzey dozunu artırmak ve/veya doku eksikliğini telafi etmek amacı ile kullanılır. Bu doğrultuda çeşitli ticari malzemeler üretilmiştir [4].

Bolus, elektron yoğunluğu, fiziksel yoğunluğu ve atom numarası doku ya da su eşdeğeri olmasının yanı sıra cilt konturunun şeklini kolayca alacak şekilde esnek ve şekil verilebilir olmalıdır [5]. Aynı zamanda ışınlanacak olan sahanın ayarlanmasını kolaylaştırmak için şeffaf olması, yüksek doz düzeylerinden etkilenmemesi, dayanıklı olması, toksik özellik taşımaması, yanmaz olması, bakteri ve mantar üremesine izin vermemesi ve kabul edilebilir bir maliyette olması klinik kullanım açısından önemlidir [6].

Bolus malzemesinin kullanıldığı anatomik bölgeye tamamen yapışması büyük önem taşımaktadır. Ancak bazı örneklerde, bolus materyalinin esnekliğinden yetersizliğinden dolayı tedavi alanının belli bölgelerinde birkaç milimetrelik küçük bir hava boşlukları oluşabilir. Işınlamalarda hava boşluğunun varlığı, hava-tümör ara yüzeyinde elektronik denge kayıplarına bağlı olarak, bu bölgede doz düşüşlerine neden olur. Doz düşüşü etkisi hava boşluğunun geometrisine, hacmine ve ışınlanan alanın büyüklüğü ile kullanılan foton enerjisine bağlıdır [7]. Eksik dokuyu telafi etmek ve eğimli yüzeyi düz bir hale getirmek için hasta cildine konulan bolus gelen radyasyon ışını için düz bir yüzey oluşturur [4]. Prensip olarak, bolus kullanımı basit ve pratiktir. Ancak bolus ile hasta cildi arasında kalan hava boşluğu, havanın yoğunluğunun doku yoğunluğundan farklı olması nedeni ile özellikle cilt ve cilde yakın yerlerdeki dozlarda istenmeyen bir doz profiline neden olabilirler.

Bu nedenle tedavi planlamada dozdaki değişimleri belirlemek için doz doğrulamaları yapılmalıdır. Doz doğrulamaları kalite kontrol çalışmalarında film, TLD (Termolüminesans Dozimetre) vb. farklı dozimetre yöntemleri kullanılabilir.

Film dozimetrisinde bilinen dozlarla filmi ışınlayarak elde edilen kararma miktarlarını belirleyerek bir kalibrasyon eğrisi elde edilir. Böylelikle bu yöntemle daha sonra gerçekleştirilen ışınlamalarda bu eğri kullanarak verilen doz ve dozun iki boyutlu dağılımını belirlenebilir. Film dozimetrisi kullanışlı, pratik ve maliyeti düşüktür. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır [8].

Film dozimetrisi içerisinde en çok kullanılan filmler, radyografik ve radyokromik filmlerdir. Radyokromik film dozimetrisi radyografik film dozimetrisine göre kullanım kolaylığı sunar. Radyokromik filmlerin karanlık odaya, film kasetine, film işlemeye ihtiyaç duymaması; doz hızı bağımsızlığı, yüksek doku eşdeğerliğine sahip oluşu, taneciksiz bir yapıya sahip olması nedeni ile yüksek çözünürlük seviyesi sergilemesi, geniş doz aralığı, düşük enerji bağımlılığı, görünür ışığa karşı duyarsız oluşu, herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç duymayışı ve daha iyi enerji karakteristiği radyokromik filmleri radyografik filmlere göre daha avantajlı hale getirmiştir. Radyokromik filmler radyasyona daha az duyarlıdır ve yüksek dozlarda kullanılışlıdırlar [4,9,10]. Radyokromik filmlerden en genel kullanımda olanı gafkromik filmlerdir. Bu filmler 1cGy-40Gy aralığına duyarlı doz ölçüm bölgesine sahiptirler [11].

Bu çalışmada, nazalkavite bölgesinde bolus kullanılarak yapılacak tedavi planlarında bolus yerleşimi sırasında meydana gelecek hava boşluklarının 6 MV enerjili foton demetinin meydana getireceği doz profillerinin film dozimetre yöntemi kullanılarak belirlenmesi amaçlandı. Aynı zamanda önceden planlanmayıp, ancak sonradan bolus kullanımına karar verilmesi durumunda, önceden öngörülseydi ve hasta BT'si bolusla çekilseydi durumu arasındaki doz profillerindeki farklılıklar değerlendirildi. Bu sonuçlar ışığında hastalar için etkin bir tedavi planlamasının hangi şartlarda yapılması gerektiği belirlenmeye çalışıldı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyon ve Radyoterapi

Doğal ya da yapay radyoaktif çekirdeklerin kararlı yapıya geçebilmek için dışarı saldıkları hızlı parçacıklar ve elektromanyetik dalga şeklinde taşınan fazla enerjilerine "radyasyon" denir [12].

Radyasyon yapısına göre " parçacık tipi radyasyon" ve "dalga tipi radyasyon" olmak üzere iki kısma ayrılır. Parçacık tipi radyasyon; belli bir kütle ve enerjiye sahip çok hızlı hareket eden anatomik boyuttaki parçacıkları ifade eder. Dalga tipi radyasyon; belli bir enerjiye sahip ancak kütlesi olmayan ve ışık hızıyla hareket eden radyasyondur. Dalga tipi radyasyon, elektrik ve manyetik alandan sapmadan dalga hareketi yaparak ilerler ve elektromanyetik radyasyon olarak ifade edilir [13].

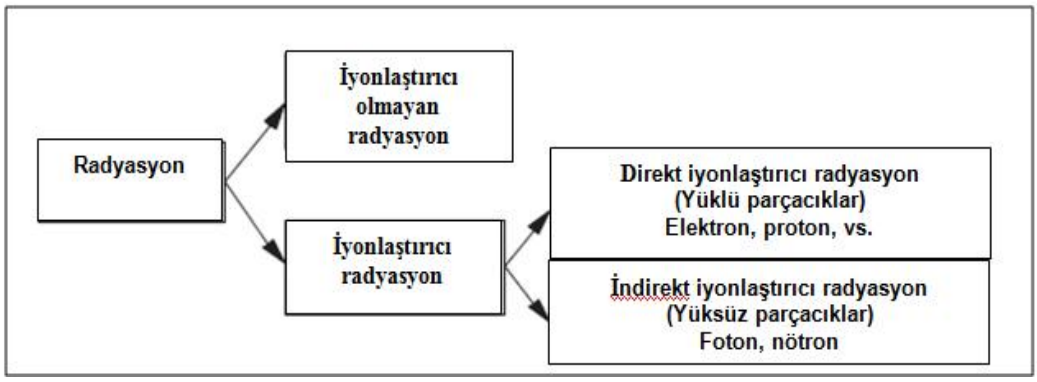
Radyasyon, etkileşime geçtiği maddeleri iyonlaştırabilme yeteneğine göre "**iyonlaştırıcı**" (iyonize) ve "**iyonlaştırıcı olmayan**" radyasyon olarak iki kısma ayrılır. İyonlaştırıcı radyasyon da direkt (doğrudan) iyonlaştırıcı ve indirekt (dolaylı) iyonlaştırıcı olmak üzere kendi içerisinde 2 grupta incelenir (Şekil 1).

Direkt iyonlaştırıcı radyasyon, yüklü parçacığın (elektron, proton, alfa parçacıkları ve ağır iyonlar) etkileşim yapacağı ortam atomlarının elektronları ile "*coulomb"* etkileşimi yaparak enerjisini ortama aktarması yoluyla oluşur.

İndirekt iyonlaştırıcı radyasyon ortamaenerjisini aktarırken iki basamak gerçekleştirir:

1) Fotonların veya nötronların etkileşim yaptığı ortamdan yüklü parçacıklar salınır (fotonların etkileşimi sonucu elektron, positron, nötronların etkileşimi sonucu proton ve ağır iyonlar).

2) Serbest kalan yüklü parçacıklar, etkileşim yapacağı ortam atomlarının elektronları ile coulomb etkileşimi yaparak enerjisini ortama aktarır.



Şekil 1. Radyasyonun sınıflandırılması.

Hem direkt iyonlaştırıcı radyasyon hem de indirekt iyonlaştırıcı radyasyon hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılır. Hastalıkların tedavisinde radyasyon kullanan bilim dalları girişimsel radyoloji ve radyasyon onkolojisi, hastalıkların tanısında iyonlaştırıcı radyasyonu kullanan bilim dalları ise tanısal radyoloji ve nükleer tıp olarak adlandırılır [4].

İyonize radyasyon kullanılarak tümör hücresinin yok edilmesi, bunun yanında çevre dokulara en az zararı verme ilkesinden hareket eden radyoterapi uygulamasında harici (eksternal) radyoterapi ve dahili (internal) radyoterapi [brakiterapi] olmak üzere iki ana teknik geliştirilmiştir [4].

Eksternal radyoterapi, tedavi aygıtları aracılığıyla hasta (tümör)- kaynak arasında belli bir mesafe bırakılarak hedef hacme radyasyonun gönderilmesiyle uygulanan radyoterapidir.

İnternal radyoterapi (brakiterapi), küçük kapsüller içindeki kalibre edilmiş radyoaktif kaynakların veya içinde radyoaktif kaynak bulunan kaynak taşıyıcı aygıtların geçici veya kalıcı olarak doğal vücut boşluklarına veya tümöre yerleştirilerek kullanıldığı radyoterapi yöntemidir [4].

2.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Radyoterapide kullanılan Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı, tedavi simülasyonu yapmak için kullanılan en temel görüntüleme yöntemlerinden biridir (Şekil 2). Hasta anatomisi ve tümör hakkında bilgiler veren, hedef hacmi, tümör uzanımlarını ve riskli organların yerini belirlemek açısından radyoterapi planlamanın en önemli basamağını oluşturur. BT simülatörü elektron yoğunluğuna bağlı olarak yüksek rezolüsyon ve kontrasta sahip olması nedeniyle hastanın anatomik bilgilerinin *"transverse"* kesitte elde edilmesini sağlayarak tedavi paylarının hedefte ve riskli organlarda azaltılmasına katkıda bulunur [4].

Bir BT simülatörü genel olarak, en fazla 85cm açıklığı olan geniş çaplı bir BT tarayıcı (hasta pozisyonu ve tedavi aksesuarlarının rahat kullanımı sebebi ile geniş çaplı olması avantaj), oda lazerleri, hareketli sagital lazerler (hasta pozisyonlamasında ve merkezlenmesinde) düz bir masa, görüntü oluşturma ve çeşitli manipülasyonlara izin verecek güçlü bir bilgisayar istasyonundan oluşur (Şekil 2)[4].

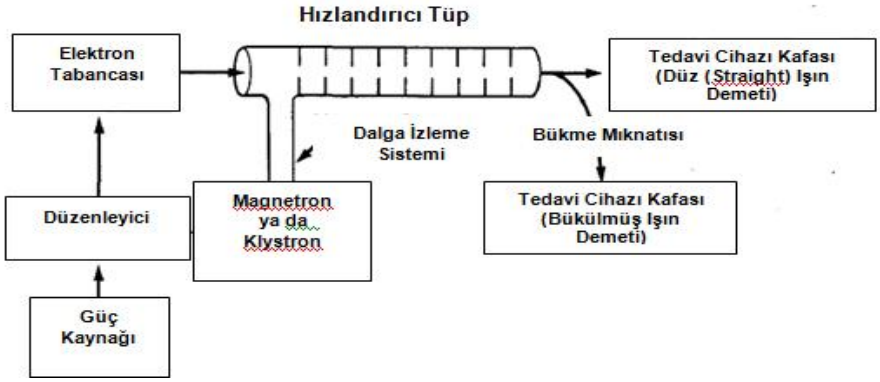


Şekil 2. BT simülatör.

2.3. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı Tedavi Cihazı (LİNAK)

Lineer hızlandırıcılar, yüksek enerjili X-ışını ve elektron üreten bilgisayar kontrollü cihazlardır. X-ışın tüpünde olduğu gibi yüksek gerilim altında metal hedeften koparılan elektronlar, daha yüksek kinetik enerjiye sahip olabilmek için elektromanyetik alan içerisinde hızlanırlar. Yüksek enerjili elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisi için kullanılabilirken, bir hedefe çarptırılmaları sonucu elde edilen yüksek enerjili X-ışınları, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilmektedir.

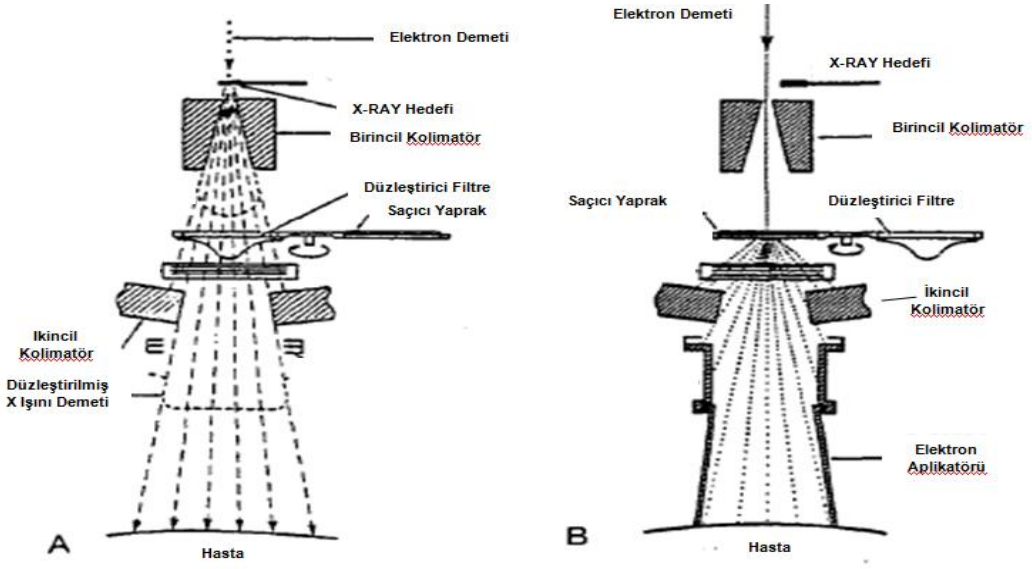
Güç kaynağından sağlanan doğru akım (DC-Direct Current) modulatör'de düzenlenerek eşzamanlı olarak elektron tabancasına ve elektromanyetik dalga üretici olan Magnetron veya Klystron'a iletilir. Magnetron veya Klystron içerisinde üretilen elektromanyetik dalgalar ve elektron tabancasından çıkan uygun hızlardaki elektronlar dalga izleme sistemi aracılığıyla hızlandırıcı tüp içerisine gönderilirler (Şekil 3) [9].



Şekil 3. Lineer Hızlandırıcı Cihazının blok diagramı.

Hızlandırıcı tüp, değişen açıklık ve boşluklarda olmak üzere bakır diskler ile bölümlere ayrılmış bakır tüpten oluşmaktadır. Bu sistem yüksek vakum altındadır. Hızlandırıcı tüpe yaklaşık 50keV'lik enerji ile giren elektronlar bu tüp içerisinde elektromanyetik dalgalarla etkileşime girerek enerji kazanırlar. Bu yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıktıkları zaman yaklaşık 3mm çapında "ince demet (Pencil Beam)" formundadırlar.

Düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6MV'e kadar) hızlandırıcı tüp daha kısa olup elektronlar direkt hedefe çarptırılarak X ışını oluşturulur. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup ışın dağıtım sistemindeki eğme mıknatısları ve odaklama bobinleri ile elektronlar genellikle 270 veya 90 derecelik açılarda saptırılarak hedefe çarptırılır ve X ışını oluşturulur. Bu işlem tedavi cihazının gantry denilen bölümünde olur. Oluşan farklı yoğunluklardaki X ışını birincil kolimatörden geçer, düzleştirici filtrede düzleştirilir ve sonra ikincil kolimatöre gelir. İkincil kolimatöre gelen bu ışın tümörün yapısına ve derinliğine göre planlama sisteminde hesaplanarak hastaya iletilir (Şekil 4) [9].



Şekil 4. Tedavi cihazının bileşenleri.

A: foton tedavi modu B: elektron tedavi modu.

2.4. Film Dozimetrisi

Radyasyon dozimetrisinde derin doz ölçümlerinde konvansiyonel sistemlerle (iyon odaları, yarı iletken dedektörler, termolüminans dedektörler (TLD) ve radyografik filmler) ölçümler yapıldığında birçok sorun yaşanmaktadır.

İyon odaları ve yarı iletken dedektörler, birçok tedavi planının ihtiyaç duyduğu yeterli uzaysal çözünürlükte sonuçlar verememektedir. TLD'ler küçük boyutları olması yönüyle bir avantaj sağlamasına rağmen bir ya da iki boyutlu doz dağılımı gerekli olduğunda çok zahmet verici ve zaman alıcı bir yöntemdir. Ayrıca TLD'lerde dozimetrik bilgiler yeniden okunmak üzere arşivlenemezler. İyonlaştırıcı fotonların dozimetrik değerlendirmesinde radyografik filmler yüksek uzaysal çözünürlükleri yönünden diğer yöntemlere üstünlük sağlasa da 10-200keV lik foton enerji aralığında çok hassas oluşu büyük farklılıklar oluşturur. Radyografik filmlerin enerji absorbsiyon ve transfer özellikleri bakımından biyolojik dokuların davranışları ile eşdeğer özellik göstermemesi, görünür ışığa duyarlı olması ve banyo işlemi gerektirmesi diğer dezavantajları olarak gösterilebilir. Radyasyon dozimetrisindeki bu zorluklar yüksek uzaysal çözünürlük, kabul edilebilir bir doğruluk ve hassasiyet, taşıma ve veri analizi kolaylığı arayışlarını ortaya çıkarmıştır. Bu olumsuzların bazıları radyokromik filmlerin ortaya çıkışı ile çözümlenmiştir [10].

2.4.1. Radyokromik Film

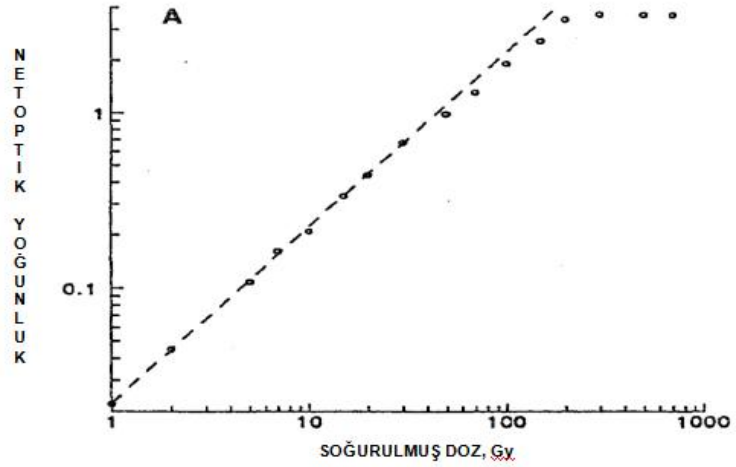
Radyasyon dozimetrisinde kullanılan radyokromik filmler 1960'lardan beri gelişimini sürdürmektedir. Teknolojinin ilerlemesi ile günümüzde kullanılan en popüler dozimetrik yöntemlerden biri haline gelmiştir [9].

Radyokromik film dozimetrisi radyografik film dozimetrisine göre kullanım kolaylığı sunar. Radyokromik filmlerin karanlık odaya, film kasetine, film işlemeye ihtiyaç duymaması; doz hızı bağımsızlığı, yüksek doku eşdeğerliğine sahip oluşu, taneciksiz bir yapıya sahip olması nedeni ile yüksek çözünürlük seviyesi sergilemesi, geniş doz aralığı, düşük enerji bağımlılığı, görünür ışığa karşı duyarsız oluşu, herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç duymayışı ve daha iyi enerji karakteristiği radyokromik filmleri radyografik filmlere göre daha avantajlı hale getirmiştir. Radyokromik filmler radyografik filmlere göre radyasyona daha az duyarlı iken yüksek dozlarda daha kullanışlıdırlar [4,9,10].

Radyokromik filmler iyonize radyasyona maruz kaldıklarında renk değişimine uğrarlar. İyonize radyasyon ile ışınlanan filmler film taneciklerindeki polimerizasyon işlemi sonucu mavi tonlarına dönüşür. Bu rengi korumak için hiçbir fiziksel, kimyasal veya ısıl işleme gerek yoktur. Bu sayede doz okuma işlemi kimyasal bir işleme ihtiyaç duyulmadan gerçekleştirilebilmektedir [9,10].

Radyokromik film göreceli bir dozimetredir [4]. Bilinen bir değere göre kararma miktarlarının belirlenerek kullanılması gerekmektedir. Bunun için kullanılacak filmin öncesinde kalibrasyon eğrisinin oluşturulması gerekmektedir. Kalibrasyon eğrisi, bilinen doz değerlerine karşılık gelen filmdeki kararma derecesi olan optik yoğunluğa (OD, Optical Density) göre oluşturulur [14].

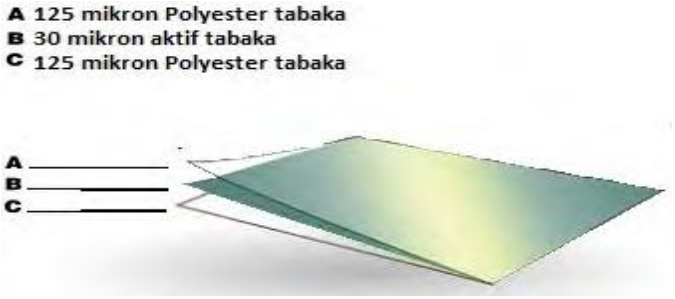
Radyokromik filmin OD ve doz karakteristiği Şekil 5'te gösterilmiştir. Grafikten görüldüğü gibi belirli bir doz seviyesine kadar absorbe edilen doz ile OD arasında lineer bir ilişki varken, omuz bölgesinde filmin yanıt düzeylerinin kapalı olduğu görülmektedir [9].



Şekil 5. MD-55-2 radyokromik film için OD ve doz karakteristiği.

Radyokromik filmin renk stabilitesine ulaşması için ışınlamadan sonra yaklaşık 24 saat karanlık ve kuru bir ortamda bekletilmelidir. Radyokromik filmler görünür ışığa duyarsız olmasına rağmen ultraviole ışığa ve bazı sıcaklıklara hassasiyet gösterir. Bu sebeple saklama ortamının kuru ve karanlık olmasının yanı sıra dozimetri için kullanılacağı ortamın sıcaklığı ve nemine yakın olması gerekmektedir [4].

En yaygın kullanılan Radyokromik film, gafkromik filmdir. Gafkromik filmler yaklaşık doku eşdeğeri (%9 hidrojen, %60,6 karbon, %11,2 azot ve %19,2 oksijen)'dir [4]. Film iki polyester tabaka arasına sıkıştırılmış aktif bir katmandan oluşur. Polyester tabakalar, filmi dayanıklı bir yapıya büründürürken aynı zamanda suda kullanımını uygun hale getirmiştir. Eğer kalibrasyonda ve çevresel şartların sağlanmasında yeterince duyarlı davranılırsa gafkromik filmler %97'nin üzerinde bir duyarlılığa sahiptir [4,15]. Şekil 6'da gafkromik EBT3 film yapısı gösterilmektedir.



Şekil 6. Gafkromik EBT3 film yapısı.

2.5. Bolus

Düzensiz veya eğimli hasta yüzeyine çarpan bir iyonize radyasyonun oluşturduğu doz dağılımı, düz bir yüzeye çarpan iyonize radyasyonun oluşturduğundan oldukça farklıdır [4] .

Foton ve elektronlar ya da her ikisinin kombinasyonu ile oluşturulan, düzgün şekilli, düz yüzeylere çarpan radyasyon ışınlarının, homojen bir fantomda doz dağılımını hesaplamak oldukça kolay olmasına karşın hastanın düzensiz yüzey verileri ve doku heterojenitesinden dolayı daha karışık bir durum sergiler [5].

Bu sorunu çözmek için iki yaklaşım kullanılır:

1- Çeşitli hesaplama yöntemleri ile bu sorun düzeltilmeye çalışılır.

2- Wedge (kama), bolus ya da kompansatörler kullanılarak sorun aşılmaya çalışılır [4].

Kontur düzensizliklerinin yanı sıra wedge, bolus ya da kompansatörler aynı zamanda doku eksikliklerini gidermek amacıyla da kullanılır [4].

Bolus, ışınlanacak bölgede ciltle temas halinde olan doku eşdeğeri malzeme olup foton ve elektron tedavilerinde yüzey dozunu artırmak ve/veya doku eksikliğini telafi etmek amaçları ile kullanılır. Bu amaçlar doğrultusunda kullanılmak üzere çeşitli ticari malzemeler vardır [4].

Bolusun, elektron yoğunluğu, fiziksel yoğunluğu ve atom numarası doku ile ya da su ile eşdeğer olmasının yanı sıra cilt konturunun şeklini kolayca alacak şekilde esnek ve şekil verilebilir olmalıdır [5]. Aynı zamanda ışınlanacak olan sahanın ayarlanmasını kolaylaştırmak için şeffaf olması, yüksek doz düzeylerinden etkilenmemesi, dayanıklı olması, toksik özellik taşımaması, yanmaz olması, bakteri ve mantar üremesine izin vermemesi ve kabul edilebilir bir maliyette olması klinik kullanım açısından önemlidir [6].

Radyoterapide ucuz, doku eşdeğeri materyallerden üretilen bolus, *"Super-Flab"* ya da *"Super Stuff"* olmak üzere iki gruba ayrılır. *"Super-Flab"* boluslar belirli kalınlıklarda olup önceden hazırlanarak jel tabakalar olarak ışınlama sahasının üzerine örtülebilinirler. *"Super Stuff"* boluslar ise ışınlama sahasında şekillenip katılaşabilen boluslardır. Ayrıca bolus olarak balmumu (wax) da kullanılmaktadır. Rutinde en yaygın kullanılan bolus türü *"Super-Flab"* boluslardır [5,16].

Eksik dokuyu telafi etmek ve eğimli yüzeyi düz bir hale getirmek için hasta cildine konulan bolus gelen radyasyon ışını için düz bir yüzey oluşturur [4]. Prensip olarak, bolus kullanımı basit ve pratiktir. Ancak, ciddi bir dezavantajı vardır. Megavoltaj foton enerjileri

için bolus kullanımı, ciltte cilt koruyucu etki kaybına neden olur. Yani cilt koruyucu etki bolusda oluşur [4,5].

Balmumu doku eşdeğeri olup bolus amacıyla kullanılan yaygın bir malzemedir. Isıtıldığında eriyebilen ve hasta konturuna tam olarak yerleştirilebilen bir malzemedir. Şekil 7'deki gibi konumlandırılan balmumundan yapılmış bolus sayesinde hastanın izodoz eğrileri düz fantomla eşdeğer olacaktır.



Şekil 7. Balmumundan yapılmış cilt konturunu birebir saran, üst yüzeyde düz bir yüzey oluşturan bolus.

Bolus aynı zamanda saçılmadaki eksiklikleri telafi etmek amacıyla da kullanılır. Örneğin ekstremitelerde ya da tüm vücut ışınlamalarında tuz ya da pirinç torbaları bolus amacıyla kullanılabilmektedir [4].

Çok yüzeysel tümörler için, düşük enerjili ışınlarda bile pratik erişim mesafesi tümör derinliğinin ötesinde oluşur (yeterli sağlıklı doku eksikliği). Bu ciddi bir problem olup bunun üstesinden gelmek için belirlenen kalınlıkta doku eşdeğeri olan bolus hasta cildi üzerine yerleştirilerek radyasyon ışının hasta içindeki ulaşım mesafesi kısaltılmış ve yüzeydeki tümör tedavi edilmiş olur [4].

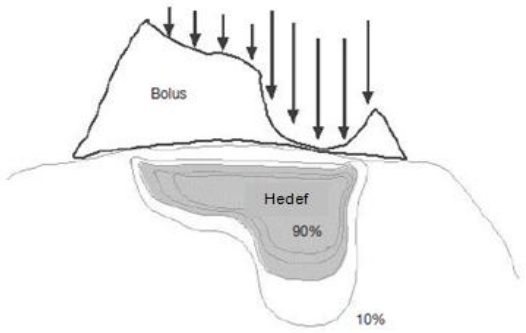
Yüzeye yapışarak yüzey konturunu takip eden bolus, cilt dozunu arttırırken bolus kalınlığı eğer foton enerjisinin maksimum derinliğine (d_{maks}) tekabul ediyorsa hastada hedef bölge dışında dozu azaltarak sağlıklı dokuların korunmasını sağlar [5].

Bolus aynı zamanda elektronların erişim mesafesini daha net olarak tanımlamak için kullanılır. Lineer hızlandırıcılarıcı cihazlarda (LİNAK) genellikle 3-4MeV lik enerji farklılığı vardır. Eğer düşük enerjili ışın hedefe ulaşabilmek adına yeterli derinliğe ulaşamıyorsa bir sonraki enerji seviyesi seçilir. Dolayısıyla bir sonraki yüksek enerji seçilmesi durumunda

penetrasyon daha fazla olacağından bolus kullanılarak ışının hasta içindeki hedefe tam olarak ulaşması ve daha etkin bir tedavi yapılması sağlanır.

İzodoz eğrileri eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile oluşur. İzodoz eğrileri sayesinde doz dağılımı düzlemsel bir şekilde görülerek ışınların farklı wedge, bolus vb. kombinasyonlarıyla oluşacak doz davranışı incelenebilir [4].

Bolus, izodoz eğrilerinin formunu tümörün biçimine uygun hale getirir. Tedavi planlamasında BT kullanımı tümör şekli, derinliği ve hasta konturu hakkında tanımlama yapar. Şekil 8'de gösterildiği gibi balmumu bolus amacıyla kullanılacak olup, tümör uzunluğu boyunca bolusun yüzeyinden itibaren tedavi derinliği sabit olacak şekilde ayarlanırsa oluşacak izodozlar yaklaşık olarak tümörün şekline benzer olacaktır [4].



Şekil 8. İzodozları tümör şekline göre biçimlendiren bireysel bolus gösterimi.

Tedavi Planlama Sistemi (TPS) yazılımları orijinal BT verilerini bozmadan elle (manuel) ya da otomatik olarak bolus yerleştirilmesine izin verir. TPS bolus ve hasta bilgilerini ayrıt edebilir dolayısıyla bolus düzenlemeleri ve bolusu iptal etme seçeneklerini rahatlıkla kullanıcıya sunar [4].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Bu araştırmada, iyonlaştırıcı tıbbi radyasyon dozları, bilgisayar ortamında TPS ile *"collapsed cone"* algoritması kullanılarak hesaplandı ve dozlar deneysel olarak ölçüldü.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 01.08.2013-01.02.2014 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik ve Radyasyon Onkolojisi ve Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dallarında gerçekleştirildi.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Araştırma, rando fantom üzerinde yapıldı. Dozlar sanal ortamda hesaplanarak deneysel verilerle karşılaştırıldı.

3.4. Çalışma Materyali

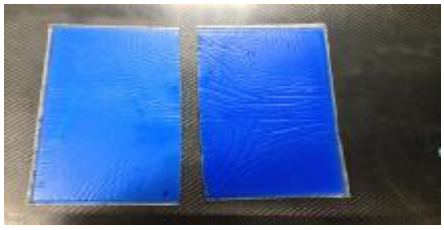
Araştırmada kullanılacak materyaller Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik ve Radyasyon Onkolojisi ve Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim dallarına aittir.

- Bolus
- Rando Fantom
- BT
- Oncentra MasterPlan lama Sistemi
- Gafkromik EBT3 Film
- Epson Perfection V750 Pro Tarayıcı (Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi)
- LİNAK
- Omni Pro I'mRT Programı (Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi)

3.4.1. Bolus

Çalışmada kullanılacak olan "S*uper-flab"* bolus 1,03g/cc yoğunluğunda olup doku eşdeğeridir. Homojen ve katı bir formda olan bolus kullanılacak bölgeye göre makasla kesilebilme özelliğine sahiptir. Kesim işleminden dolayı özelliğini kaybetmez. Kalınlığını,

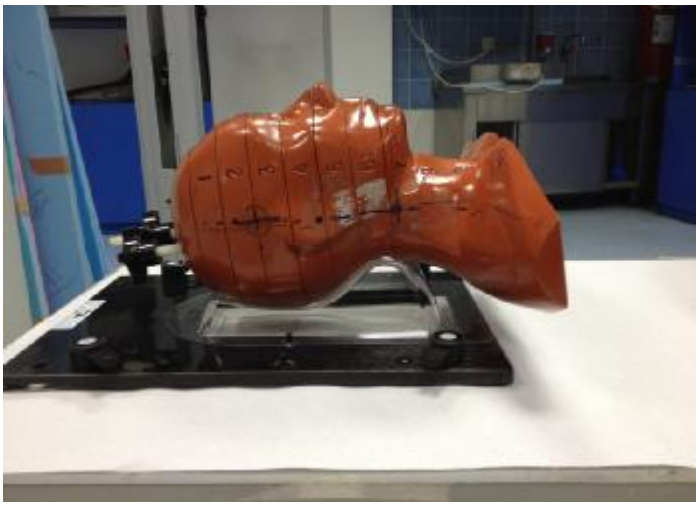
elektron yoğunluğunu, homojenitesini tedavi süresince korur. Çalışmada 0,5cm ve 1cm olmak üzere iki ayrı kalınlıkta bolus kullanıldı (Şekil 9).



Şekil 9. Bolus.

3.4.2. Rando Fantom

Bu çalışmada rando fantom kullanıldı. Rando fantomda normal bir insandaki gibi tüm iç organlar ve kemik yapılar mevcuttur. Çalışmada rando fantomun sadece baş bölgesi kullanıldı. Baş bölgesi, her biri 2,5cm kalınlığında toplam 7 kesitten oluşmaktadır (Şekil 10). Çalışmada kıvrımlarının en fazla olduğu bölgeye yerleştirilen bolus ile yüzey arasında kalan hava boşluğu hacmi maksimum olacağından Rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri ile ilgilenildi.



Şekil 10. Rando fantom.

3.4.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

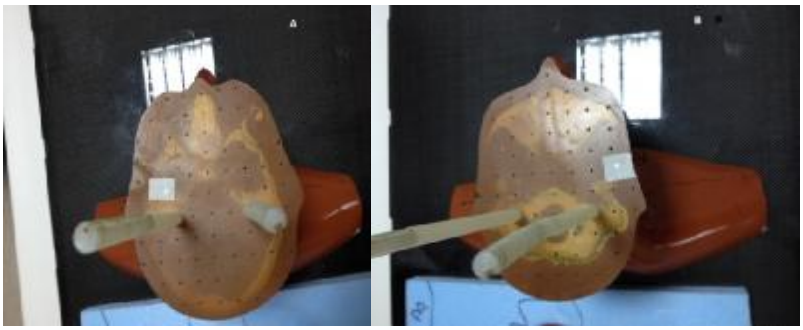
Çalışmada DEÜTF (Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi) Radyasyon Onkolojisi'nde bulunan "Siemens" marka, "Somatom" model BT-simülatör cihazı kullanıldı. Set-up

hatalarını azaltmak için hasta pozisyonunun BT-simülatör ve tedavi cihazında aynı olması gerekmektedir. Bu nedenle BT-simülatör cihazının yatağı tedavi cihazının yatağı gibi düzdür.

Cihaz teknik olarak;

- Minimum enerji ihtiyacı 110 V
- 1GB RAM ile veri depolama
- 0,1-10 mm aralıklarında istenen değerde kesit kalınlığında tarama
- 70 cm görünen gantry açıklığı
- 50 cm maksimum görüntü oluşumunun gerçekleştiği açıklık
- DICOM 3 protokolü ile çekim
- 26 kW (opsiyonel 40kW) x ışını tüpü jeneratör kapasitesi
- 3,8 MHU (opsiyonel 5,3 MHU) x ışını tüpü ısı kapasitesi
- 15,5 lp/cm uzaysal çözünürlük
- 1 s görüntü oluşturma süresi
- 0,8-1 s arasında bir tam devir özelliklerine sahiptir.

Araştırmanın hedefleri doğrultusunda rando fantom üzerine bazı işaretlemeler yapıldı. Bu işaretlemelerden ilki, ışınlama sırasında filmleri koyacağımız kesitlerin, BT görüntülerine bakıldığında hangi kesit olduğunu ayırt edebilmek adına rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına noktasal baryum işaretleri yerleştirildi (Şekil 11).



A: kesit 3-4 B: kesit 4-5

Şekil 11. Gafkromik filmin konulacağı kesitler ve baryum işaretlemeleri.

Ardından tüm kesitler yerlerine takılarak fantom baş altı yastığı ile "*supin*" (sırt üstü) pozisyonda BT masasına yatırıldı (Şekil 12).



Şekil 12. Rando fantom baş-boyun bölgesi ve başaltı yastığı.

İkinci işaretleme, BT lazerlerin oturtulacağı referans noktalarıdır. Bu noktalar kulak altları ve burun altı olacak şekilde düşünüldü. Bu sayede fantom, bolus ve maske ile kaplandığında, her set-up sırasında referans noktaların kolaylıkla görülebilmesi amaçlandı. Bu amaç doğrultusunda fantomun belirlenen bölgelerine (kulak altları ve burun altı) flasterler yapıştırılarak referans noktalar önce flasterler üzerine kalem ile çizildi, ardından noktasal baryum işaretçileri bu referans noktalar üzerine yapıştırıldı. Bu sayede ışınlama esnasında BT referanslarını gösteren baryumlar çıkarılarak filmlerden okunacak doz profillerinin daha doğru elde edilmesi sağlandı (Şekil 13).



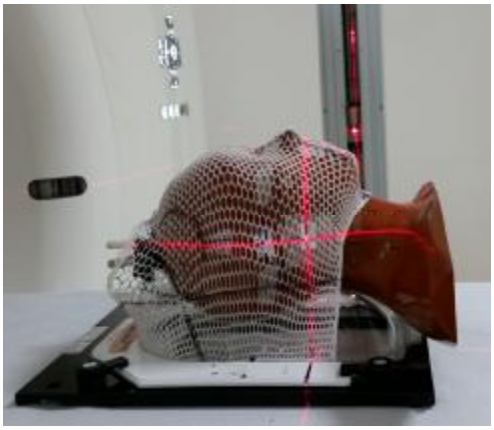
Şekil 13. Lazerler ve baryumla işaretlenmiş referans noktalar.

Lazerler her seferinde bu BT referans noktalarına oturtularak 5 farklı set-up koşullarında BT çekimleri yapıldı.

3.4.3.1. Bolussuz Rando Fantom BT Çekimi

Rando fantom, başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine baryumla işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 13).

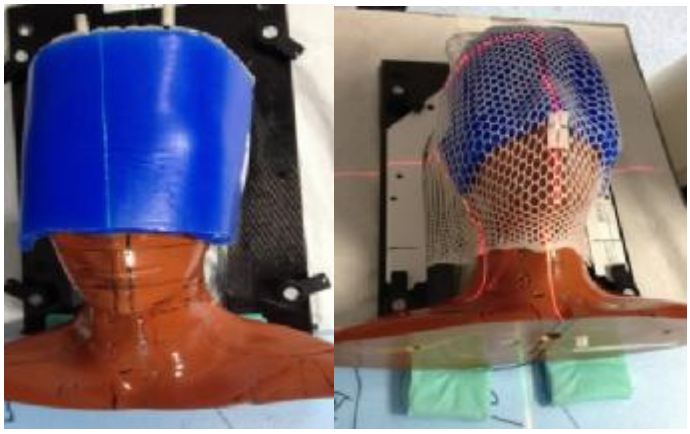
Daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takıldı (Şekil 14). Maske takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Önce skenogram görüntüsü alınarak hedeflenen bölgede otomatik ışınlama kontrolü sayesinde 241 mAs, 120 kV ve 2 mm kesit kalınlıkları ile BT çekimi gerçekleştirildi.



Şekil 14. BT çekimi 1.

3.4.3.2. Rando fantoma 0,5cm bolusun maske altına yerleştirilmesiyle BT çekimi

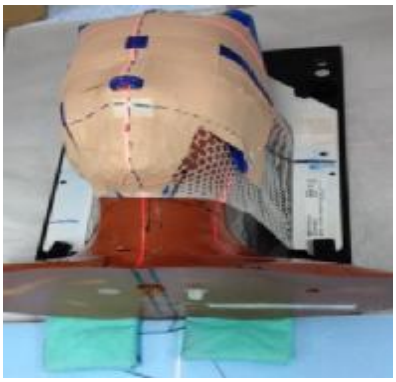
Rando fantom, başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine baryumla işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 13). 0,5cm bolus rando fantomun kesit 3-4 ve kesit 4-5'i kaplayacak şekilde yerleştirildi. Daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takıldı (Şekil 15). Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Önce skenogram görüntüsü alınarak hedeflenen bölgede otomatik ışınlama kontrolü sayesinde 241 mAs, 120 kV ve 2 mm kesit kalınlıkları ile BT çekimi gerçekleştirildi.



Şekil 15. BT çekimi 2.

3.4.3.3. Rando fantoma 0,5cm bolusun maske üstüne yerleştirilmesiyle BT çekimi

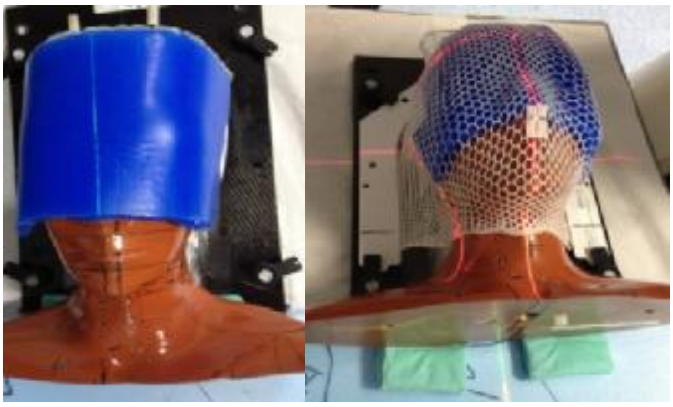
Rando fantom, başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine baryumla işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 13). Daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takılarak üzerine 0,5cm bolus rando fantomun kesit 3-4 ve kesit 4-5'i kaplayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 16). Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Önce skenogram görüntüsü alınarak hedeflenen bölgede otomatik ışınlama kontrolü sayesinde 241 mAs, 120 kV ve 2 mm kesit kalınlıkları ile BT çekimi gerçekleştirildi.



Şekil 16. BT çekimi 3.

3.4.3.4. Rando fantoma 1cm bolusun maske altına yerleştirilmesiyle BT çekimi

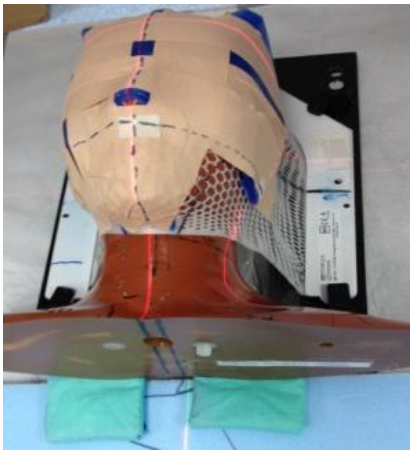
Rando fantom, başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine baryumla işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 13). 1cm bolus rando fantomun kesit 3-4 ve kesit 4-5'i kaplayacak şekilde yerleştirildi. Daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takıldı (Şekil 17). Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Önce skenogram görüntüsü alınarak hedeflenen bölgede otomatik ışınlama kontrolü sayesinde 241 mAs, 120 kV ve 2 mm kesit kalınlıkları ile BT çekimi gerçekleştirildi.



Şekil 17. BT çekimi 4.

3.4.3.5. Rando fantoma 1cm bolusun maske üstüne yerleştirilmesiyle BT çekimi

Rando fantom, başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine baryumla işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 13). Daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takılarak üzerine 1 cm bolus rando fantomun kesit 3-4 ve kesit 4-5'i kaplayacak şekilde yerleştirildi (Şekil 18). Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Önce skenogram görüntüsü alınarak hedeflenen bölgede otomatik ışınlama kontrolü sayesinde 241 mAs, 120 kV ve 2 mm kesit kalınlıkları ile BT çekimi gerçekleştirildi.



Şekil 18. BT çekimi 5.

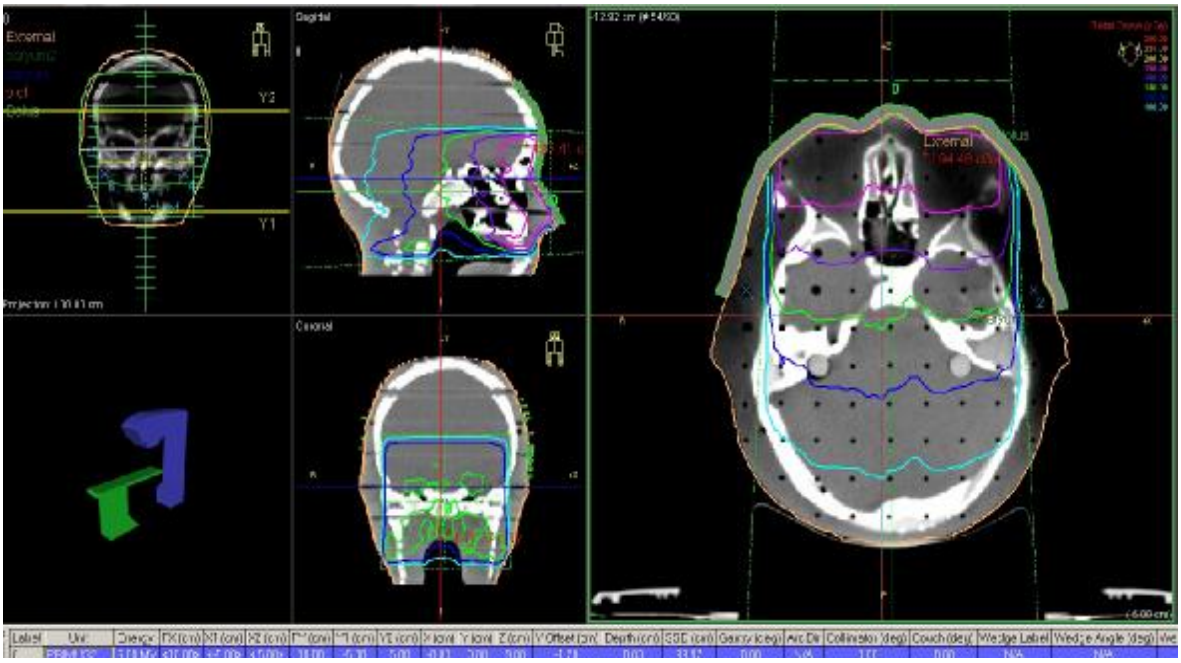
3.4.4. Oncentra Masterplan Planlama Sistemi

Çalışmada *"Nucletron"* firmasına ait "Oncentra Masterplan 3.3" tedavi planlama sistemi kullanıldı.

BT çekimleri tamamlandıktan sonra görüntüler Radyoterapi Bilgi Sistemi (RTIS) aracılığıyla Dicom formatında tedavi planlama sistemine aktarıldı. Tedavi planlama sisteminde 6 ayrı plan yapıldı.

3.4.4.1. 0,5cm bolusun sanal olarak TPS tarafından yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması (sanal bolus)

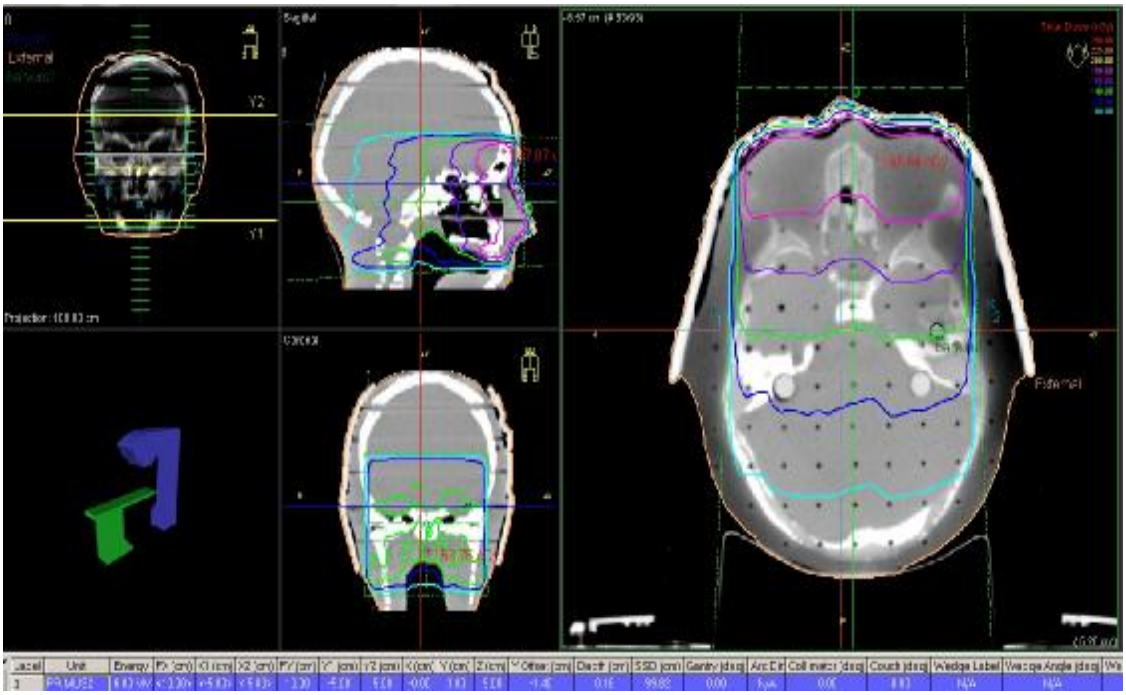
Rando fantoma sadece maske takılı iken çekilen BT görüntüleri TPS'e aktarılarak planlama yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle BT referans noktaları koordinatları (0,0,0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama sistemi yardımıyla sanal olarak 0,5cm bolus yerleştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve "collapsed cone" algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 19).



Şekil 19. 0,5cm bolusun Oncentra Masterplan planlama sistemi tarafından yerleştirildiği planlama görüntüsü (sanal bolus).

3.4.4.2. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması

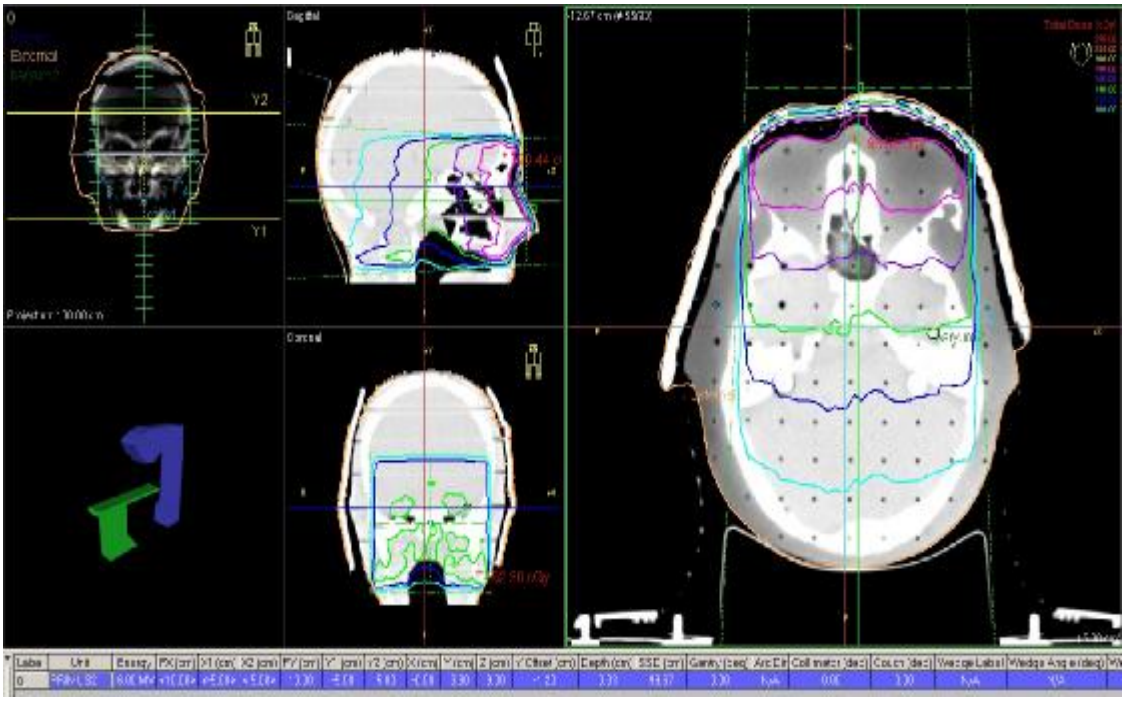
Rando fantom üzerine 0,5cm bolus konulup üzerine maske takılarak çekilen BT görüntüleri TPS'e aktarılarak planlama yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle BT referans noktaları, koordinatları (0,0,0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için bolusu da dahil edecek şekilde çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve *"collapsed cone"* algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 20).



Şekil 20. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sistemindeki planlama görüntüsü.

3.4.4.3. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması

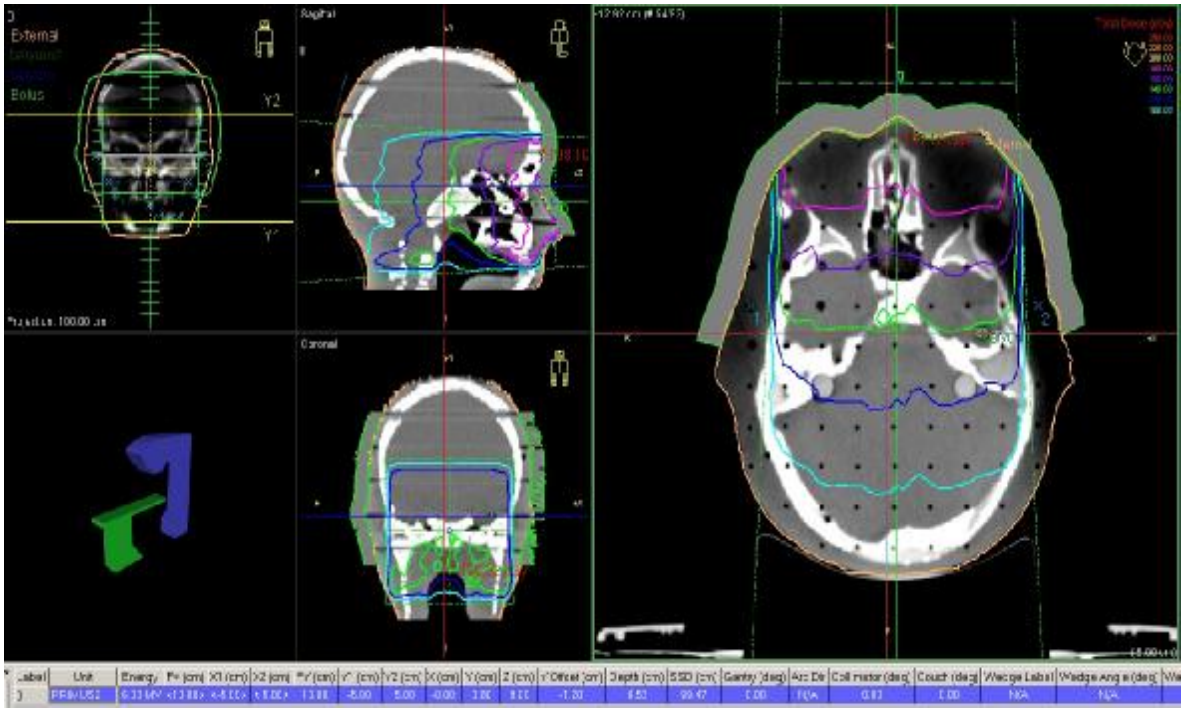
Rando fantoma önce maske takılıp üzerine 0,5cm bolus yerleştirilerek çekilen BT görüntüleri TPS'e aktarılarak planlama yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle BT referans noktaları koordinatları (0,0,0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için bolusu da dahil edecek şekilde çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve *"collapsed cone"* algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 21).



Şekil 21. 0,5cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sistemindeki planlama görüntüsü.

3.4.4.4. 1cm bolusun sanal olarak TPS tarafından yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması (sanal bolus)

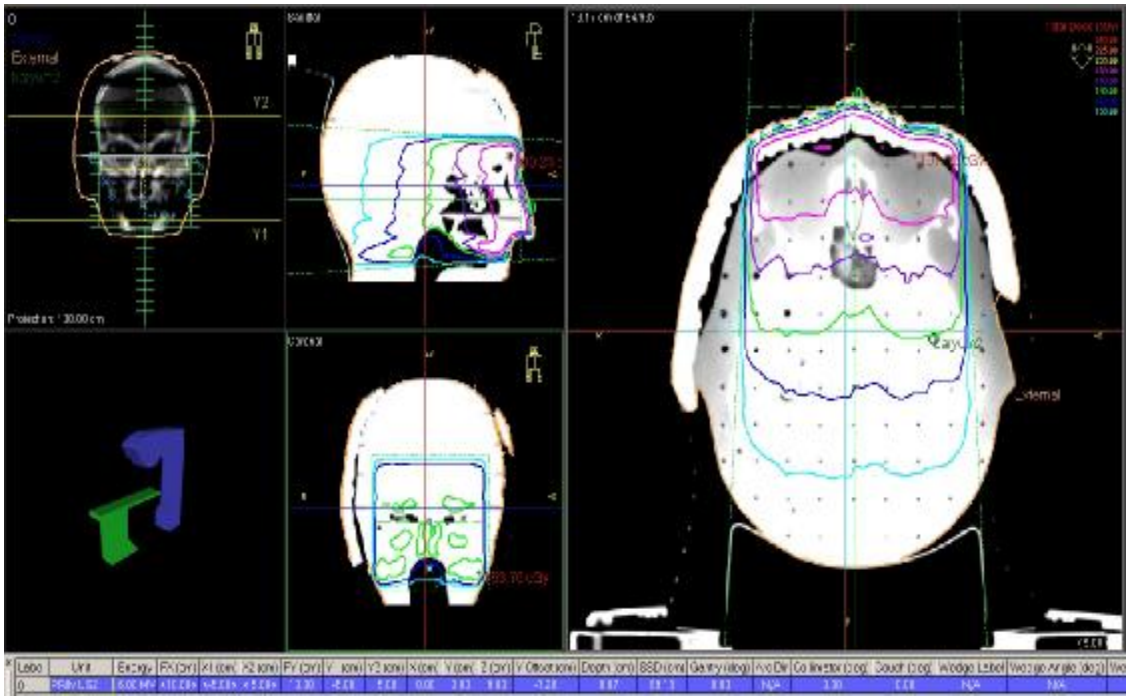
Rando fantoma sadece maske takılı iken çekilen BT görüntüleri TPS'e aktarılarak planlama yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle BT referans noktaları koordinatları (0, 0, 0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama sistemi yardımıyla sanal olarak 1cm bolus yerleştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve *"collapsed cone"* algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 22).



Şekil 22. 1cm bolusun Oncentra Masterplan planlama sistemi tarafından yerleştirildiği planlama görüntüsü (sanal bolus).

3.4.4.5. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması

Rando fantom üzerine 1cm bolus konulup üzerine maske takılarak çekilen BT görüntüleri TPS'e aktarılarak planlama yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle öncelikle BT referans noktaları koordinatları (0,0,0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için bolusu da dahil edecek şekilde çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve "*collapsed cone*" algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 23).



Şekil 23. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske altına yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sisteminde planlama görüntüsü.

3.4.4.6. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan Planlama Sistemi ile planlaması

Rando fantoma önce maske takılıp üzerine 1cm'lik bolus yerleştirilerek çekilen BT görüntüleri yardımıyla bu planlamalar yapıldı. Planlamaya başlarken öncelikle BT referans noktaları koordinatları (0,0,0) olacak şekilde tedavi planlama sistemine tanıtıldı. Ardından *"external"* kontur tüm kesitler için bolusu da dahil edecek şekilde çizildi. BT çekimi sırasında işaretleme amacı ile konulan baryum noktaları da konturlanarak kütle yoğunlukları 1 olarak değiştirildi. Planlama parametreleri olarak 6 MV foton enerjisi seçilerek 10 x 10 alan ile 0 dereceden tek alan açıldı. Doz 200 MU olarak belirlendi ve *"collapsed cone"* algoritması ile hesaplatıldı (Şekil 24).



Şekil 24. 1cm bolusun BT çekimi sırasında maske üstüne yerleştirildiği durumun Oncentra Masterplan planlama sisteminde planlama görüntüsü.

3.4.5. Gafkromik EBT3 Film Kalibrasyonu ve Işınlama -TPS Doz Verileri Kontrolü

Film kalibrasyonu için öncelikle Gafkromik EBT3 filmleri 5 x 5 cm^2 boyutlarında kesildi. En alta geri saçılma sağlaması için 5 adet katı su fantomu konulduktan sonra 10 x 10 cm^2 alan boyutu açıldı. Alan merkezinin ortasına film konuldu. 6 MV-foton enerjisi için doz maksimum derinliği olan 1,5 cm'lik katı fantom filmin üzerine yerleştirildi. En üstteki katı su fantomunda Kaynak Yüzey Mesafesi (SSD) = 100 cm olacak şekilde 6MV foton enerjisi ile 0, 25, 50, 100, 150, 200, 300, 400 cGy doz değerlerine karşılık gelen monitör unit değerlerinde ışınlandı. Işınlanan filmler kuru ve karanlık bir ortamda saklandı. Kalibrasyon filmleri ışınlamadan sonra 24 saat bekletildi. Tarama işlemi bu bekleme süresinden sonra yapıldı. Işınlanmamış film zemin (background) olarak kullanılarak 0 cGy 'e karşılık gelen optik yoğunluk değeri olarak kaydedildi.

Gafkromik filmlerin ışınlanması ve TPS doz verileri arasındaki uyumu kontrol etmek amacı ile aynı kalibrasyon filmleri kullanılarak katı su fantomu ile BT set-up'ı oluşturuldu. Elde edilen BT kesitleri ile TPS'de 6MV foton enerjisi ile planlaması

yapılarak aynı set up koşullarında Gafkromik film olan katı su fantomu içerisine yerleştirilerek ışınlaması yapıldı ve sonuçlar OmniPro I'mRT programı ile değerlendirildi. Böylelikle her iki durum için doz verilerinin uyumlu olduğu ve film kalibrasyonun doğru olduğu görüldü.

3.4.6. Film Tarama

Işınlanan Gafkromik EBT3 filmlerin taratılmasında Epson Perfection V750 Pro film tarayıcı kullanıldı (Şekil 25). Epson Perfection V750 Pro 6.400 inç başına nokta (yatay x dikey) tarama çözünürlüğüne ve 4 D_{Maks} optik yoğunluğa sahip A4 grafik tarayıcısıdır. A4 tarama alanı 216 mm x 297 mm (yatay x dikey) çerçeve alabilmektedir. Soğuk katot floresan lamba ışık kaynağına sahiptir. Ön izleme hızı 14sn'dir. Dozimetrik kontroller için kullanılan filmlerin taranması için uygundur. Filmlerin taranarak "*tiff*" formatında saklanmasına olanak sağlar. Böylece filmler istenilen analiz programında değerlendirilebilir [17].



Şekil 25. Epson perfection V750 Pro.

Kalibrasyon filmleri Epson tarayıcıda taratılarak kalibrasyon grafiği elde edildi. Ardından kesit aralarına konulan filmler taratılarak kalibrasyon verileri sayesinde dozların okunması sağlandı.

3.4.7. LİNAK Günlük Kontrol

Radyoterapide kullanılan LİNAK'larda yüksek enerjili foton ve elektron demeti üretilirken günlük doz verimindeki farklılıklar, LİNAK'ın mekanik ve elektronik tasarımı, sıcaklık, basınç ve nemdeki değişimlerden kaynaklanmaktadır. Bu amaçla hızlandırıcılarda günlük doz verimleri düzenli olarak kontrol edilmelidir [18].

Çalışmada kullanılan LİNAK 6-18 MV-X ışını ve 6, 9, 12, 15, 18, 21 MeV'lik elektron enerjisi üretebilme özelliğine sahiptir. Bu cihazda çalışmaya başlamadan önce *"Quickcheck"* fantom yardımıyla günlük kontrol yapıldı (Şekil 26) ve bu çalışmanın ışınlamaları aynı günde gerçekleştirildi.



Şekil 26. PTW marka *"Quickcheck"* fantom.

3.4.8. Bolusun Farklı Konum ve Kalınlıkları İle Rando Fantomun Işınlanması

Öncelikle fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına koyulmak üzere ilgili kesit boyutuna göre Gafkromic EBT3 filmleri dikkatlice kesildi (Şekil 27).

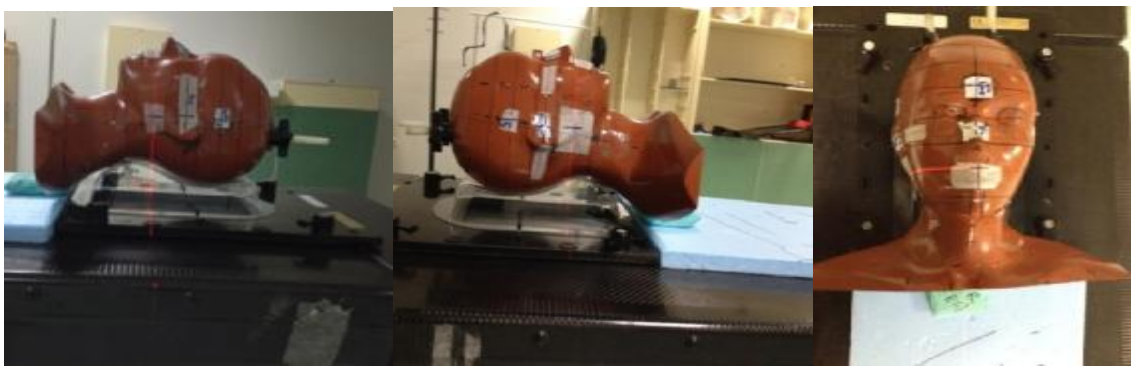


Şekil 27. Rando fantom kesitleri ve kesit arasına konulan Gafkromik film.

Her ışınlamadan önce rando fantomun 3-4 ve 4-5 nolu kesitleri arasına, önceden kesilerek hazırlanan filmler iğne yardımıyla 2 delik açılarak fantomun kesitine ince bir kürdan yardımıyla sabitlendi. Bu delikler aynı zamanda tarama işleminden sonra referans noktası oluşturması bakımından önem teşkil etti.

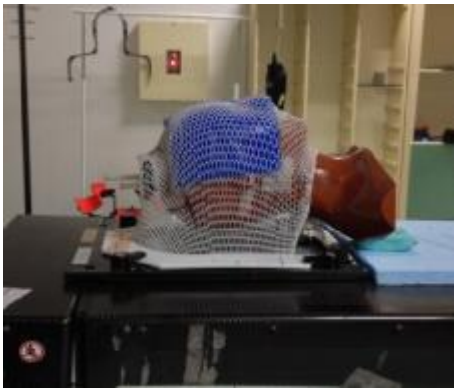
3.4.8.1. 0,5cm Bolusun Maske Altına Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması

Rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına, önceden kesilerek hazırlanan filmler yerleştirilerek sabitlendi. Rando fantom tedavi masasına başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırılarak sabitlendi. Lazerler, rando fantom üzerine işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 28).



Şekil 28. Rando fantomun ışınlama öncesi pozisyonlandırılması.

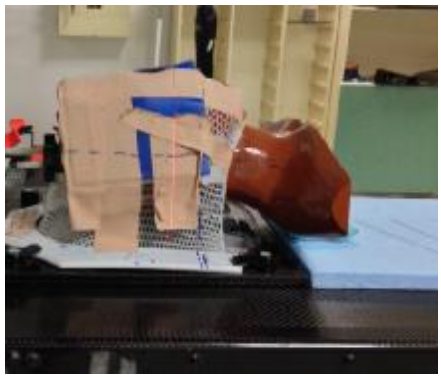
Rando fantoma 0,5cm bolus yerleştirilerek daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şeklide takıldı. Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Fantom üzerine işaretlenen BT referans noktaları ile lazerlerin tam olarak çakıştığına emin olduktan sonra, masa değerleri x, y ve z (lateral,longitudinal ve vertikal olmak üzere) yönünde ayarlanıp 10x10 alan açılarak 6MV-X ve 200 MU ile ışınlama yapıldı(Şekil 29).



Şekil 29. 0,5cm bolus maske altında iken rando fantomun ışınlanması.

3.4.8.2. 0,5cm Bolus Maske Üstüne Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması

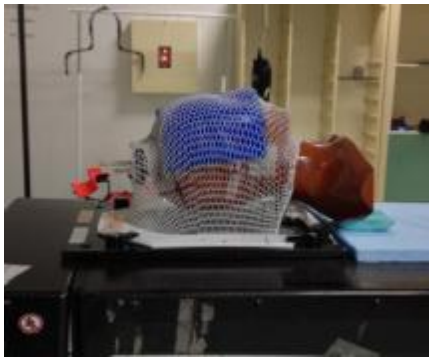
Rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına, önceden kesilerek hazırlanan filmler yerleştirilerek sabitlendi. Rando fantom tedavi masasına başaltı yastığıyla *"supin"* "pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 28). Rando fantoma daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şeklide takılarak üzerine 0,5cm bolus yerleştirildi. Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Fantom üzerine işaretlenen BT referans noktaları ile lazerlerin tam olarak çakıştığına emin olduktan sonra, masa değerleri x, y ve z (lateral, longitudinal ve vertikal olmak üzere) yönünde ayarlanıp 10x10 alan açılarak 6MV-X ve 200 MU ile ışınlama yapıldı (Şekil 30).



Şekil 30. 0,5cm bolus maske üstünde iken rando fantomun ışınlanması.

3.4.8.3. 1cm Bolus Maske Altına Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması

Rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına, önceden kesilerek hazırlanan filmler yerleştirilerek sabitlendi. Rando fantom tedavi masasına başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırılarak sabitlendi. Lazerler, rando fantom üzerine işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 28). Rando fantoma 1cm bolus yerleştirildikten sonra daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şekilde takıldı. Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Fantom üzerine işaretlenen BT referans noktaları ile lazerlerin tam olarak çakıştığına emin olduktan sonra, masa değerleri x, y ve z (lateral,longitudinal ve vertikal olmak üzere) yönünde ayarlanıp 10x10 alan açılarak 6MV-X ve 200 MU ile ışınlama yapıldı (Şekil 31).

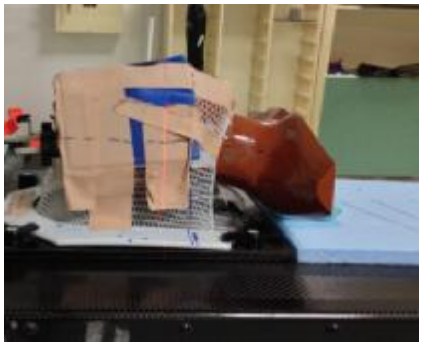


Şekil 31. 1cm bolus maske altında iken rando fantomun ışınlanması.

3.4.8.4. 1cm Bolusun Maske Üstüne Yerleştirilerek Rando Fantomun LİNAK İle Işınlanması

Rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesitleri arasına, önceden kesilerek hazırlanan filmler yerleştirilerek sabitlendi. Rando fantom tedavi masasına başaltı yastığıyla "*supin*" pozisyonda yatırıldı. Lazerler, rando fantom üzerine işaretlenen referans noktalara masa hareketleri ile oturtuldu (Şekil 28). Rando fantoma daha önceden hazırlanan termoplastik baş maskesi çok dikkatli bir şeklide takılarak üzerine 1cm bolus yerleştirildi. Maske ve bolus takma işlemi sonrasında rando fantom üzerinde işaretli olan BT referans noktaları ile lazer çakışmaları yeniden kontrol edildi. Fantom üzerine işaretlenen BT referans noktaları ile lazerlerin tam olarak çakıştığına emin olduktan sonra masa değerleri x, y ve z (lateral,

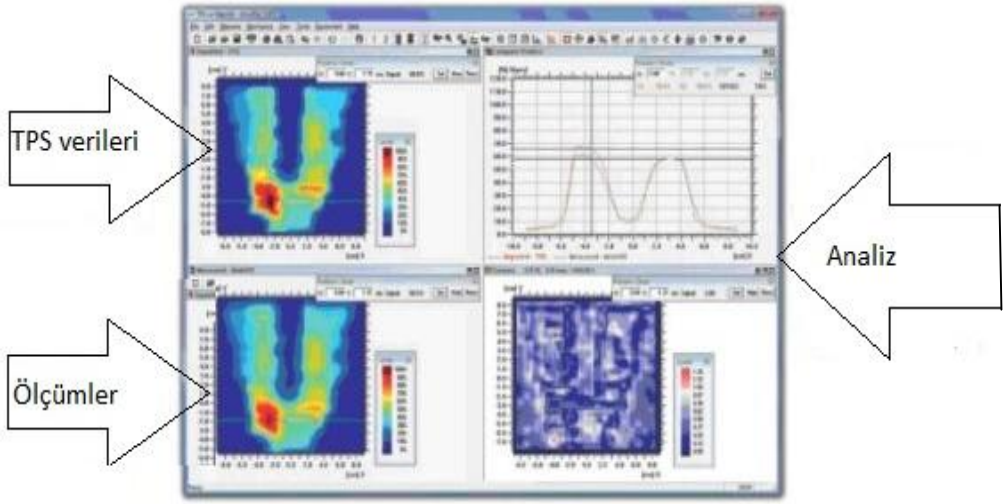
longitudinal ve vertikal olmak üzere) yönünde ayarlanıp 10x10 alan açılarak 6MV-X ve 200 MU ile ışınlama yapıldı (Şekil 32).



Şekil 32. 1cm bolus maske üstünde iken rando fantomun ışınlanması.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. OmniPro I'mRT Programı



Şekil 33. IBA OmniPro I'mRT Yazılımı.

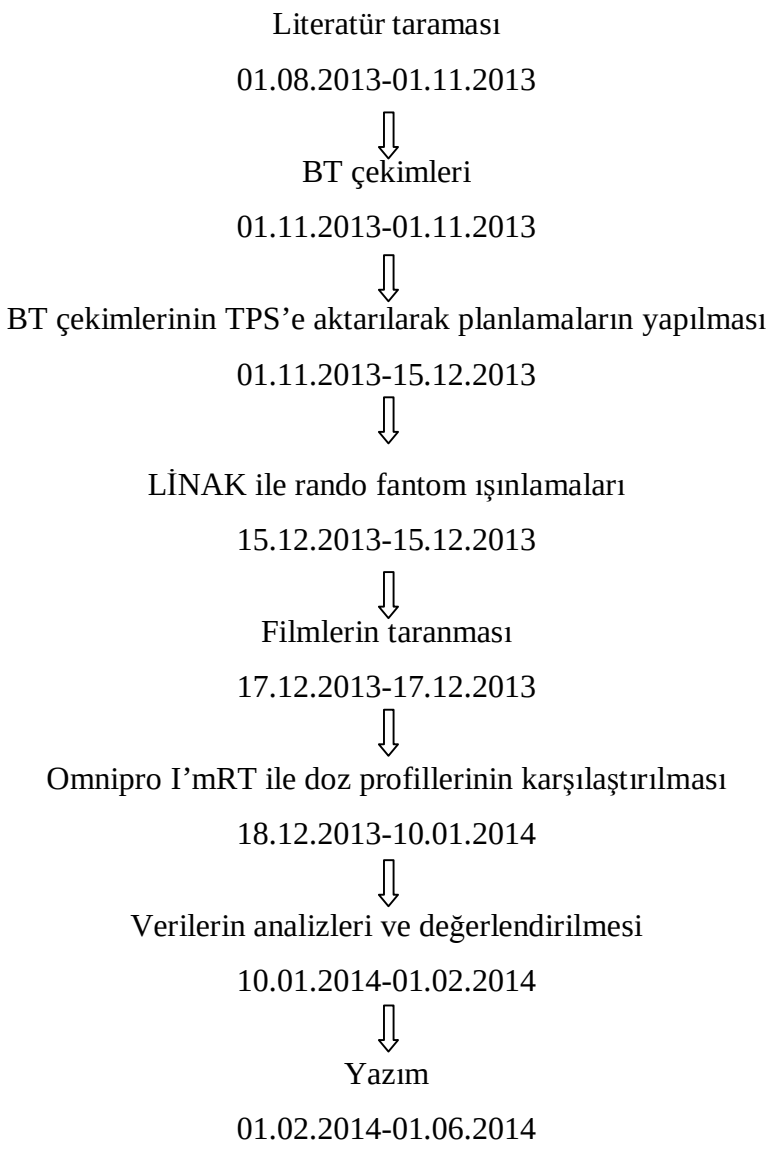
Kolay kullanımlı kalite kontrol ve yoğunluk ayarlı radyasyon tedavi (IMRT-Intensity Modulated Radiation Treatment) seanslarında verilen ışının dozimetrik doğrulaması için kullanılan işletim programıdır. Geniş kapsamlı veri alma ve verme kabiliyeti ile TPS'den gelen verilerin, 2 boyutlu ölçümlerin, elektronik veya **film ışınlaması** ile alınan reel ışınlama değerlerinin karşılaştırılarak değerlerinin karşılaştırılarak doğrulanmasını sağlar. OmniPro-I'mRT, IMRT /IGRT ve rotasyonel tedavilerde eksiksiz plan doğrulaması ve kalite kontrol yapılabilen bir yazılımdır [19]. OmniPro I'mRT programı sayesinde istenilen derinlikteki doz

profilleri elde edilebilir, istenilen izodoz eğrileri belirlenebilir, ayrıca oluşan doz dağılımı üç boyutlu olarak izlenebilir [20].

3.5.2. Oncentra MasterPlan 3.3 Tedavi Planlama Sistemi

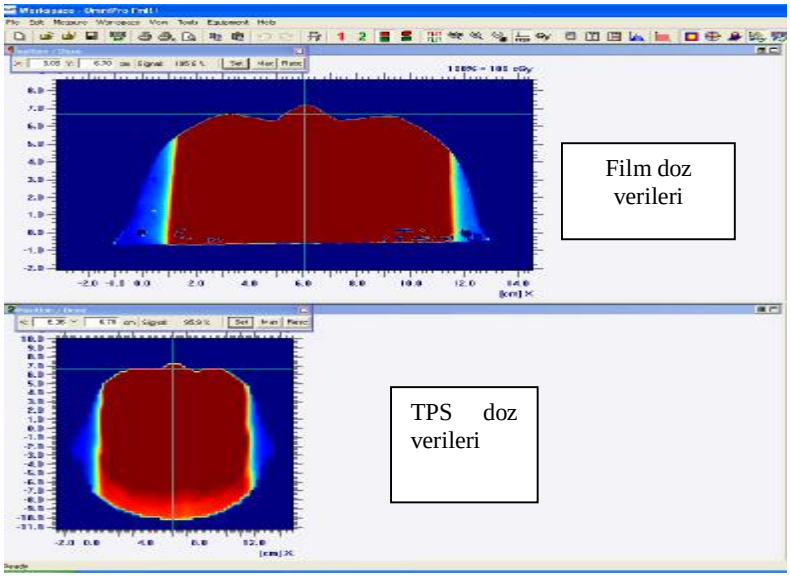
Nucletron'a ait bir yazılımdır. BT görüntülerinin RTIS aracılığıyla Oncentra MasterPlan planlama sistemine aktarılan görüntüler sayesinde hastaya ait anatomik bilgiler, hedef ve kritik organ yapıları ayrı ayrı konturlanabilir. Ayrıca anatomik yapıların iki boyutlu ya da üç boyutlu olarak çizilmesini sunar. Yapılan konformal planın doz profilini (Dose Volum Histogram (DVH)) vererek etkin bir tedavi yapılmasını sağlar [21]. Bu tez çalışmasında Oncentra MasterPlan planlama sistemi ile yapılan 6 ayrı planın, filmin konulduğu kesite ait doz verileri matriks formatında alınarak Omni Pro I'mRT yazılımına veri olarak tanıtıldı. Film ışınlamalarından elde edilen doz verileri de yine bu programa aktarılarak, filmler ile planlama bilgilerinin aynı yazılım ile karşılaştırılabilme imkânı elde edildi**.** Doz değerlendirmeleri burun ucu ve burun kenarında olmak üzere 2 bölgede rando fantomun 3-4 ve 4-5 kesit aralıkları için yapıldı.

3.6. Araştırma Planı ve Takvimi

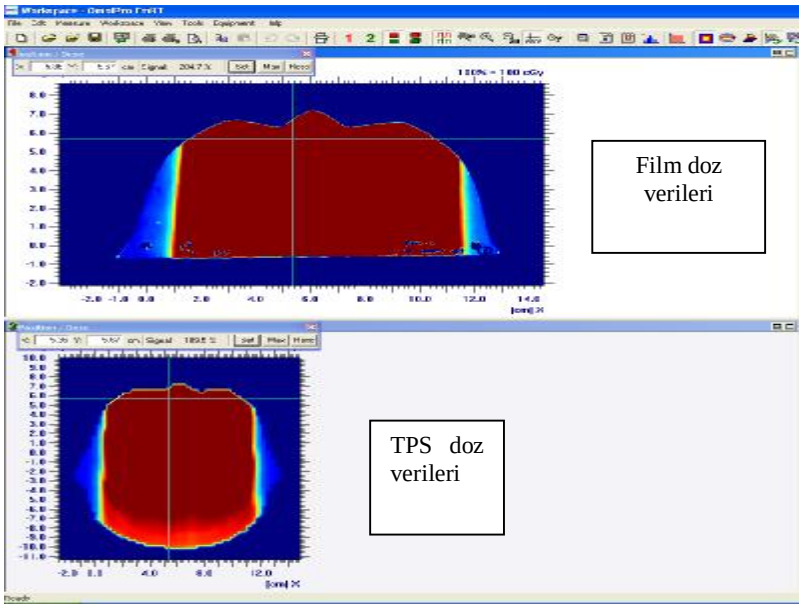


3.7. Verilerin Değerlendirilmesi

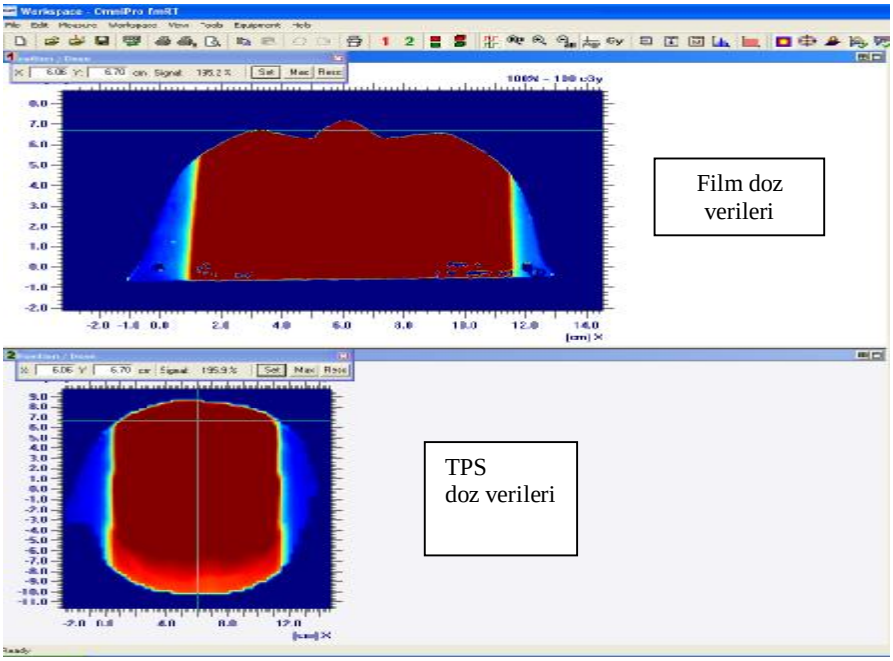
Omni Pro I'mRT programı yardımı ile filmler ve TPS 'den alınan doz değerleri karşılaştırıldı (Şekil 34-35-36-37-38-39-40-41).



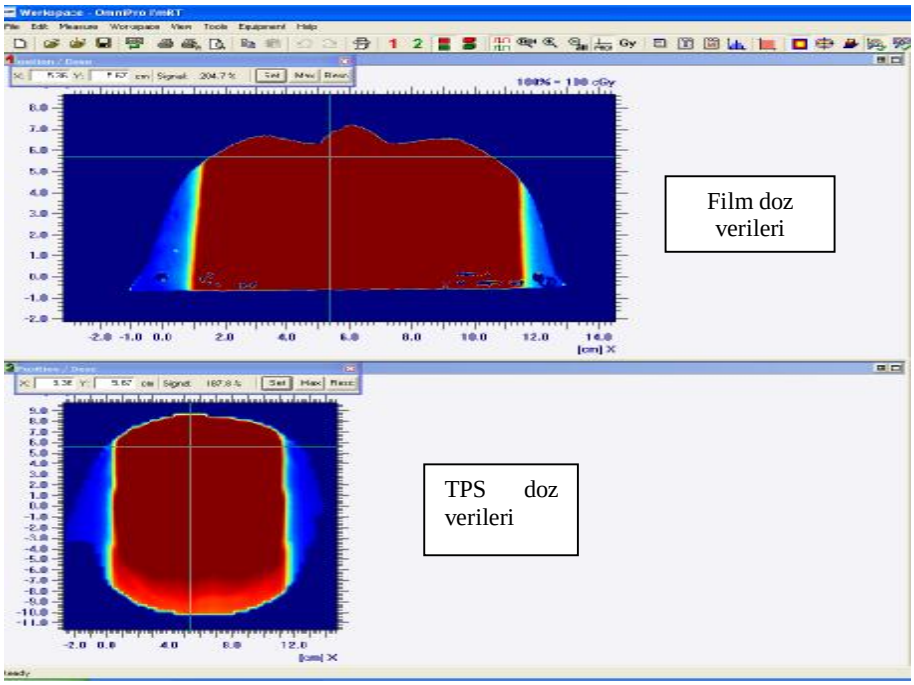
Şekil 34. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 1cm sanal boluslu doz verilerinin burun ucu bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



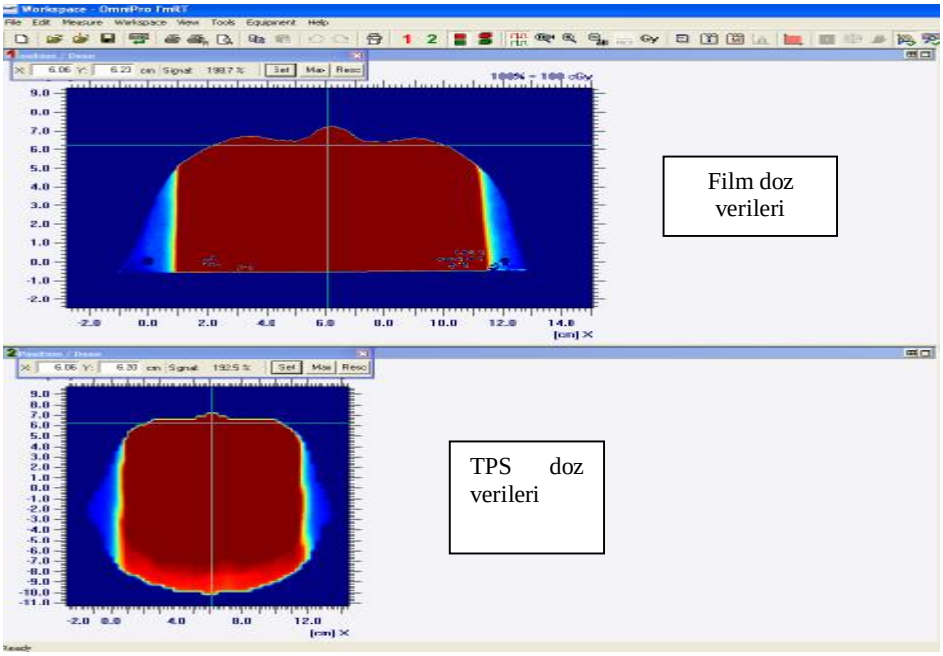
Şekil 35. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 1cm sanal boluslu doz verilerinin burun kenarı bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



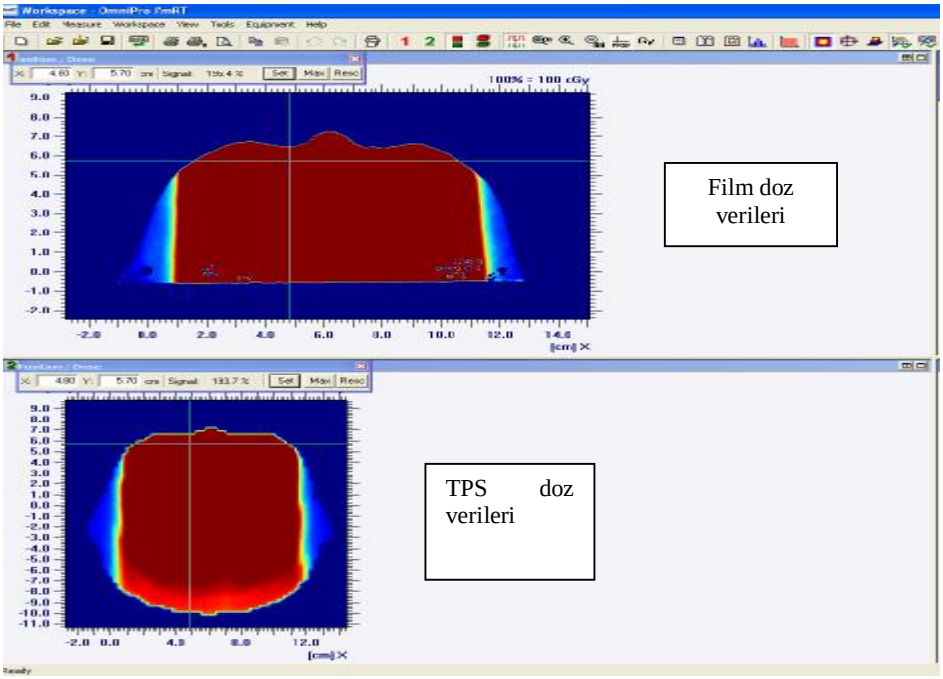
Şekil 36. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 1cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun ucu bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



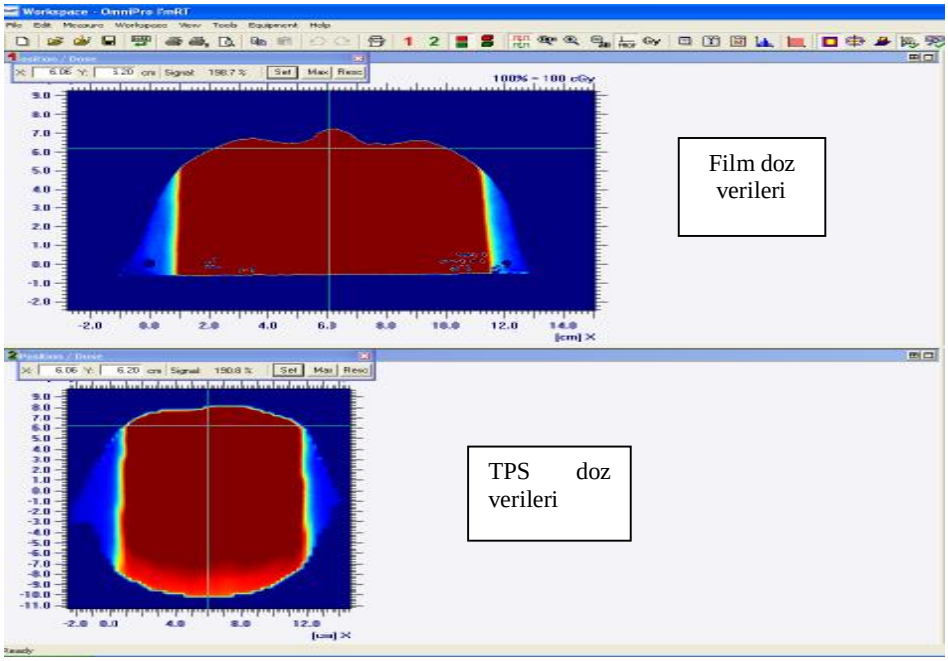
Şekil 37. 1cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 1cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun kenarı bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



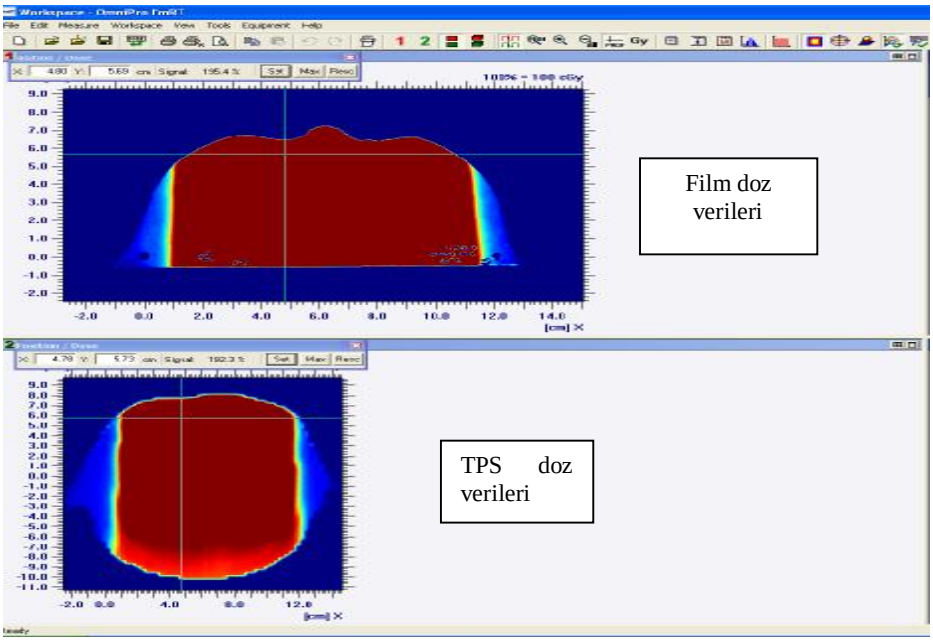
Şekil 38. 0,5cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 0,5cm sanal boluslu doz verilerinin burun ucu bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



Şekil 39. 0,5cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve TPS'den alınan 0,5cm sanal boluslu doz verilerinin burun kenarı bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



Şekil 40. 0,5cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 0,5cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin burun ucu bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).



Şekil 41. 0,5cm bolus maske üstünde iken ışınlanan film ve 0,5cm bolusla BT'si çekilen TPS'den alınan doz verilerinin Burun kenarı bölgesi karşılaştırması (kesit 3-4).

Rando fantomun uzun süre kullanımı sonucu 4-5 kesitleri arasında kalan boşluk sebebi ile bu kesit aralığına konulan filmler, kesit arasında boşluk kalması sebebi ile farklı değerler elde edildi. Bu sebeple bu kesite ait veriler çalışmanın sonuçlarına dahil edilmedi.

3.8. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 01/08/2013 tarihli ve 1117-GOA protokol numaralı 2013/29-09 sayılı karar ile; "**Radyoterapide Kullanılan Bolus ile Hasta Cildi Arasında Kalan Hava Boşluklarının Doz Dağılımına Etkisinin Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi**" isimli araştırmanın onayı alındı.

4. BULGULAR

LİNAK için SSD 100 ‘de 50 MU ‘da 6MV-X, 18 MV-X, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15MeV, 18 MeV, 21 MeV enerjileri için alınan günlük kontrol değerleri ve referans sınırları aşağıda listelenmiştir. Alınan sonuçlar referans sınırlar arasında olduğundan LİNAK için ayrı bir düzeltme yapılmasına gerek olmadığı görüldü.

13.12.2013 tarihinde yapılan günlük kontrol değerleri:

Sıcaklık : 23ºC

Referans değer : 22,4 ºC

Basınç : 1011mbar

Referans değer : 1017mbar

Nem : %42

Referans değer : %40

6MV-X

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,419

Referans değer : 0,418 ±%3

18MV-X

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,320

Referans değer : 0,315±%3

6MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,209

Referans değer : 0,206±%3

9MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,275

Referans değer : 0,274±%3

12MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,332

Referans değer : 0,331±%3

15MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri : 0,358

Referans değer : 0,361±%3

18MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri :0,415

Referans değer :0,410±%3

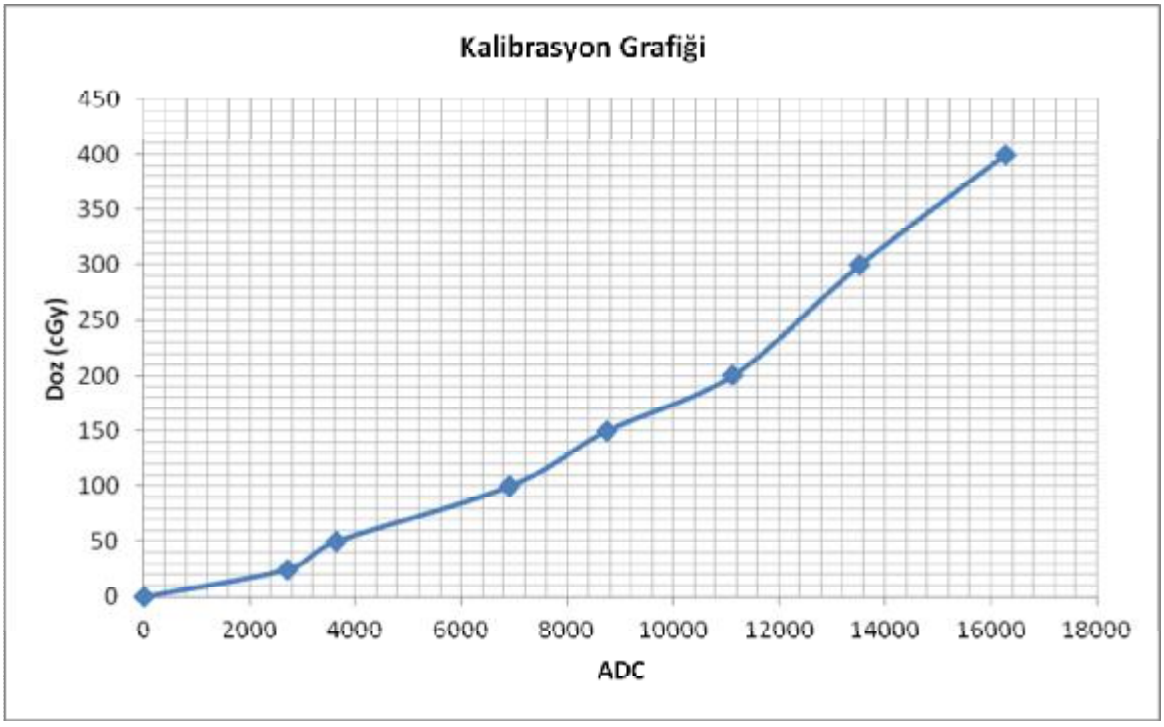
21MeV

Elektrometreden okunan ölçüm değerleri :0,414

Referans değer :0,419±%3

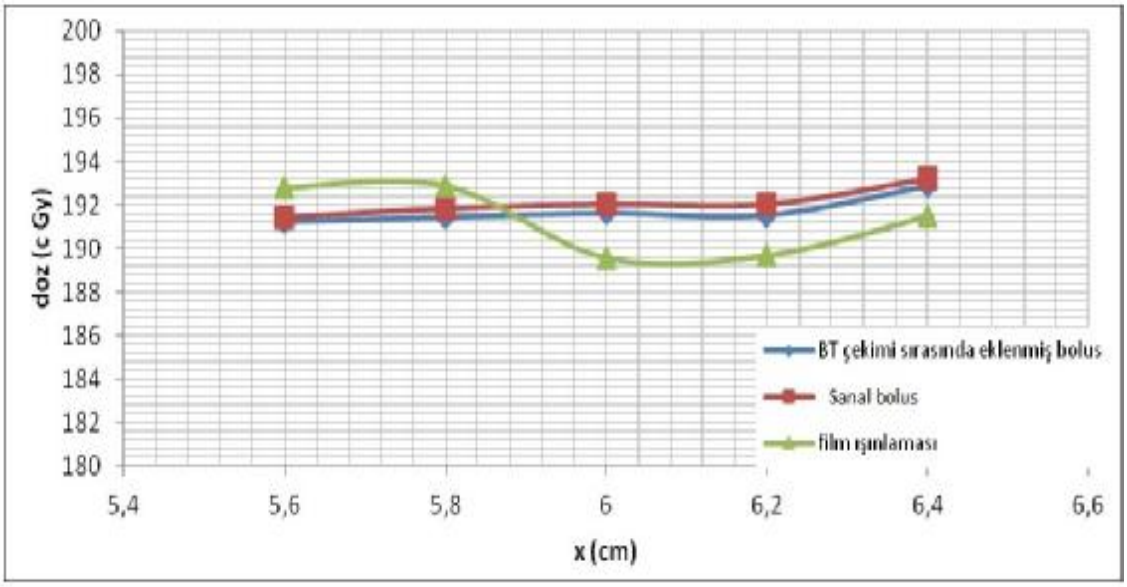
Kalibrasyon grafiği

Epson Perfection750 Pro markalı tarayıcı kalibrasyonu yapılarak, “ADC to DOSE “ sekmesi işaretlenerek ve tarayıcı sinyalinin direkt olarak doz değerlerine karşın kalibrasyon eğrisi elde edildi. Grafik 1’de de tarayıcı sinyalinin (ADC) kalibrasyon filmlerinin doz değerlerine karşılık gelen eğrisi görülmektedir.

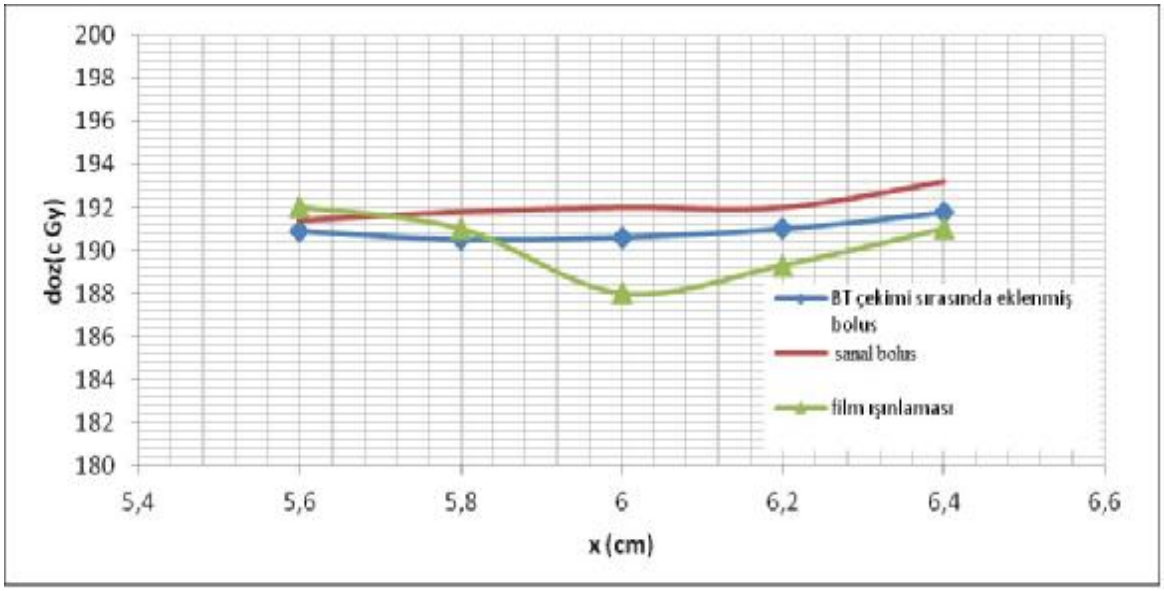


Grafik 1. Gafkromik EBT3 film kalibrasyon grafiği.

Grafik 2 ve Grafik 3 ‘de rando fantomun, burun ucu orta noktasında bolus yüzeyinden itibaren 1,5cm derinliğe denk gelen anatomik bölgenin doz profiline ilişkin veriler yer almaktadır (anatomik bölge belirlenirken 0,5cm sanal boluslu durum referans alınmıştır).

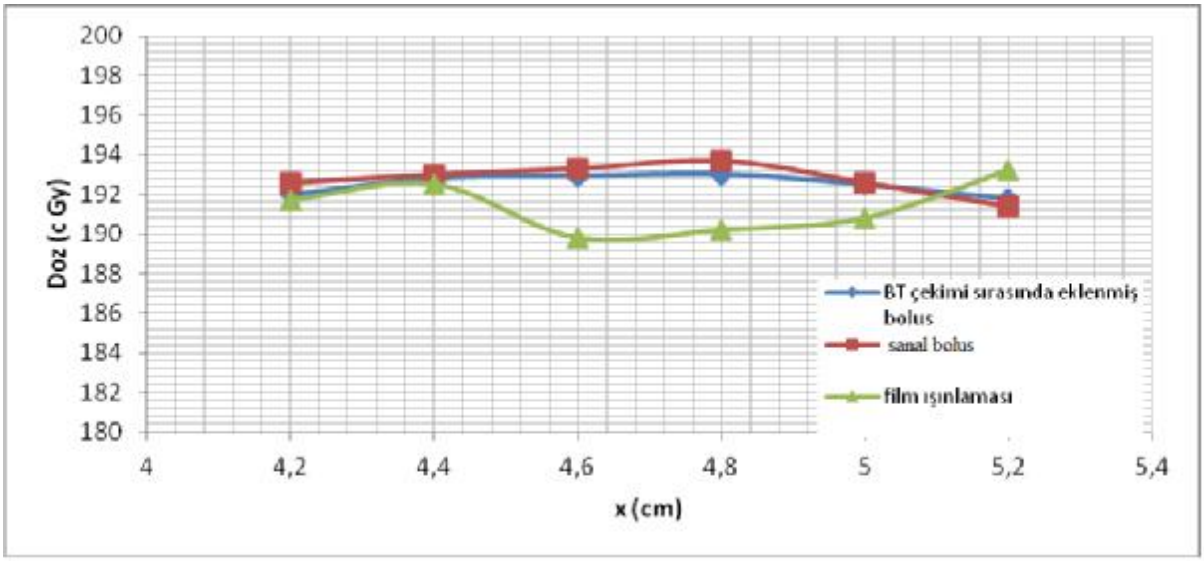


Grafik 2. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

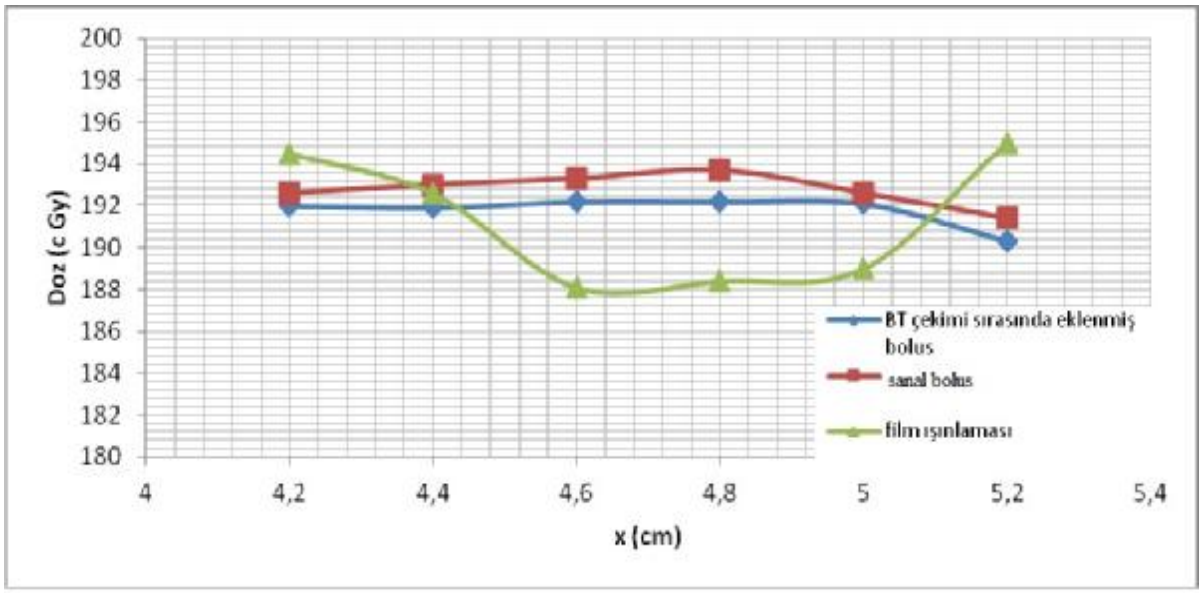


Grafik 3. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

Grafik 4 ve Grafik 5 ‘de rando fantomun, burun kenarında belirlenen noktada bolus yüzeyinden itibaren 1,5cm derinliğe denk gelen anatomik bölgenin doz profiline ilişkin veriler yer almaktadır (anatomik bölge belirlenirken 0,5cm sanal boluslu durum referans alınmıştır).



Grafik 4. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

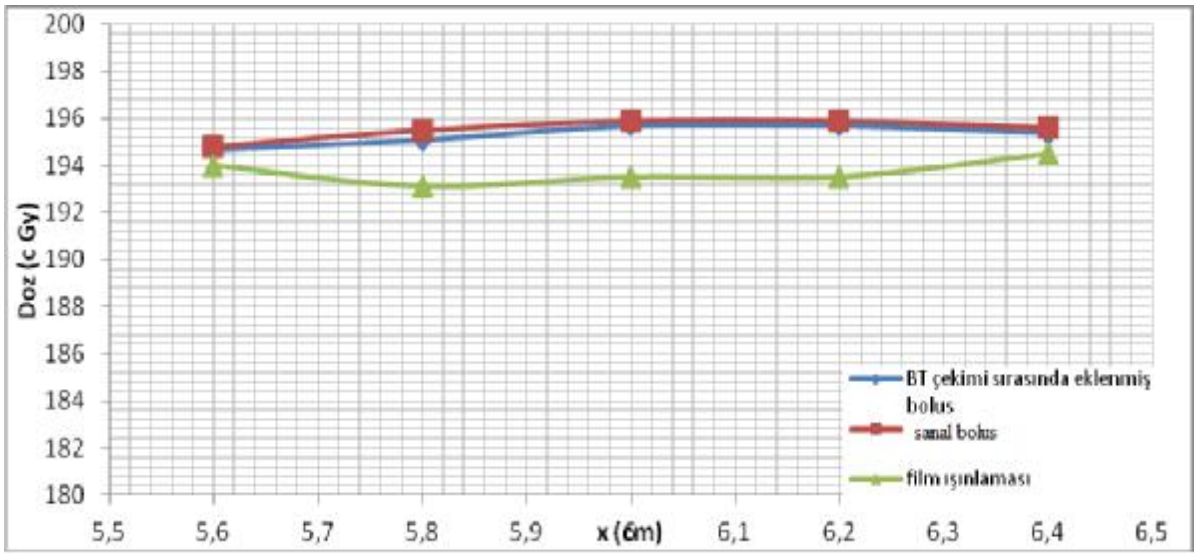


Grafik 5. 0,5cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 0,5cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

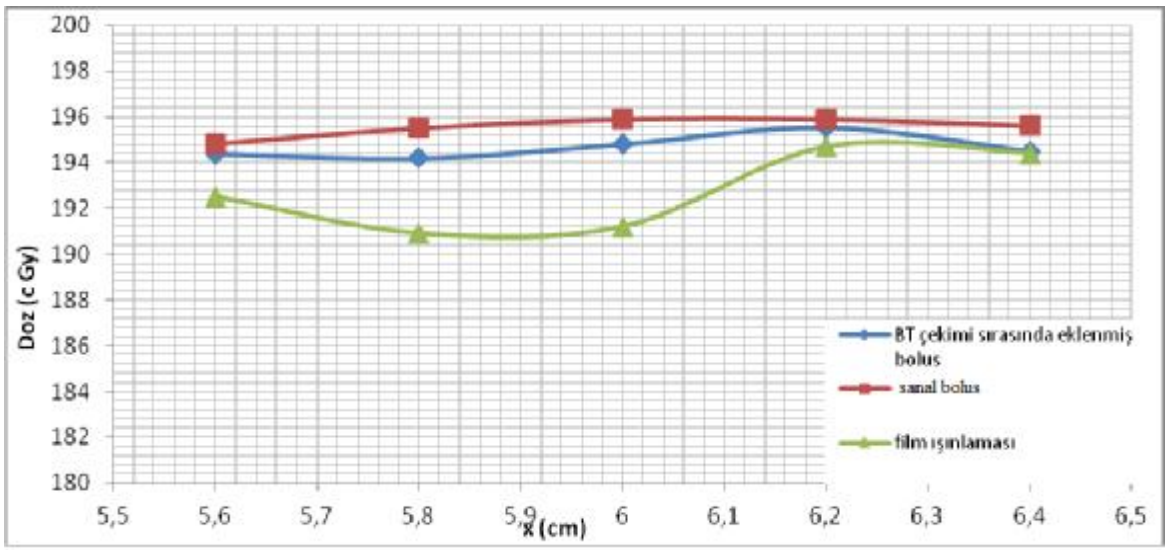
Doz değerlerine bakıldığında aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farkların değişim aralığı ile ilişkili veriler Tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 1:	**0,5cm boluslu durumlar için aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farkı tablosu**											
İncelenen bölge	Burun ucu % doz farkı						Burun kenarı % doz farkı					
	Sanal bolus - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - Sanal bolus		Sanal bolus - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması – BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - Sanal bolus	
Maskeye göre bolus konumu	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst
%doz farkı	0,1-0,2	0,3-0,7	0,7-1,0	0,3-1,4	0,6-1,2	0,3-2,1	0,1-0,4	0,3-0,8	0,2-1,6	0,4-2,2	0,3-1,8	0,2-2,8

Grafik 6 ve Grafik 7‘de, rando fantomun, burun ucu orta noktasında bolus yüzeyinden itibaren 1,5cm derinliğe denk gelen anatomik bölgenin doz profiline ilişkin veriler yer almaktadır (anatomik bölge belirlenirken 1cm sanal boluslu durum referans alınmıştır).

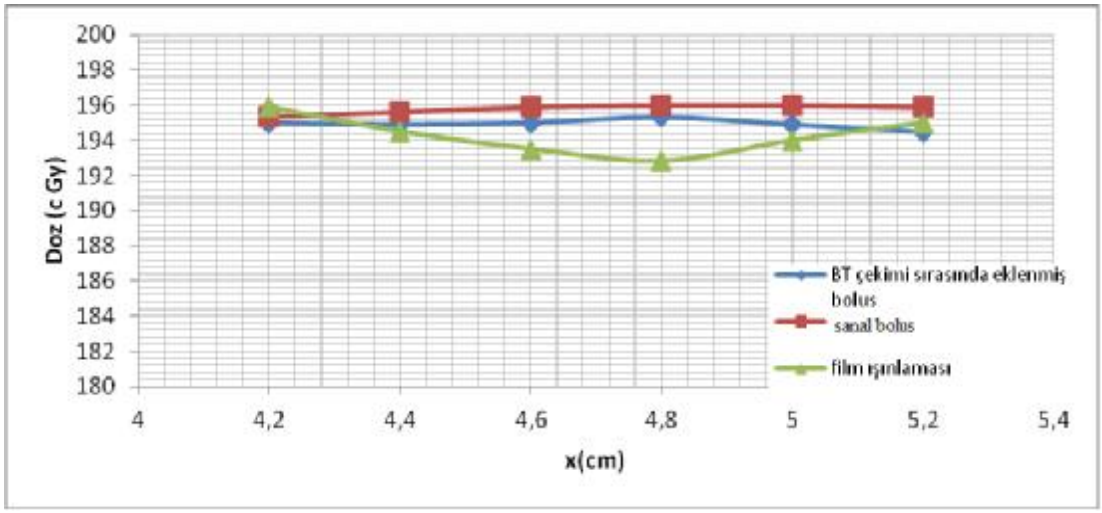


Grafik 6. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 1cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

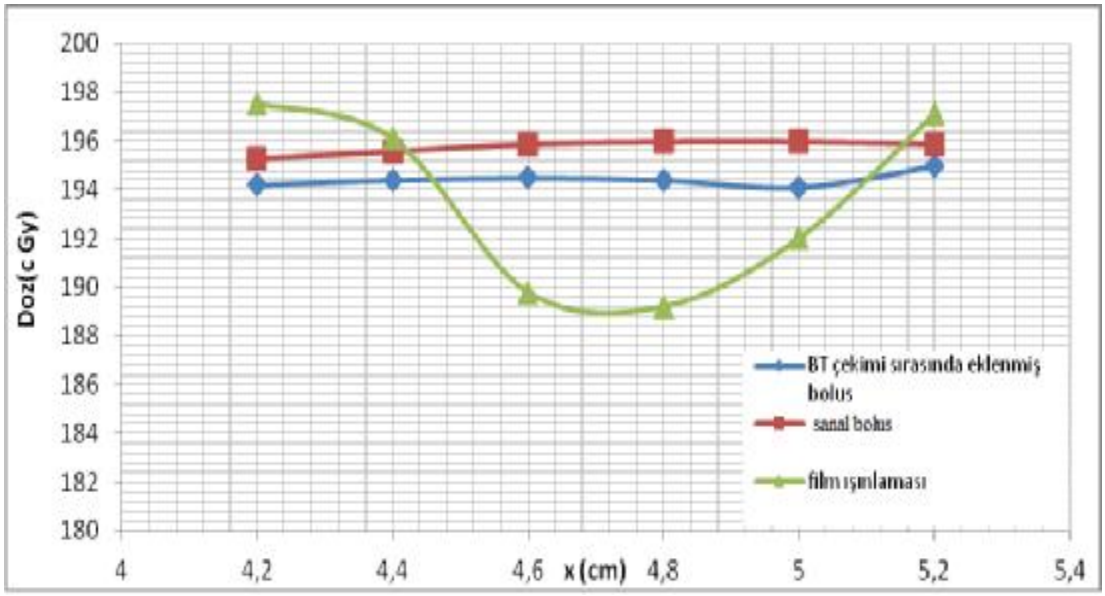


Grafik 7. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 1cm boluslu durumlar için burun ucu orta nokta hattında bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

Grafik 8 ve Grafik 9 ‘da rando fantomun, burun kenarında belirlenen noktada bolus yüzeyinden itibaren 1,5cm derinliğe denk gelen anatomik bölgenin doz profiline ilişkin veriler yer almaktadır (anatomik bölge belirlenirken 1cm sanal boluslu durum referans alınmıştır).



Grafik 8. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske altına konulan 1cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.



Grafik 9. 1cm sanal bolus, BT çekimi sırasında ve film ışınlaması sırasında maske üstüne konulan 1cm boluslu durumlar için burun kenarında seçilen noktada bolus yüzeyinden itibaren1,5cm derinlikte oluşan dozun X profillerinin karşılaştırılması.

Doz değerlerine bakıldığında aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farklarının değişim aralığı ile ilişkili veriler Tablo 2 ‘de gösterilmiştir.

Tablo 2: 1cm boluslu durumlar için aynı anatomik noktalardaki doz verileri arasındaki % doz farkı tablosu												
İncelenen bölge	Burun ucu % doz farkı						Burun kenarı % doz farkı					
	Sanal bolus - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - Sanal bolus		Sanal bolus - BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması – BT çekimi sırasında bolus		Film ışınlaması - Sanal bolus	
Maskeye göre bolus konumu	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst	alt	üst
%doz farkı	0,1-0,2	0,2-0,7	0,4-1,1	0,4-1,9	0,4-1,2	0,6-2,5	0,2-0,6	0,5-0,8	0,2-1,3	0,9-2,7	0,3-1,7	0,3-3,6

Çalışmadan çıkan anlamlı sonuçlar;

1. 0,5cm ve 1cm bolus maske altında iken burun ucu bölgesi ve burun kenarında % doz farklarının uyumlu olduğu görüldü. Bunun sebepleri arasında bolus üzerine konulan maskenin yapımı sırasında kaçınılmaz bir hava boşluğunun olabileceği düşünülmektedir.
2. 0,5cm ve 1cm bolus için burun ucu bölgesinde oluşan farklılıklar hem bolus maske altında hem de maske üstünde iken %3 lük hata kriterinin altında kalırken, hava boşluklarının en fazla oluştuğu burun kenarı bölgesinde bolus maske üstüne yerleştirildiğinde dozimetride izin verilen %3 lük hata kriterinin aşıldığı gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

Bolus malzemesinin kullanıldığı anatomik bölgeye tamamen yapışması büyük önem taşımaktadır. Ancak bazı örneklerde, bolus materyalinin esnekliğinin yetersizliğinden dolayı tedavi alanının belli bölgelerinde birkaç milimetrelik hava boşlukları oluşabilmektedir. Işınlamalarda hava boşluğunun varlığı, hava-tümör ara yüzeyinde elektronik denge kayıplarına bağlı olarak, bu bölgede doz düşüşlerine neden olabilir [7]. Bolusla tedavi sırasında cilt ve bolus arasında kalan hava boşluğu hedeflenen bölgede doz düşüşüne sebep olurken sağlıklı dokuların beklenenden daha fazla doz almasına ve tedavi kalitesinin düşmesine neden olabilir. Bolus kullanılarak yapılan tedavi planlamasında güvenilirlik açısından doz değişimine neden olan etmenlerle ilgili çok fazla çalışma yoktur. Bu nedenle çalışmamızda nazal kavite bölgesinde bolusla cilt arasında kalan hava boşluklarının doz dağılımına etkisini belirleyerek en etkin tedavi planlamasının nasıl olması gerektiğini belirlemeye çalıştık.

Çalışmamızda gafkromik EBT3 filmi kullanıldı. Sıfır derece açı ile gelen 6MV foton ışınları, bolus-cilt arasında maskenin bolusa göre konumlandırılmasına göre farklı boyutlarda oluşan hava boşuluğundan geçerek cilde ulaşmaktadır. Bu hava boşlukları bolusun maske üzerine konumlandırılmasında, maske altına konumlandırılmasına göre daha fazla oluşarak derin dozda daha fazla düşüşe sebep olduğu görüldü.

Yapılan çalışmalarda dozimetrik yöntem olarak farklı tipte dedektörler (TLD, iyon odası vb.) kullanılmıştır. Ancak bu dedektör tipleri bazı veri kayıplarına neden olmasının yanı sıra bir noktadan ölçüm yapabilmesi nedeniyle bazı sınırlamalara neden olmaktadır. Bu çalışmada kullanılan gafkromik film doku eşdeğeri olması, güvenilir sonuçlar vermesi ve tekrar tekrar değerlendirme olanağı sağlaması nedeniyle diğer dozimetrik yöntemlere göre üstünlük sağlamaktadır. Aynı zamanda ilgili kesite ait tüm anatomik yapılarda farklı derinliklerdeki dozların okunabilme olanağını da sağlamaktadır.

Butson ve ark'nın Attix paralel plate iyon odası ve radyokromik film kullanarak 6MV foton ışınları ve 1cm bolus ile yaptıkları çalışmada bolusla cilt arasında kalan küçük hava boşluklarının cilt dozunu düşürdüğü gözlemlendi. Her iki dozimetri yöntemini %4 ±%2 lik yaklaşıklıkla bulmuşlardır. 60 derece açı ile gelen foton ışınları 10mm'lik hava boşluğundan geçip cilde ulaştığında maksimum dozda %10 luk bir düşüş gözlemlemişlerdir [2].

Chung ve ark'nın oblik foton ışınları için bolusun altında kalan hava boşluğunun yüzey dozuna etkisini paralel plak iyon odası ve MOSFET dozimetri ile karşılaştırarak ölçmüşlerdir. Her iki dozimetre yöntemi ile elde edilen sonuçları birbirlerine %1,1 yakınlıkta bulmuşlardır. Chung ve ark'ları en büyük doz düşüşünün Martin J. Butson ve ark'nın çalışmasına benzer olarak 1cm bolus, 10 mm hava boşluğu, 60 derece foton ışınlarının geliş açısı ve 6x6 alan için bulmuşlardır [22]. Çalışmamızda hava boşluklarının meydana getirdiği doz dağılımlarındaki farklılıklar özellikle bolus maske üstünde konumunda en fazla olduğu bulundu. Yapılan çalışmalarda hava boşluğunun artmasına bağlı olarak dozdaki azalmanın sonuçlarımızla uyumlu olduğu görüldü.

Bolusla yapılan elektron tedavi planlarında hava boşluğunun doz dağılımlarına etkisi ile ilgili çalışmalar da mevcuttur. Bundan biri, Kong ve Hollaway'ın elektronlarda hasta cildi ve bolus arasında kalan hava boşluklarının derin doza etkisini inceledikleri çalışmadır. Kong ve Hollaway 6, 10 ve 14 MeV elektron enerjileri için 3, 5, 7, 9cm dairesel alanlar ile yaptıkları çalışmayı su fantomunda Scanditronix p-Si electron diode ile gerçekleştirmişlerdir. Sonuçta hava boşluğunun oluşturacağı etkinin, gelen elektron demetinin enerjisine, alan boyutuna, hava boşluğunun boyutuna ve bolus kalınlığına bağlı olduğunu vurgulamışlardır. Elektron enerjisi ve alan boyutu azalıp, hava boşluğu boyutları ve bolus kalınlığı artırıldığında hava boşluklarının derin doz profiline etkisinin arttığı belirtilmiştir. 1,5cm'lik bolus ile 3cm çapında alan boyutunda 6MeV enerjisi ile 2cm hava boşluğu bırakılması durumunda maksimum doz ve yüzey dozu yaklaşık %60 azaldığı maksimum doz derinliğinin ise 3,5mm kaydığı gözlemlenmiştir. Hava boşluğunun yaratacağı olumsuz etkileri yok etmek için hasta ve bolus arasındaki hava boşluğundan mümkün olduğunca kaçınılması gerektiğini, hasta ve bolus arasında kalan kaçınılmaz hava boşluklarının oluşturacağı etki için çalışma sonuçlarının referans olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir [23].

Demet Bayraktar ve ark'nın çalışmasında larenks hava boşluğunun 6 MV foton ışınları için etkisini incelemiştir. TLD dozimetre ve radyokromik film olmak üzere 2 farklı dozimetri sistemi kullanılarak birbirleri ile % fark değerlerine de bakılmıştır. Çalışma sonucunda en büyük doz düşüşlerinin hava boşluğunun merkezinde olduğu ve hava-doku kesitinin ilerisinde build- up noktalarında meydana geldiğini gözlemişlerdir [3]. Bizim çalışmamızda da ışın bolusdan geçip tekrar dokuya girmesi sebebi ile bir hava- doku ara yüzeyi oluşmakta bu yönüyle bakıldığında çalışmamızın sonuçlarında hava boşluğunun oluştuğu bölgelerde doz düşüşleri görülmesi nedeniyle bu çalışma ile uyumluluk göstermiştir.

Butson ve ark., Chang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda ışınlama açısının artmasıyla dozda daha fazla düşme olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda, özellikle bolus maske altında iken 0,5cm ve 1cm bolus için derin doz değerlendirmesinde %doz farkının normal sınırlarda bulunması ışınlama açısının sıfır olmasıyla açıklanabilir.

Bolus maske altında ve üstünde iken her iki bolus kalınlığı için BT görüntüleri ve sanal bolus kullanımıyla elde edilen TPS doz değerleri arasında fark görülmemiştir. Ancak film dozimetrisi ile sanal bolus arasındaki doz değerlendirilmesine bakıldığında bolus maske üzerinde iken dozimetride izin verilen %3'lük hata düzeyininin aşıldığı görüldü. Bu nedenle bolus maske altında iken tedavi yapılmasını önermekteyiz.

Tüm bu sonuçlar göz önüne alındığında, hem 0,5cm hem de 1 cm bolus için en iyi tedavi yönteminin bolusun maske altına yerleştirilmesi olduğunu söyleyebiliriz.

6. SONUÇ

Yapılan bu çalışma sonucunda, bolusun maske altına ve üstüne konularak ışınlama sonrası elde edilen doz değerleri ile sanal bolusla elde edilen doz değerleri arasında farklılıklar görülmektedir. Bolus maske altındayken hava boşluğunun daha küçük hacimde oluşması nedeniyle doz düşüşünün bolusun maske üstünde olduğu duruma göre daha az olduğu gözlemlendi. Bunun yanı sıra özellikle oblik açılarda meydana gelen bolus cilt hava boşluğunun artması nedeniyle doz daha fazla düşecektir. Bu açılardan bakıldığında tedavi sırasında bolusun maske altına konulması hastaya tedavi dozlarının daha yüksek doğrulukta verilmesine ve tedavinin daha etkin olmasına katkı sağlayacaktır.

Özellikle kıvrımlı anatomik bölgelerde bolus kullanımının olabildiğince BT çekimi öncesi öngörülmeye çalışılması ve öngörüldüğünde de bolusun maske altına yerleştirilerek BT çekimi ve tedavi planlama yapılması daha uygun olduğu görünmektedir.

Çalışmamızda aynı anatomik bölgede 1cm'lik bolusun maske üstüne yerleşiminde 0,5cm'lik bolusa göre bolus-cilt arasında daha fazla hava boşluğu oluştuğunu ve bu artışın burun kenarı gibi kıvrımlı bölgelerde daha yoğun olduğu sonucuna varıldı. 1cm bolus için sanal bolus ile bolusun maske üstüne yerleştirilmesi ile elde edilen %doz farkına bakıldığında %3'lük hata kriterinin aşıldığı görüldü. Bu duruma göre 1cm ve üzeri kalınlıklarda bolus kullanımında sanal bolus ile gerçek ışınlamalar arasındaki doz farklılığı giderek artacağı düşünülmektedir.

.

.

7. KAYNAKLAR

1. ICRU Prescribing. Recording And Reporting Photon Beam Therapy, Report No: 50, International Commission on Radiation Units, Bethesda, MD, 1993.
2. Butson MJ, Cheung T, Yu P, Metcalfe P. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy, Department of Physics, City University of Hong Kong, Kowloon Tong, Hong Kong Illawarra Cancer Care Centre, Department of Radiotherapy, PO Box 1798, Wollongong, NSW 2500, Australia Radiation Measurements 32, 2000; 201-204.
3. Morgül Y. Kobalt-60 Cihazında 0,5 ve 1,0 cm bolusun cilt dozuna etkisi T.C. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi 2008; 1-21.
4. Podgorsak Ervin B. Review Of Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students., Educational Reports Series, International Atomic Energy Agency Vienna, May, 2005; 5-453.
5. Halperin EC, Perez CA, Brady LW, Principles and Practice of Radiation Oncology, 5 th edition, Lippincott Williams and Wilkins, 2008; 411-438.
6. Robert FM ve ark, A Surface Bolus Material for High Energy Photon and Electron Therapy, Radiology, February, 1983; 146: 531-532.
7. Bayraktar D, Yaray K, Orhan O, Çalışır A. Larenks Hava Boşluğunun Co-60 ve 6 MV Foton Işınları İçin Etkisinin İncelenmesi Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences), 2012; 21(2): 112-119.
8. Karadag ND, İki Farklı Enerjide Kodak-EDR2 ve X-Omat V2 Filmlerinin Karakteristik Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2005.
9. Khan FM, The Physics of Radiation Therapy, 3nd edition, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia, 2003; 42-154.
10. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, Meigooni AS, Nath R, Rodgers JE, Soares CG, Radichromic Film Dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Commitee Task Group 55. Medical Physics 25(11), 2094-2113AAPM report AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, 1998.

11. http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyo-terapi/isp-ashland/ Erişim tarihi: 25.07.2013.
12. Büyükuslu H, Isparta'nın Yalvaç ilçesi ve çevresinin doğal fon (background) radyasyon düzeylerinin araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2007.
13. Yaren H, Karayılanoğlu T, Radyasyon ve insan sağlığı üzerine etkileri. TSK Koruyucu Hekimlik Bülteni, 2005; 199-208.
14. Nalbant N, Imrt Tedavi Planlarında Doz Dağılımlarının Doğruluğunun Ölçüm Yöntemleriyle Araştırılması, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2013.
15. http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-ebt3.pdf Erişim tarihi: 14.04.2014.
16. Kirkpatrik JB ve ark, A Novel Water-Clear , Low-Modulus Bolus Material, United States Patent Application, 2006.
17. http://www.epson.com.tr/tr/tr/viewcon/corporatesite/products/mainunits/specs/1760 Erişim tarihi: 17.04.2014.
18. Kahya YE, Baş H, Gündem E, Dirica B, linak Electa SL25 Medikal Lineer Hızlandırıcı için Günlük Verim Stabilitesinin Kontrolü Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Ankara, 2004.
19. http://www.mesi.com.tr/omnipro-imrt-6-19-47ud.html Erişim tarihi: 16.02.2014.
20. Köylü M., Yalman D., Olacak N.,Olacak İ., Aras A., Baş-boyun bölgesi kanserlerinde yarım demet bitişik alan doz dağılımlarının film dozimetrisi ve bilgisayarlı planlama sistemi ile değerlendirilmesi, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir, Türk Onkoloji Dergisi, 2013; 28(1): 16-22
21. http://www.nucletron.com/en/ProductsAndSolutions/Pages/Oncentra*"external"* Beam.aspx Erişim tarihi :14.04.2014.
22. Chung JB, Kim JS, Kim IA, Lee JW, Surface dose measurements from air gaps under a bolus by using a MOSFET dosimeter in clinical oblique photon beams, Journal of the Korean Physical Society, 2012; Volume 61, Issue 7, 1143-1147.
23. Kong M, Holloway L, An investigation of central axis depth dose distribution perturbation due to an air gap between patient and bolus for electron beams, Australas Phys Eng Sci Med. 2007 Jun; 30(2):111-9.

Ek 1. ETİK KURUL ONAY RAPORU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2013/29-09	Tarih: 01.08.2013
	Yard.Doç.Dr.Ayşegül YURT'un sorumlusu olduğu **"Radyoterapide Kullanılan Bolus ile Hasta Cildi Arasında Kalan Hava Boşluklarının Doz Dağılımına Etkisinin Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylul Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr..Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Psikiyatri Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E☐	H☒	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E☐	H☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr.Bilgin CÖMERT	İç Hastalıkları (Yoğun Bakım B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E☐	H☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	katılmadı
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E☐	H☒	katılmadı
Doç.Dr.Işıl TEKMEN	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	katılmadı
Doç.Dr.Müge KİRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E☐	H☒	katılmadı
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E☐	H☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

Ek. 2

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI : ŞERİFE ELİF ÖZDEMİR

TC Kimlik No / Pasaport No:	11347979584
Doğum Yılı:	1983
Yazışma Adresi :	Konaklar Mh. Org. Ozzettin Aksalur Cd. Harp Akademileri Lojmanları 8B-9 4. Levent/Beşiktaş/İST
Telefon :	05065549647
Faks :	
e-posta :	eeelifkale@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üni.	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Medikal Fizik YL.	3,13	2014
Türkiye	Hacettepe Üni.	Mühendislik Fakültesi	Nükleer Enerji Mühendisliği	2,32	2008

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
				.	

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı	
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı	

Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/ sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
☐			

YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar
