T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE ÜRETİLEN FANTOMUN RADYOCERRAHİ TEDAVİ PLANLARININ KALİTE KONTROLÜNDE KULLANILMASI

Hasan UYSAL

DOKTORA TEZİ

Fizik Anabilim Dalını

Haziran-2019

KONYA

Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

DOKTORA TEZİ

ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE ÜRETİLEN FANTOMUN RADYOCERRAHİ TEDAVİ PLANLARININ KALİTE KONTROLÜNDE KULLANILMASI

Hasan UYSAL

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2019, 144 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Aydan YILMAZ
Prof. Dr. Bahar DİRİCAN
Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

OSL dozimetreler radyoterapi uygulamalarında günümüzde artık sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmada ICRP 90 protokolü ve de literatürdeki çalışmalara göre yapılan fantomda; Al_2O_3:C dozimetre için dört farklı hedef için ve de BeO dozimetre için heterojenitenin fazla olduğu bir kesitte, bir hedefte CyberKnife® Multiplan tedavi planlama sisteminde tedavi planlaması yapılmıştır. Tedavi planlaması yapıldıktan sonra, planlaması yapılan hedefte ışınlanan Al_2O_3:C ve BeO OSL dozimetreler okundu. Fantomumuzda Al_2O_3:C dozimetre için 4, 8, 9 ve 10. kesitteki hedefler, 5mm, 7.5mm, 10mm, 12.5mm, 20mm, 30mm, 40mm ve 60mm kolimatörler ile ışınlanmıştır. BeO için ise 8. kesitte belirlenen hedef 5mm, 7.5mm ve 10mm'lik kolimatörlerle ışınlanmıştır. Farklı yoğunluğa sahip ölçüm noktalarında, doz ölçümleri yapıldı. 8. ve 9. kesistteki ölçümlerde belirsizlik biraz daha fazla iken, 4. ve 10. kesitteki ölçümlerdeki belirsizlik daha az bulunmuştur. 5mm, 7.5mm ve 10mm için Al_2O_3:C dozimetreler için belirsizlik mevcutken, büyük kolimatörler için belirsizlik %5'in altındadır. Fantomumuzda BeO dozimetre ile küçük kolimatörler (5mm, 7.5mm ve 10mm) için heterojenitenin en fazla olduğu 8. kesitte ölçümler alındı. Planlamadan elde edilen veriler ile dozimetre ölçümlerinden gelen belirsizlikler 5mm için %9,62, 7.5mm için %5,19 ve 10mm için %5,48 olarak bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar literatür ile uyumludur.

Anahtar Kelimeler: Fantom, Radyocerrahi, Radyoterapi, Küçük alan dozimetri, OSL Dozimetre, CyberKnife®

ABSTRACT

Ph.D THESIS

THE USE OF QUALITY CONTROL AT RADIOSURGERY TREATMENT PLANS ON PHANTOM PRODUCED BY A TREE-DIMENSIONAL PRINTER

Hasan UYSAL

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF DOCTOR OF PHILOSOPHY
IN PHYSICS

Advisor: Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ

2019, 150 Pages

Jury
Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ
Prof. Dr. Rıza OĞUL
Prof. Dr. Aydan YILMAZ
Prof. Dr. Bahar DİRİCAN
Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

OSL dosimeters are now widely used in radiotherapy applications. In this study, ICRP 90 protocol as well as phantom made according to studies in the literature; treatment planning for the CyberKnife® Multiplan treatment system was performed on a target in a cross-section for four different targets for the Al_2O_3:C dosimeter and in a cross-section of heterogeneity for the BeO dosimeter. After the treatment planning, Al_2O_3:C and BeO OSL dosimeters which were irradiated at the planning target were read. In our phantom, the targets in the 4, 8, 9 and 10 section for the Al_2O_3:C dosimeter were irradiated with 5mm, 7.5mm, 10mm, 12.5mm, 20mm, 30mm, 40mm and 60mm collimators. For BeO, the target set in section 8 was irradiated with 5mm, 7.5mm and 10mm collimators. At the measurement points with different density, we made dose measurements. While the uncertainty in the measurements in section 8 and 9 was slightly higher, the uncertainty in the measurements in section 4 and 10 was less. While the uncertainty for Al_2O_3:C dosimeters is 5mm, 7.5mm and 10mm, the uncertainty for large collimators is below 5%. In our phantom, measurements were taken with the BeO dosimeter for small collimators (5mm, 7.5mm and 10mm) in the 8th section with the highest heterogeneity. The data obtained from the planning and the uncertainties from the dosimeter measurements were found to be 9,62% for 5mm, 5,19% for 7.5mm and 5,48% for 10mm. The results are consistent with the literature.

Keywords: Phantom, Radiosurgery, Radiotherapy, Small Field Dosimetry, OSL Dosimeter, CyberKnife®

İTHAF

Canım aileme …

ÖNSÖZ

Bilimin ve bilgiye ulaşmanın öneminin giderek arttığı çağımızda, benim de bilime katkıda bulunmama yardımcı olan, bilgisini benimle her zaman paylaşan ve desteğini benden esirgemeyen tez danışmanım sayın Prof. Dr. Nihal BÜYÜKÇİZMECİ'ye, bu tezin tasarlanmasında baştan sona emeği olan değerli hocalarım Prof. Dr. Kaan OYSUL ve Prof. Dr. Sait ŞİRİN'e ve de kıymetli bilgileri ile bana mesleğimde ışık olup yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Bahar DİRİCAN'a teşekkürü bir borç bilirim.

Değerli katkılarından dolayı dostlarım Erdem UZEL'e, Önder GÜL'e, İsmail Burak KORKUT'a ve Selime COŞKUN'a teşekkür ederim.

Doktoraya başlamamda bana destek veren, fikirleriyle katkıda bulunan sayın Prof. Dr. Nihat TUĞLUOĞLU'na teşekkür ederim.

Fantomun yapılmasında desteklerini esirgemeyen BTECH firmasına, özellikle sayın Murat EĞRİ'ye teşekkür ederim.

Tez ölçümlerimde destek veren RADKOR firmasına ve Dr. Şamil Osman GÜRDAL'a, tez ölçümlerimin tamamlanmasında yardımcı olan Ankara Memorial Hastanesinden; Prof. Dr. Yıldız GÜNEY'e, Tamer BAŞER'e, Ferat KIRAN'a, Dr. Bülent KÜÇÜKPLAÇKI'ya teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Fantomun yapımı sürecinde destek olan, farklı malzemelerin fantom içinde kullanılabilirliğini denememe yardımcı olan Gazi Üniversitesi Kimya Bölümünden Dr. Eylem TURAN'a teşekkür ederim.

Tez sürecim boyunca desteklerini esirgemeyen Medicana International Ankara Hastanesi'ndeki değerleri meslektaşlarım Haluk ORHUN'a, Mehmet Fazıl ENKAVİ'ye ve Alev TEMİZ ARSLAN'a teşekkür ederim.

Fantom yapımında malzeme belirlenmesinde hatırı sayılır bir görüntüleme işlemi yaparak tezime destek veren tekniker arkadaşlarım Gizem FIRTINA'ya, Tuna ÇOBAN'a ve Cemal GÖLPEK'e teşekkürü bir borç bilirim

Hasan UYSAL
KONYA-2017

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **vi**

ABSTRACT ..... **viii**

İTHAF ..... **ix**

ÖNSÖZ ..... **x**

İÇİNDEKİLER ..... **xi**

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ..... **xiv**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **xvi**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xx**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Radyasyon 5
1.2. X-Işınları 6
1.2.1. X ışınlarının bulunuşu ve tarihçesi 6
1.2.2. X-ışınları ve özellikleri 8
1.2.3. X-ışınlarının optik özellikleri 8
1.2.4. X-ışınlarının oluşumu 9
1.3. Foton Etkileşimleri 11
1.4. Radyasyonun Tanı ve Tedavide Kullanılması 17
1.5. Radyoterapi ve Radyocerrahi 20
1.5.1. Doz Hesaplamaları 21
1.5.2. Küçük alan dozimetrisi 23
1.5.3. TPS algoritmalarının küçük alan dozimetrisi için geçerliliği 25
1.6. Radyoterapide Kullanılan Fantomlar 27
1.7. Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) 28
1.7.1. Uyarma şekilleri 29
1.7.2. OSL Modeli 31
1.7.2.1. Sürekli dalga OSL bozunma eğrisi (CW-OSL) 33
1.7.2.2. LM-OSL bozunma eğrisi 34
1.7.2.3. CW-OSL ve LM-OSL Arasındaki İlişki 36
1.7.3. OSL sinyalinin sıfırlanması 37
1.7.3.1. Termal sıfırlama 37
1.7.3.2. Optik sıfırlama 37
1.7.4. Doz tahmini 39
1.7.4.1. OSL sinyalinin seçimi 39
1.7.4.2. Yeniden oluşturma yaklaşımı 40
1.7.4.3. Tek tablet yeniden oluşturma doz metodu (SAR) 41
1.7.5. OSL'de dozimetri uygulamaları 41
1.7.5.1. Personel dozimetri 42
1.7.5.2. Çevre dozimetri 42
1.7.5.3. Medikal dozimetri 43

1.7.5.4. Geriye dönük dozimetri 43

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI 44

2.1. Radyoterapideki Fantom Çalışmaları 44
2.2. Radyoterapide OSL Çalışmaları 48

3. MATERYAL VE YÖNTEM 53

3.1. Üç Boyutlu Yazıcı Uygulamaları 53
3.1.1. Birleştirmeli yığma modeli-FDM (Fused Deposition Modelling) 53
3.1.2. Poly jet modeli (Eklemeli üretim – Additive modelling) 54
3.1.3. Seçici lazer sinterleme- SLS (Selective Laser Sintering) 55
3.1.4. Tarayarak Işıkla Kürleme Tekniği-SLA (Stereo Lithography Apparatus) 56
3.1.5. Tabakalı Yapıştırmalı Parça İmalatı (LOM, Laminated Object Manufacturing) 57
3.1.6. Bağlayıcı püskürtme tekniği (Binder Jet) 58
3.2. Fantomun Modellenmesi Ve Üretilmesi 58
3.3. Üç Boyutlu Yazıcı İçin Malzeme Seçimi 59
3.4. Fantomun Üretilmesi 60
3.5. Berilyum Oksit (BeO) OSL 62
3.6. Alüminyum Oksit (Al_2O_3) OSL 63
3.6.1. OSL Uygulamalarında Al_2O_3'nin Dozimetrik Özellikleri 64
3.6.2. Puls OSL tekniği 71
3.6.2.1. POSL eğrisinin özellikleri 72
3.6.2.2. POSL ve CW-OSL arasındaki ilişki 74
3.6.2.3. POSL tekniğinin avantajı 74
3.6.3. Al_2O_3 OSL dozimetreler ve aletleri 75
3.6.4. Al_2O_3 OSL dozimetrenin kalibrasyonu 77
3.6.5. Al_2O_3 OSL okuma aleti 77
3.7. CyberKnife Radyocerrahi Sistemi 80
3.7.1. Robotik manipülatör 82
3.7.2. X-Işın Görüntüleme Sistemi 83
3.7.3. CyberKnife® cihazı izleme algoritmaları 84
3.7.3.1. 6D kafatası izleme algoritması 84
3.7.3.2. X-Sight Spine izleme algoritması 84
3.7.3.3. X-Sight Lung İzleme Algoritması 85
3.7.3.4. Fidusel İzleme Algoritması 86
3.7.3.5. Seknroni Solunum İzleme Algoritması 87
3.7.4. Multiplan Tedavi planlama Sistemi ve Optimizasyon Algoritmaları 89
3.7.4.1. İzosentrik Optimizasyonu 90
3.7.4.2. İzosentrik Olmayan Optimizasyon 90
3.7.5. Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritması 92
3.8. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi ve Multiplan Tedavi Planlama Sistemine Aktarılması 94
3.9. Fantom Üzerinde Hedeflerin Belirlenmesi ve Planlanması 96
3.10. BeO OSL Dozimetrelerin Kalibrasyonu 111
3.11. Al_2O_3:C OSL Dozimetrelerin Kalibrasyonu 111
3.12. Belirlenen Hedeflerin Işınlanması 112
3.13. Işınlanan Hedeflerin RMS (Root Mean Square) Değerlerinin Bulunması 113

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA 114

4.1. Al_2O_3:C Dozimetreler İçin Tedavi Planlama Sistemi İle Işınlanan OSL'lerin Karşılaştırılması 114
4.2. BeO Dozimerreler İçin Tedavi Planlama Sistemi İle Işınlanan OSL'lerin Karşılaştırılması 120
4.3. Al_2O_3:C Dozimetreler İçin Işınlanan Hedeflerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması 122
4.4. BeO Dozimetreler İçin Işınlanan Hedeflerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması 124
4.5. Işınlanan OSL'lerin Literatür İle Karşılaştırılması 125
4.6. Elde Edilen Fantomun Literatür İle Karşılaştırılması 129
4.7. Işınlamalardaki Kısıtlayıcı Faktörler 130

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 131

KAYNAKLAR 134

ÖZGEÇMİŞ 142

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması 5
Çizelge 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması 5
Çizelge 3.1. Bazı dozimetrik materyaller ve efektif atom numaraları 62
Çizelge 3.2. CyberKnife® sisteminde yatağın düzeltme limitleri 82
Çizelge 3.3. Al_2O_3:C dozimetreler için kalibrasyon faktörünün belirlenmesi ..112
Çizelge 4.1. 5mm, 7.5mm ve 10 mm kolimatör için: Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir 114
Çizelge 4.2. 12.5mm, 20mm ve 30mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir 114
Çizelge 4.3. 40mm ve 60mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir 115
Çizelge 4.4. 5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 116
Çizelge 4.5. 7.5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 7.5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 116
Çizelge 4.6. 10mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 10mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 117
Çizelge 4.7. 12.5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 12.5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 117
Çizelge 4.8. 20mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 20mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 118
Çizelge 4.9. 30mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 30mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 118
Çizelge 4.10. 40mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 40mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 119
Çizelge 4.11. 60mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 60mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 119
Çizelge 4.12. 5mm, 7.5mm ve 10mm kolimatör için BeO dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir 120

Çizelge 4.13. 5mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 120
Çizelge 4.14. 7.5mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 7.5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 121
Çizelge 4.15. 10mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 10mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir 121
Çizelge 4.16. 4, 8, 9, ve 10. kesitlerin ışınlanmasında elde edilen RMS değerleri 122
Çizelge 4.17. 5mm,7.5mm, 10mm, 12.5mm ve 20mm kolimatörler için RMS değerlerini göstermektedir 122
Çizelge 4.18. 30mm, 40mm ve 60mm kolimatörler için RMS değerlerini göstermektedir 123
Çizelge 4.19. Fantomun her seferinde aynı pozisyonda ışınlamasını sağlamak için yapılan maske 124
Çizelge 4.20. 5mm, 7.5mm ve 10mm için elde edilen RMS değerleri 124
Çizelge 4.21. 5mm, 7.5mm ve 10mm için elde edilen RMS değerleri gösterilmektedir 125
Çizelge 4.22. Farklı dozimetrik materyaller ile elde edilen OF eğrisi 127
Çizelge 4.23. Al_2O_3:C dozimetresi ile artan kolimatör boyutu ile azalan belirsizliği göstermektedir 128

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Fransa'da ilk radyoterapi uygulamalarından biri (Ressam Jacquillot Matt'ın 1905 yılında yapmış olduğu, Paris Hastaneleri Müzesi'ndeki tablo) 3
Şekil 1.2. Elektromanyetik spektrum 6
Şekil 1.3. X-ışını tüpü 10
Şekil 1.4. Bremsstrahlung ve karakteristik X-ışınlarının enerjiye bağlı olarak ortaya çıkmasını göstermektedir 11
Şekil 1.5. Rayleigh(Koherent) saçılmasında gelen foton elektronları titreştirerek yoluna devam eder 12
Şekil 1.6. Fotoelektrik olayda gelen foton soğrulur ve fotonun bağlanma enerjisine eşit bir kinetik enerji fotoelektron dışarı atılır 12
Şekil 1.7. Compton olayında gelen foton enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili bir foton olarak başka yönde gider 13
Şekil 1.8. Enerjisi yüksek olan fotonların çekirdeğin güçlü elektrik alanına girdiğinde görülen çift ve üçlü oluşum 14
Şekil 1.9. Fotonların enerjilerine göre baskın olduğu kısımlar gösterilmektedir 15
Şekil 1.10. Kerma ve soğrulan dozun dengeye geldiği nokta 22
Şekil 1.11. a) hava b) akciğer c) kemik gibi üç farklı homojen olmayan ortam için Monte Carlo, Acuros XB, AAA ve CCCS algortimaları ile elde edilen PDD eğrilerini göstermektedir 27
Şekil 1.12. Radyoterapide TLD ile ölçümlerin alınmasında kullanılan Rando Fantom 28
Şekil 1.13. OSL okuma metotlarının gösterimi 29
Şekil 1.14. OSL bozunma eğrisine deneysel bir örnek. Marmara denizinin dibinden alınmış sedimente 32Gy nükleer radyasyon dozu verilerek elde edilmiştir 30
Şekil 1.15. Basit Genel Tek-Tuzak enerji seviye diyagramı. T tuzağına yakalanan elektron optik olarak iletim bandına uyarılır. Serbest kalan elektron ya T'ye geri tuzaklanır ya da ışımalı tekrar-birleşme merkezi R ile birleşecektir ve böylece foton yayılır 31
Şekil 1.16. Termal olarak sıfırlanmış kuvars tek-tanecik OSL bozunma eğrisi. Doğal sinyal termal sıfırlamadan sonra ölçülen OSL sinyalidir ve yeniden oluşturulan sinyal taneciğe 1 Gy doz verilmesinden sonra ölçülen sinyaldir 40
Şekil 3.1. Birleştirmeli yığma modeli çalışma diagram 54
Şekil 3.2. Poly Jet çalışma diagramı 55
Şekil 3.3. Seçici lazer sinterleme çalışma diagramı 56
Şekil 3.4. SLA çalışma diagramı 57
Şekil 3.5. LOM Çalışma diagramı 57
Şekil 3.6. Binder Jet Çalışma diagramı 58
Şekil 3.7. Fantomun MIMICS programı ile modellenmesi 59

Şekil 3.8. Yumuşak doku ve kemik tayini için seçilen malzemelerin bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi 60
Şekil 3.9. Üretilen fantomun biraya getirilmesi 61
Şekil 3.10. Üretilen fantomun 6. Kesit 61
Şekil 3.11. BeO OSL Dozimetri Sistemi 63
Şekil 3.12. 450K'da $A1_20_3$: C'nin pik değeri 65
Şekil 3.13. OSL'nin kullanışlı lineer doz aralığı 66
Şekil 3.14. OSL bozunum eğrisi 66
Şekil 3.15. 1000 ms darbeli lazer stimülasyonu sırasında POSL'nin kinetiği, ardından Gecikmeli OSL (DOSL) olarak adlandırılan sığ tuzaklardan 35 ms F-merkez ışıldaması ve sıcaklığa bağlı fosforesansı izler. Üç eğri farklı sığ tuzak konsantrasyonlarına sahip malzemeleri temsil eder 67
Şekil 3.16. Al_2O_3:C 'teki derin tuzaklar: C, kendilerini yüksek sıcaklıkta 205 nm UV aydınlatmasından sonra elde edilen ve 340 ve 410 nm girişim filtreleriyle ölçülen TL pikleri olarak gösterir 68
Şekil 3.17. OSL okumalarının tekrarlanabilirliği 69
Şekil 3.18. OSL ve OSLN Al_2O_3:C InLight™ dozimetrelerin enerji cevabı. OSLN materyalleri albedo konfigürasyonunda çalışan Al_2O_3:C ve $^6Li_2CO_3$'ten oluşan nötron duyarlı bir kompozit materyaldir. Tüm ölçümler 300 mg / cm2 plastik kaplı dedektörler ile yapıldı 70
Şekil 3.19. Normalize edilmiş OSL sinyali %50: 50 Al_2O_3:C ve $^6Li_2C0_3$ bileşimi olan OLSN malzemesi için nötron enerjisinin bir fonksiyonu 71
Şekil 3.20. 25℃'de bir lazerden bir stimülasyon pulsundan sonra elde edilen OSL bozunma eğrileri. Bozunma iki üstele bağlanmıştır: 1) kullanım ömrü boyunca 35 ms ile sıcaklıktan bağımsız hızlı bozunma ve 2) 545 ms ile sıcaklığa bağlı daha yavaş bozunma 72
Şekil 3.21. Bir darbe sırasında yayılan ışığın, darbe genişliği, darbe başına sabit stimülasyon enerjisi için değiştikçe, darbe sonrası yayılana oranındaki değişimi gösterir 73
Şekil 3.22. Oran, darbeden sonra yayılan ışığa yayılan ışığın verimini temsil eder 74
Şekil 3.23. Luxel™ dozimetre 75
Şekil 3.24. InLight™ dozimetresi ve komponentleri 76
Şekil 3.25. Nano-Dotlar ve Özel Aparatı 76
Şekil 3.26. Landauer OSL şerit dozimetre 77
Şekil 3.27. MicroStar manuel OSL okuyucu 78
Şekil 3.28. Riso TL / OSL okuyucu sistemi 79
Şekil 3.29. Lüminesans stimülasyon sistemi 80
Şekil 3.30. CyberKnife® radyocerrahi sistemi 81
Şekil 3.31. X-ışını görüntüleme sistemi 83
Şekil 3.32. Solunum senkroni sistemi blok gösterimi 88
Şekil 3.33. Solunum senkroni algoritmasıyla tümör takibi 89
Şekil 3.34. Tedavi planlamasında kullanılan cost fonksiyonu 91

Şekil 3.35. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için TPR değerleri 93
Şekil 3.36. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OCR değerleri 93
Şekil 3.37. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OF değerleri 94
Şekil 3.38. Fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi 95
Şekil 3.39. Fantom içerisinde BeO kristalinin konulması 95
Şekil 3.40. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 97
Şekil 3.41. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 97
Şekil 3.42. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 98
Şekil 3.43. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı.....98
Şekil 3.44. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 99
Şekil 3.45. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 99
Şekil 3.46. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 100
Şekil 3.47. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 100
Şekil 3.48. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı.....101
Şekil 3.49. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 101
Şekil 3.50. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 30mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 102
Şekil 3.51. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 40mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 102
Şekil 3.52. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 60mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 103
Şekil 3.53. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 103
Şekil 3.54. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 104
Şekil 3.55. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 104
Şekil 3.56. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı.....105
Şekil 3.57. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 105
Şekil 3.58. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 30mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 106

Şekil 3.59. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 40mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 106
Şekil 3.60. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 60mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 107
Şekil 3.61. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 107
Şekil 3.62. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 108
Şekil 3.63. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 108
Şekil 3.64. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 109
Şekil 3.65. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 109
Şekil 3.66. 10. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 110
Şekil 3.67. 8. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 110
Şekil 3.68. 8. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı 111
Şekil 3.69. Fantomda 9. kesite yerleştirilen bir Al_2O_3:C OSL dozimetrenin ışınlanması 112

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

ART	: Adaptif Radyoterapi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CW-OSL	: Sürekli Dalga – OSL
CW-OSL	: Sürekli Dalga – OSL
CCCS	: Collapsed Cone Convolution
DTA	: Distance to Agreement
ED	: Eşdeğer Doz
Gy	: Soğrulan Doz Birimi
HU	: Hounsfield Unit
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimi ve Ölçüm Komisyonu
LM-OSL	: Lineer Modülasyon – OSL
LET	: Lineer Enerji Transferi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MC	: Monte Carlo
OSL	: Optik Uyarımlı Lüminesans
OF	: Output Faktörü
PDD	: Yüzde Derin Doz
POSL	: Pulslu OSL
SRC	: Sterotaktik Radyocerrahi
SBRT	: Stereotaktik Beden Radyoterapisi
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TPR	: Doku Fantom Oranı
RT	: Radyoterapi
RBE	: Rölatif Biyolojik Etkinlik
RMS	: Root Mean Square
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
YYTG	: Yarı Yükseklikteki Tam Genişlik
QA	: Quality Assurance
TERMA	: Total Energy Release per unit Mass

1. GİRİŞ

Bir asır önce yapılmış olan üç önemli buluşun insanoğlu için tıp alanındaki önemi çok büyüktür. Wilhelm Conrad Röntgen, 8 Kasım 1895 günü öğleden sonra laboratuvarında çalışırken gözlemlediği ilginç olayın, dünya bilimine neler kazandıracağını henüz kendisi de bilmiyordu. Buluşunu 28 Aralık günü, Würzburg Tıbbi Fizik Derneğine "Yeni bir ışın tipi; Preliminer bildiri" başlıklı ilk yazısıyla bildirdi. Dernekte yaptığı sunum 23 Ocak 1896'da gerçekleşti. Ne olduğu bilinmeyen bu ışına X-ışını adı verildi ve sonraları Röntgen' in buluşuna atfen bu ışınlar, Röntgen ışınları olarak anılmaya başlandı.

İkinci önemli buluş ise 1896'da Fransa'dan geldi. Bir fizik öğretmeni olan Antoine Henry Becquerel uranyum tuzları üzerinde çalışarak Mart 1896'da doğal radyoaktiviteyi buldu. "Fosforesan Maddelerden Yayılan Görülebilir Radyasyon " isimli makalesi ile bu çalışmasını yayınladı.

Üçüncü önemli buluş ise 1898'de Pierre ve Marie Curie'nin radyoaktif maddeler olan Polonium ve Radium'u bulmasıydı. Bu buluş 26 Ocak 1898'de Paris Bilimler Akademisinde sunuldu. Bu ana buluşları radyoaktivite ve ışınların fiziksel özellikleri ile ilgili yoğun çalışmalar takip etti. 1897'de Rutherfort uranyumdan çıkan alfa ve beta ışınlarını buldu. 1898'de Villard radyumdan çıkan ışınların X-ışınları ile aynı özellikte olan foton ışınları olduğunu gösterdi.

Bu çalışmaların yoğunlaşması maddenin ve uzayın daha iyi anlaşılmasının yanı sıra tıpta da yeni gelişmelere yol açtı. Röntgen ışınlarının ilk uygulama alanı diagnostik oldu. İnsan vücudunun çeşitli yerlerindeki yabancı maddeleri araştırmak özellikle savaş döneminde öncelik kazandı. O dönemin bazı savaş muhabirlerinin yazılarında Röntgen 'in önemli buluşundan 20 ay sonra 1897'de himalayaların eteklerindeki bir sahra hastanesinde yaralı askerlerin kurşunlarını bulmak için bir görüntüleme aygıtının götürüldüğü görüldü. Benzeri uygulama aynı senelerde (1897) Türk-Yunan savaşı sırasında bir Türk erinin elindeki şarapnel parçasının bulunması amacıyla yapıldı.

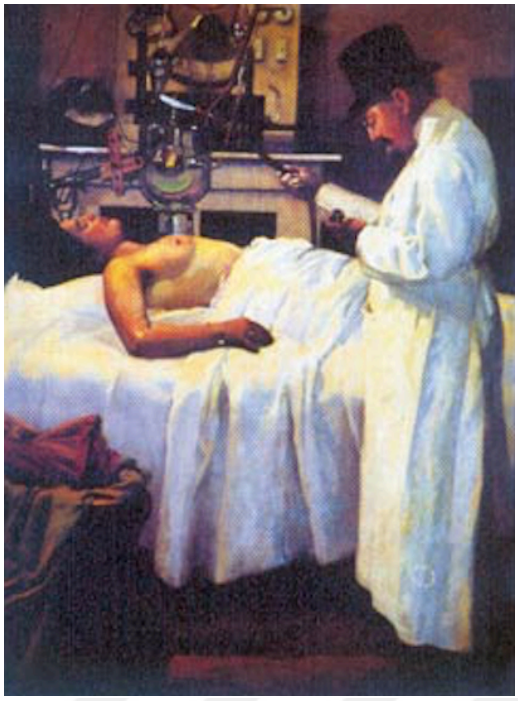
Çok kısa sürede bu gizemli ışınların biyolojik etkileri de gözlenmeye başlandı. Bu ışınların fiziksel özelliklerini saptamak için deneysel çalışmalar yapılırken ve tanı amaçlı kullanılırken ortaya çıkan biyolojik etkiler bilim adamlarının dikkatini çekti. Bu ışınlar insan cildinde eritem ve kuru ve de ıslak deskuamasyona yol açmaktaydı. Uzun süreli uygulamalarda görülen ülser ve nekrozlar, X- ışınlarının cilt ve dokulardaki tahrip edici etkilerini ortaya koymaktaydı. Chicago'da bir lamba ve tüp üreticisinin, Ocak 1896'da X-

ışınlarını iki hasta üzerinde tedavi amacı ile ilk defa kendisi tarafından kullandığını iddia ettiği öğrenildi. Birçok doktor X-ışınlarını ve radyumu dermatolojide kullanmaya başladı.

Avusturya'dan Freund (1903) ve Kienböck (1900), Fransa'dan Despeignes (1896), Danlos ve Bloch (1901), Almanya'dan Albers-Schönberg ve Strebul (1903) ilkler arasındadır. İlk brakiterapi denemeleri ise radyum ile başlamış ve o dönemin kayıtları bize İngiltere'den Walsh (1897), Almanya'dan Albers-Schönberg (1903) ve Fransa'dan Belot'u (1904) göstermektedir. Ancak bir cilt kanserinin X-ışınları ile iyileştirildiğinin bildirildiği ilk olgu 1899'da Stockholm'de Stenbeck tarafından tedavi edilmiş, burunda basal hücreli kanseri olan bir kadındır. Çalışmalarında 9 ayda 99 fraksiyon kullanarak tedavi ettikleri bu olguyu Stockholm'de 19 Aralık 1899 tarihinde sundular. Radyasyon tedavilerine öncülük eden Fransa'da da ilk radyoterapi uygulamalarında biri, Paris Hastaneleri Müzesinde bulunan ressam Matt'ın yağlı boya tablosuna da konu oldu (Şekil 1.1). Bu tarihi, ilk tedavi edilen olgunun belgelenmesiyle, Radyasyon Onkolojisinin başlangıcı olarak kabul etmek doğru olacaktır. Bunu izleyen yıllarda foton ışınları (X-ışını ve gama ışını), partiküler ışınlar (elektronlar) ve doğal radyoaktif maddeler ile radyoizotopların fiziksel özellikleri daha iyi öğrenilmeye başlandı. Işınların uygulama süreleri, toplam dozu, fraksiyone edilmesi, yan etkileri ve de ışın üreten aygıtların teknik yönden geliştirilmesi 20. Yüzyılın ilk çeyreğinde yoğunlaştı (TROD, 2019).

Uygulamalardaki biyolojik etkiler radyobiyoloji bilim dalı altında incelenmeye başlandı. Onkolojinin ilk araştırma dalını oluşturan radyobiyoloji, temel araştırma yöntemleri ile normal ve kanserli hücrelerin tedaviler sırasındaki proliferasyon özelliklerine, hücresel ve moleküler düzeyde yapılan ilk çalışmalar olarak ışık tutmuştur (TROD, 2019).

Günümüze gelindiğinde, X-ışınları hemen hemen birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Tıpta ise altın çağlarını yaşamaktadır. Kanser hastalarının birincil tedavisi olan cerrahinin uygulanamadığı veya tek başına yeterli olmadığı durumlarda kemoterapi ve radyoterapi (RT) diğer önemli tedavi yaklaşımlarıdır. Tümörün patolojik tipi, yerleşimi ve evresi gibi verilerle bu üç tedavi yaklaşımı ayrı ayrı veya değişik kombinasyonlarla uygulanabilmektedir. RT, iyonlaştırıcı radyasyonun tümörlü bölgeye uygulanarak tedavi imkânı sağlayan bir yöntemdir. Ya birincil tedaviye olarak ya da cerrahiye ek olarak, kemoterapi ile birlikte veya tek başına uygulanabilir.



Şekil 1.1. Fransa'da ilk radyoterapi uygulamalarından biri (Ressam Jacquillot Matt'ın 1905 yılında yapmış olduğu, Paris Hastaneleri Müzesi'ndeki tablo) (TROD, 2019)

Görüntüleme tekniklerindeki ilerlemeler, RT'de gelişmelere neden olmuş, cerrahi olarak ulaşılamayan lezyonlara radyocerrahi (RC) tekniği ile ulaşılarak tedavi imkânı ortaya çıkmıştır. Kanserli hücrelerin tedavisinde etkin bir rol oynayan RT'nin etkisi, normal dokuların aldıkları tolerans dozları nedeniyle kısıtlanmaktadır. Geliştirilen 3BKRT ve YART gibi teknikler ile hedefe mümkün olan en yüksek dozu verirken, komşu dokuların korunması sağlanmıştır. SRC ve SBRT ile bu kısıtlamalar ortadan kaldırılmak istenmiştir.

Bu nedenle geliştirilen üç boyutlu konformal ve yoğunluk ayarlı RT gibi eksternal RT teknikleri ile tümörlere en uygun tedavi dozu uygulanması ve çevredeki sağlam dokular için koruma sağlanması hedeflenmiştir. Stereotaktik radyocerrahi (SRC) ve radyoterapi (SRT) bu sınırlamaları aşmak için geliştirilmiş etkin RT teknikleridir (Güngör, 2016). Bu dozların doğruluğunun test edilmesi çok önemlidir. Bunun için kullanılan araçlara dozimetre denilir. Bu dozimetrelerin; yöne bağımlılığının olmaması, duyarlılığının yüksek olması ve de tekrar kullanılabilir olması önemlidir. Halihazırda çok fazla dedektör dozimetre için kullanılsa da son zamanlarda optik uyarmalı lüminesans (OSL) dozimetreler radyoterapide kullanılmaya başlamıştır. Optik uyarmalı lüminesans (OSL) sürecinde malzeme iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlandıktan sonra optik olarak uyarıldığında, soğurulan doz ile orantılı olarak ışık sinyali yayar. Yayılan ışığın dalga

boyu OSL malzemesinin karakteristik özelliğidir. Radyasyon dozimetrisinde; OSL tekniğinin kullanımı ile ilgili gelişmeler, Akselrod ve McKeever (1999) tarafından yayınlanan 'A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence' başlıklı çalışma ile hız kazanmıştır (Akselrod 1999). Son 10 yıl boyunca OSL, radyasyon dozimetrisi alanında en çok çalışılan alanlardan biri olmuştur. Şu ana kadar en umut verici OSL malzemeleri BeO ve Al2O3:C gibi görünmektedir. Ölçüm tekniğinde yaşanan gelişmeler sayesinde Sommer ve ark., dedektör (PM tüp) ve örnek arasında mesafenin azaltılmasıyla daha düşük dozların ölçülebileceği gösterilmiştir (Sommer ve ark., 2007). Düşük düzeyde ışınlanan kristallerin okunmasının ardından boşalma işlemi bir ışık ile mümkündür. Fakat yüksek dozda ışınlanan kristallerde bantlar arasındaki tuzakların boşalması için 650 °C kadar ısıtmak gerekli olduğu Bulur ve Göksu tarafından bildirilmiş (Bulur, 1998). Bu OSL dozimetreler radyoterapi uygulamalarında günümüzde artık sıklıkla kullanılmaktadır. Hastaların aldığı anlık dozların ölçümü, görüntülemeden alınan dozların ölçümü veya doku eşdeğeri bir fantomun içerisine konularak yapılan tedavi planlarının doğrulaması yapılmaktadır.

Bu çalışmada ICRP 90 protokolü ve de literatürdeki çalışmalara göre yapılan fantomun, dört farklı hedef için CyberKnife® Multiplan tedavi planlaması sisteminde izosentrik tedavi planlaması yapılmıştır. Al_2O_3:C OSL dozimetre için hedeflerin seçimi; kemik kısma yakın bölge, fantomun anteriorunda hedef, fantomun posteriorunda hedef ve orta hatta yumuşak dokunun yoğun olduğu bölge gibi parametreler dikkate alınarak yapılmıştır. Tedavi planlaması yapıldıktan sonra, ışınlanan Al_2O_3:C OSL dozimetreler okunmuştur. Son kısımda elde edilen sonuçlarla, CyberKnife® Multiplan tedavi planlama sisteminden elde edilen sonuçların karşılaştırması yapılmıştır.

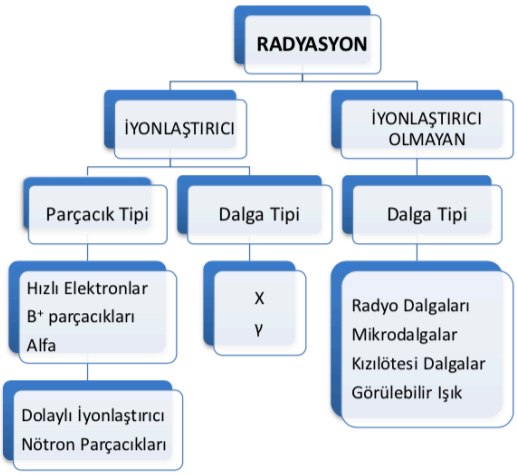
BeO OSL dozimetre için bir kesitte küçük kolimatörler ile CyberKnife® Multiplan tedavi planlaması sisteminde, sequential planlama yapılmıştır. Tedavi planlaması yapıldıktan sonra oluşturulan fantom içerisinde ışınlanan BeO OSL dozimetreler okunmuştur. Elde edilen dozimetre sonuçları ile CyberKnife® Multiplan tedavi planlama sisteminden elde edilen sonuçların karşılaştırması yapılmıştır.

Bu çalışmada bundan sonraki kısımlarda; radyasyonun tarihsel gelişimi, X-ışınlarının üretim çeşitleri, OSL dozimetrelerin tarihsel gelişimi, BeO kristali ve BeO OSL dozimetrelerin genel özellikleri, Al_2O_3:C OSL dozimetrelerin genel özellikleri, literatürdeki OSL dozimetreler ve radyoterapide kullanılan fantomlarla ilgili bilgiler verilecektir. En sonunda elde edilen ölçümlerin kendi içinde ve literatürdeki sonuçlarla karşılaştırılması yapılarak, çalışmanın sonuçları ve öneriler paylaşıldı.

1.1. Radyasyon

Radyasyon atomların çekirdeklerinin kararsız olmasıyla ortaya çıkar. Atom kararlı hale gelene dek parçacık veya elektromanynetik dalga yayınlar. Yayınlanan enerji radyasyon' dur. Enerji yayınlayan bu maddelere de radyoaktif maddeler denir. Radyasyon iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak sınıflandırılmaktadır (Çizelge 1.1).

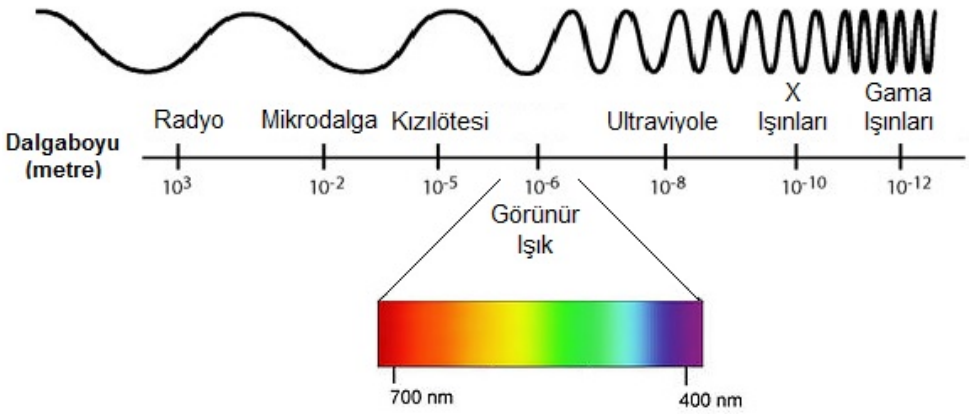
Çizelge 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması



İyonlaştırıcı radyasyon; karşılaştığı atomun yörüngelerinden elektron koparark iyon çiftleri oluşturan radyasyondur (Şekil 1.2). Parçacık ve dalga tipi olmak üzere ikiye ayrılır:

1. Parçacık türü radyasyon: Belirgin bir kütle ve enerjiye sahip çok hızlı hareket eden parçacıkları belirtir. Alfa ve beta tipi radyasyon bu grubun en bilinenidir.
2. Dalga türü radyasyon: Belli bir enerjiye sahip ancak kütlesizdir. Bu grupta X ve gama ışınları bulunup; farkları X ışının atomu çevreleyen elektron bulutunda, gama ışınının ise atomun çekirdeğinde meydana gelmesidir(Togay 2002).

İyonlaştırıcı Olmayan (noniyonize) radyasyon: etkileşime girdiği maddede iyonlar oluşturmayan radyasyondur. Radyo dalgaları, mikro dalgalar, kızıl ve mor ötesi ışık ve görünür ışık bu tip radyasyon örnekleridir (Şekil 1.2) (Togay 2002; İnce 2002).



Şekil 1.2. Elektromanyetik spektrum

1.2. X-Işınları

1.2.1. X ışınlarının bulunuşu ve tarihçesi

Yakın tarihimizde tıbbi görüntüleme çeşitlerinin esasını gerçekleştiren ve tıbbi bilimlerde yepyeni bir dönem başlatan X-ışınları; 1895 senesinde Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen'in çalışmaları sonucu ortaya çıkmıştır. W.C. Röntgen 1845 senesinde Almanya'da Köln eyaleti civarlarındaki Remscheid'te hayata gözlerini açmıştır. Yirmi yaşına bastığında Zürih'teki Eldgenösische Teknik Yüksek Okulun'da eğitim hayatına devam etme hakkını kazanmış ve bu okulda termodinamiğin temellerini oluşturmuş olan Clausius ve Prof. Kundt'dan fizik eğitimleri almıştır. 1868 senesinde eğitimine devam ettiği teknik okuldan Makine Mühendisliği diplomasını almaya hak kazanan Röntgen, 1874 yılında Strasbourg Kalser Wilhelm Üniversitesi'ne başlayarak Doçent, 1879'da ise Glessen Hessian Üniversitesi'ne tayin edilerek Fizik Profesörü olmayı hak etmiştir. 1888 senesinde Würzburg Üniversitesi'ne başlayan Röntgen, X-ışınlarını 8 Kasım 1895 yılında bu Üniversitede araştırmalarını sürdürürken keşfetmiştir(Cullity, 1996).

O günlerde Röntgen; bir Crooks tüpünü indüksiyon bobinine monte ettikten sonra tüpten yüksek gerilimli bir elektrik akımı geçirince, tüpten uzak bir mesafede sabit bekletilen cam bir kavanoz içerisindeki baryum içeren platin-siyanür kristallerinde bazı parıldamaların meydana geldiğini fark etmiş; bu tür parıldamalara sebep olan ışınlara, o zamana kadar keşfedilmemiş olması sebebiyle "X-Işınları" ismini vermiştir. Tüpten yüksek gerilimli akım geçtiği zaman karşıdaki görüntüde pırıltılar meydana getiren ışınların farklı nesneleri, değişik seviyelerde geçebildiği, kurşun plakalar ile ise de

durdurulduğunu gözlemleyen Röntgen, kendi elleriyle tuttuğu kurşun levhaların ekrandaki silüetini incelerken kendi parmaklarının kemiklerinin silüetlerini de görmüştür. Bu hadise sonrasında, içerisinde fotoğraf plağı olan bir kasetin üst kısmına eşinin elini koymasını sağlayarak parmak kemiklerinin ve takmış olduğu yüzüğün görüntüsünü alabilmiştir. Röntgen bu metotla sağladığı görüntüleri ilk defa 28 Aralık 1895 tarihinde Würtzburg Fiziksel Tıp Derneği'nin bir toplantısında sunarak, bu icadıyla birlikte aynı sene içerisinde günümüzdekiler ile karşılaştırılmayacak derecede basit ilk röntgen cihazları üretilmeye başlanmıştır (Cullity, 1996; Anonim, 2015).

Hago ile Wind 1899'da bir X-ışını huzmesini dar bir yarık içerisinden geçmesini sağlamışlar, böylelikle bir difraksiyon deseni oluşturmayı başarmışlar ama gözlemlenen desen çok ufak olduğundan dolayı kabul görmemiştir. X-ışınlarının dalgalı bir yapı olduğu ise 1912 yılında Laue'nin kristallerdeki difraksiyon deneyleri ile ortaya çıkmıştır. Barkla deneyi ile ise X- ışınlarının polarize bir duruma getirilerek, bu X-ışınlarının aynı ışık ışınları gibi enine dalgalar olduğunu ortaya çıkarmıştır. Barkla yapmış olduğu bu deneyler ile, katı nesnelerden geniş açı altında saçılan ve yayılan X-ışınlarının iki değişik dalga boyu taşıdığını fark etmiştir. Bunlardan birincisi, gelen elektromanyetik dalganın frekansı ile eşit frekansta diğeri ise değişik bir frekanstadır. Klasik elektromanyetik dalgalar teorisi sayesinde birinci dalga boyu ifade edilebilmektedir: Gelen elektromanyetik dalganın sahip olduğu elektrik alanı, atomlar ile bağlı olan elektronları kendi frekansı ile sürer. Salınım hareketi yapmakta olan bahsetmekte olduğumuz elektronlar, her yönde benzer frekansta elektromanyetik dalgalar yayımlarlar. Yayımlanan bu elektromanyetik dalgalar ulaşan elektromanyetik dalgalar ile eşit frekanslıdır. Bu zaman zarfında elektronlar ise atomlardan ayrılmaz, atomun hali geçici olarak bozulur. Bu tür bir saçılmayı ise atomlara sıkı sıkıya bağlı olan elektronlar yaparlar. Bakla'nın deneyinde gözlemlenen bir diğer dalga boylu saçılan elektromanyetik dalgalar ise sadece Compton' un hipotezi ile ifade edilebilmiştir.

1901 senesinde ilk defa takdim edilen Nobel Fizik Ödülünü de almaya hak kazanan W.C. Röntgen 1923 senesinde 78 yaşındayken hayata gözlerini yummuştur. Röntgen'in X-ışınlarını buluşu, bilim dünyasında çok geniş yankılar uyandırırken yeni gelişmelerin de önünü açmıştır. Bu keşiften oldukça az bir süre sonra H.A. Becquerel X-ışınları ile alakalı çalışmalar yaparken uranyumun radyoaktivitesini, Marie Sklodowska Curie ve kocası Pierre Curie ise radyum elementini bularak "Radyoloji" isminde yeni bir bilim dalının oluşumunu başlatmışlardır (Anonim, 2015).

1.2.2. X-ışınları ve özellikleri

X-ışınları yüksek enerjili elektronların hızlarının düşürülmesi ya da atomların iç orbitallerindeki elektron geçişleriyle ortaya çıkan dalga boyları 0.1-100 Å aralığında değişiklik gösteren elektromanyetik dalgalar olarak bilinirler. Dalga boyları daha az, giricilik seviyeleri daha fazla olan X-ışınları "sert X-ışını", dalga boyları daha fazla, giricilik seviyeleri daha az olan X-ışınları "yumuşak X-ışını" olarak da bilinirler. Minerallerin biçimlerini ve iç yapılarını araştıran bir bilim olan "Kristalografi'de" 0.5-2.5 Å (yumuşak), radyolojide 0.5-1 Å (sert) dalga boylarındaki X-ışınlarından faydalanılır. X-ışınları frekansı görünür ışık frekansından yaklaşık 1000 defa daha fazladır ve X-ışını fotonu (parçacığı) görünür ışık fotonuna göre çok daha fazla enerji içerir. Bu durumda bu ışınların karakterize edilebilmesini sağlayan iki özellik kısa dalga boylu olmaları ve daha yüksek bir enerji içermeleridir (Anonim, 2015).

X-ışınları aynı zamanda hem dalga hem de parçacık gibi davranırlar. Bu nedenle çift karakterlidirler. Fotoelektrik olay, Compton saçılması (inkoherent saçılma), gazların iyonizasyonu ve sintilasyon tanecik özellikleri; hız, polarizasyon ve Rayleigh saçılması (koherent saçılma) birer dalga özelliğidir. Parçacık özelliği gösteren elektromanyetik ışınıma ise foton denilir (Cullity, 1996; Anonim, 2015).

1.2.3. X-ışınlarının optik özellikleri

X-ışınları için optik geometri çok basit bir durum ifade eder, çünkü bu ışınlar homojen veya homojen olmayan ortamlarda sürekli olarak ışığın boşluktaki hızına çok yakın bir hızla hareket ederler. Bu ışınların karşılaştığı kırılma ihmal edilebilecek kadar düşüktür. Bu durumda X-ışınlarını mercekler vasıtasıyla merkezlemek imkânsızdır. Buna rağmen X-ışınlarını tam yansımaya uğratma olanaklarından faydalanılarak bir X- ışınları mikroskobu oluşturulabilmiştir. Fakat, bu aygıtın kullanılışı oldukça güçtür. Tam yansıma, X-ışınlarının oldukça yatay bir açıyla parlak yüzeyler üzerine yansıtılmasıyla elde edilir. Bu sebeple kullanılan aynaların meridyen kesitleri elips biçimindedir.

Standart ışınlar gibi X-ışınları da polarizasyona uğrarlar. Birbirine dik iki polarizörden geçen bir X-ışını demeti tam olarak sönümlenebilir. X-ışınlarının maddeyi geçişi polarize ışığın titreşim düzlemi üzerine tesir etmez (Anonim, 2015).

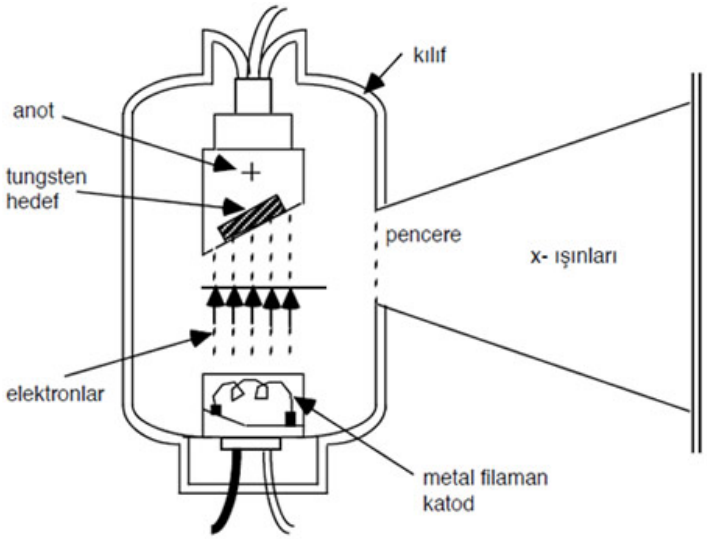
1.2.4. X-ışınlarının oluşumu

X-ışınları, doğal X-ışınları ve yapay X-ışınları olmak üzere iki şekilde oluşur;

1. Doğal X-Işınları: Atom çekirdeği tarafından K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu olaylarıyla oluşur. Bir atoma dışarıdan gelen veya gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk seviyelerinden elektronlar kopmasını sağlarlar. Atomdan ayrılan bu elektronun yerine daha yüksek seviyelerden (üst halkalardan) elektronlar geçerek kopan elektronun yerindeki boşluğa geçerler. Çekirdek içerisinde olan protonlardan bir tanesi hareketi sırasında atomun ilk yörüngesindeki elektronu yakalar ve nötrleşir. Yakalanan bu elektronun yörüngesindeki boşalan yere diğer bir yörüngeden bir elektronun geçmesiyle X-ışını ortaya çıkar (Anonim, 2015).

2. Yapay X-Işınları: Maddenin; elektron, proton, parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış, parçacıklarla etkileşmesinden ya da X-ışını tüpünden veya başka bir radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden oluşur. Maddenin, fotonlarla etkileşerek karakteristik (çizgi) X-ışınları, yüklü parçacıklarla etkileşerek hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları oluşur.

X-Işını Tüpü: X-ışını tüpü yüksek voltajlı bir katot ışını tüpüdür. Tüp yüksek vakumda havası boşaltılmış, cam bir kılıftan oluşmuştur. Bir ucunda anot (pozitif elektrot), diğer ucunda katot (negatif elektrot) bulunur ve bunların her ikisi de lehimle sıkıca mühürlenmiştir. Katot, ısıtıldığında elektron salan tungsten materyalinden yapılmış, bir flamandır. Anot, kalın bir çubuk ve bu çubuğun sonundaki metal hedeften oluşur. Anot ve katot arasına yüksek voltaj uygulandığında katot flamanda elektron yayınlanır. Bu elektronlar yüksek gerilim altında anoda doğru hızlandırılır ve hedefe çarpmadan önce yüksek hızlara ulaşır. Yüksek hızlı elektronlar metal hedefe çarptıklarında enerjilerini aktararak bir foton yayınlanır. Oluşan X-ışını demeti cam zarfın içindeki ince cam pencereden geçer. Bazı tüplerde tek dalga boylu X-ışını elde etmek için filtre kullanılır.



Şekil 1.3. X-ışını tüpü (Anonim, 2015)

Hareketli bir elektronun kinetik enerjisi bulunur. Yüksek hızlı bir elektron tungstene çarptığında bir tungsten atomu ile çarpışır. Elektron tamamen durana kadar birçok atomla çarpışmak durumunda kalabilir. Elektronun durdurulması sırasında kaybedilen kinetik enerjinin yüzde biri veya daha az kısmı X-ışını ışımasına, geri kalanı ise ısı enerjisine dönüşmüş olur.

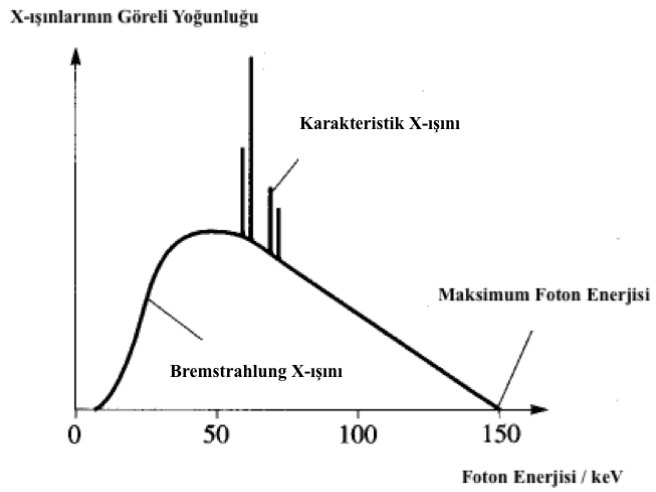
Vakum lambasındaki (X-ışını tüpündeki) hedefin elektronlarla bombardımana tutulması sonucu meydana gelen X-ışınlarının maddenin içine isleyebilme gücüne "sertlik" denilir. Bu ışınların sertliği başlıca iki şey ile alakalıdır. Bunlardan birincisi, lambadaki havanın ya da gazın ne kadar azaltılmış olduğudur. Lambada kalan gaz moleküllerinin miktarı ne kadar az ise, bu moleküllerle çarpışarak hedeften sapan elektronların sayısı da o kadar azdır. İkinci etken tüpe uygulanan gerilimin şiddeti, yani elektrik basıncıdır. Gerilim ne kadar fazlaysa, hedefe çarpan elektron akımının darbe etkisi de o ölçüde fazla olur (Anonim, 2015).

Günümüzde kullanılan X-ışını lambalarının çoğu Coolidge lambasıdır. Bu lamba türünü ABD'li bilim adamı William David Coolidge (1873-1975) üretmiştir. Son derece yüksek bir vakum düzeyi olan bu lambalarda elektronlar, radyo lambalarındaki gibi sıcak bir filamandan (ince bir telden) saçılır. Katottan saçılan ve 1 milyon volta kadar ulaşabilen yüksek bir gerilimle hızlandırılan elektronlar tungstenden meydana gelmiş ağır bir çubuğa çarptırılır. Tungsten, elektron bombardımanının sebep olduğu yüksek sıcaklıklara erimeden dayanıklılık gösterebilir. Tungsten çubuğun filamana yakın olan ucu belirli bir eğimle kesilmiştir; bu uca hedef denilebilir. Hedeften X ışınları saçılır, ama lamba belirli

bir açıklık dışında kalın bir kurşun tabakayla sıvanmış olduğundan X-ışınları sadece bu açıklıktan dışarı çıkar, bu yüzden de bir demet halinde ilerler. Etkileşme şekline göre 2 tür X-ışını meydana gelir.

a) Sürekli (Frenleme) X-Işınları: Elektron demeti, hedef atomun çekirdeğine yaklaştığında, çekirdeğin pozitif yükü sebebiyle oluşan elektrik alandan etkilenir ve ivmeli bir hareket yaparak dışarıya fotonlar yayınlar. Sürekli bir enerji spektrumuna sahip olan bu fotonlara sürekli X-ışınları, bu olaya da bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu denilir (Şekil 1.4).

b) Karakteristik X-Işınları: Hedef atom üzerine yönlendirilen elektronların, hedef atomun enerji seviyelerindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst yörüngelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozunduğunda dışarıya foton yayılır. Enerjileri, yörüngeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik X-ışınları denilir (Anonim, 2015).

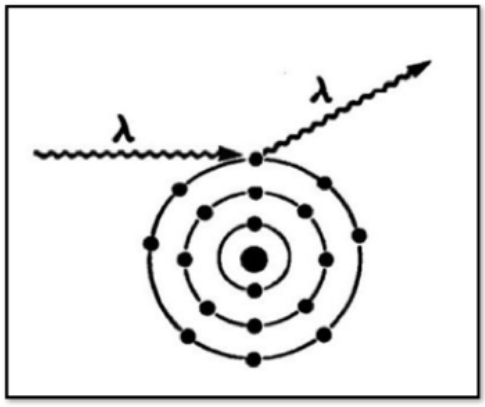


Şekil 1.4. Bremsstrahlung ve karakteristik X-ışınlarının enerjiye bağlı olarak ortaya çıkmasını göstermektedir (Anonim, 2015)

1.3. Foton Etkileşimleri

Fotonların bir ortam ile etkileşebildiği dört ana süreç vardır: Rayleigh (koherent) saçılması, Fotoelektrik etki; Compton (incohorent) saçılması ve çift oluşum.

- **Rayleigh (koherent) saçılması:** gelen bir foton bir yörünge elektronu ile etkileşir, bu olay ile foton aynı enerjiye sahip ancak farklı bir doğrultuda dağınık bir foton üretir (Şekil 1.5). Bu işlem ortam içinde enerji biriktirmez ve bu tip bir etkileşimin olasılığı 100keV'den daha büyük enerjiler için ihmal edilebilir.

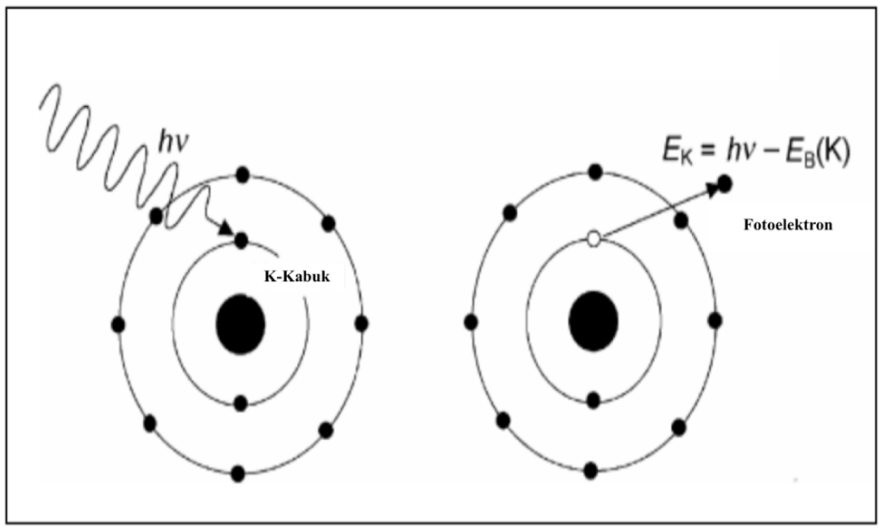


Şekil 1.5. Rayleigh(Koherent) saçılmasında gelen foton elektronları titreştirerek yoluna devam eder

- **Foto-elektrik etki:** Gelen bir foton sıkı bir şekilde bağlı olan orbital elektron ile etkileşir. Gelen fotonun enerjisi, elektronun bağlanma enerjisinden büyük veya eşittir. Foton soğrulur ve foto elektron, fotonun bağlanma enerjisine eşit olan bir kinetik enerji ile dışarı atılır (Şekil 1.6). Bu işlemin meydana gelme olasılığı, gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisini aştığında en yüksektir.

$$E_K = h\nu - E_B \quad (1.1)$$

  - h: Planck sabiti [J·s]
  - ν: Foton frekansı [s^{-1}]
  - E_K: Fotoelektronun kinetik enerjisi [J]
  - E_B: Orbital elektronun bağlanma enerjisi [J]



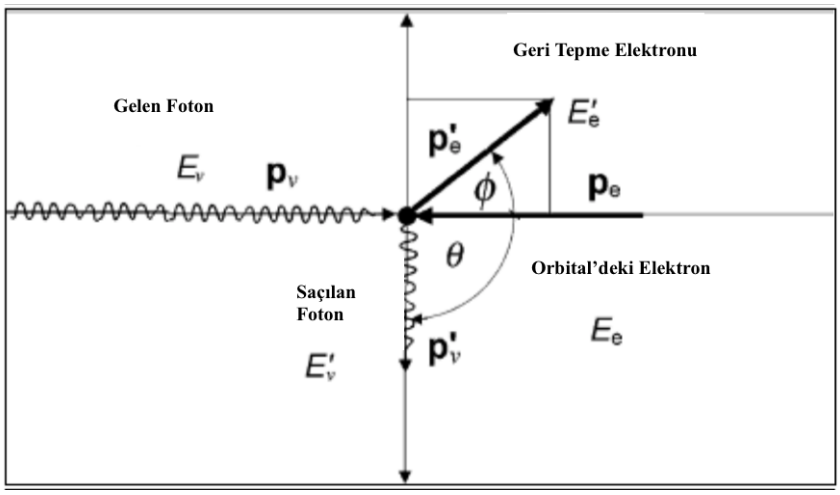
Şekil 1.6. Fotoelektrik olayda gelen foton soğrulur ve fotonun bağlanma enerjisine eşit bir kinetik enerji fotoelektron dışarı atılır (Podgoršak, 2014)

- **Compton Saçılması:** gelen bir foton, bağlanma enerjisi foton enerjisinden çok daha az olan bir orbital elektron ile etkileşir. Foton, enerjisinin bir kısmını atomdan φ açılı 'geri tepme elektronuna ' kaybeder ve foton, orijinal yönünden θ açısı boyunca dağılır (Şekil 1.7). Saçılan foton ve geri tepme elektronunun enerjileri, aşağıdaki denklemlerle enerji ve momentumun korunmasıyla ilgilidir.

$$E_V + E_e = E_V' + E_e \text{ '- Enerjinin Compton Korunması} \quad (1.2)$$

$$\lambda' - \lambda = h/m_e c\,(1-\cos\theta) \text{ - Compton Saçılması} \quad (1.3)$$

- E_λ: Foton enerjisi [J]
- E_e: Başlangıç elektron enerjisi [J]
- Eν: Saçılan foton enerjisi [J]
- E_e': Saçılan elektron enerjisi [J]
- λ: Fotonun dalgaboyu [m]
- λ': Saçılan fotonun dalgaboyu [m]
- h: Planck sabiti [J·s]
- m_e: Elektronun kütlesi [kg]
- c: Işık hızı [$m.s^{-1}$]
- θ: Fotonun saçılma açısı [radian]



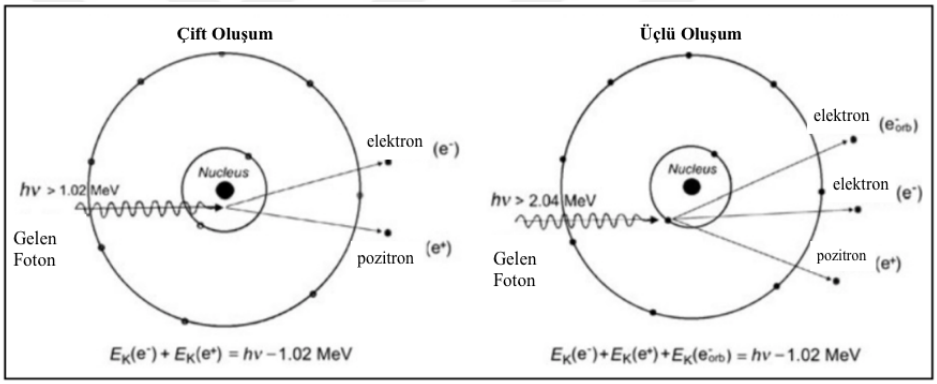
Şekil 1.7. Compton olayında gelen foton enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili bir foton olarak başka yönde gider (Podgoršak, 2014)

- **Çift ve Üçlü Oluşum**: gelen bir foton nükleer Coulomb alanı ile etkileşir, kaybolur ve bir elektron-pozitron çifti ile değiştirilir. Bu etkileşim için gerekli olan minimum foton enerjisi, $2m_ec^2 = 1.02$ MeV elektron-pozitron çiftinin geri kalan kütle enerjisidir. Triplet üretimi, atomdan dışarı atılan ve elektron-pozitron çifti ile gelen fotonun enerjisini paylaşan bir orbital elektron alanında meydana gelmesidir (Şekil 1.8). Triplet üretim için enerji eşiği $4m_ec^2$=2.04MeV.

$$E_K(e^+)+E_K(e^-)=h\nu - 1.02MeV \text{ - Çift Oluşum} \quad (1.4)$$

$$E_K(e^+)+E_K(e^-)+E_K(e^-_{orb}) = h\nu - 1.02MeV \text{ - Triplet Oluşum} \quad (1.5)$$

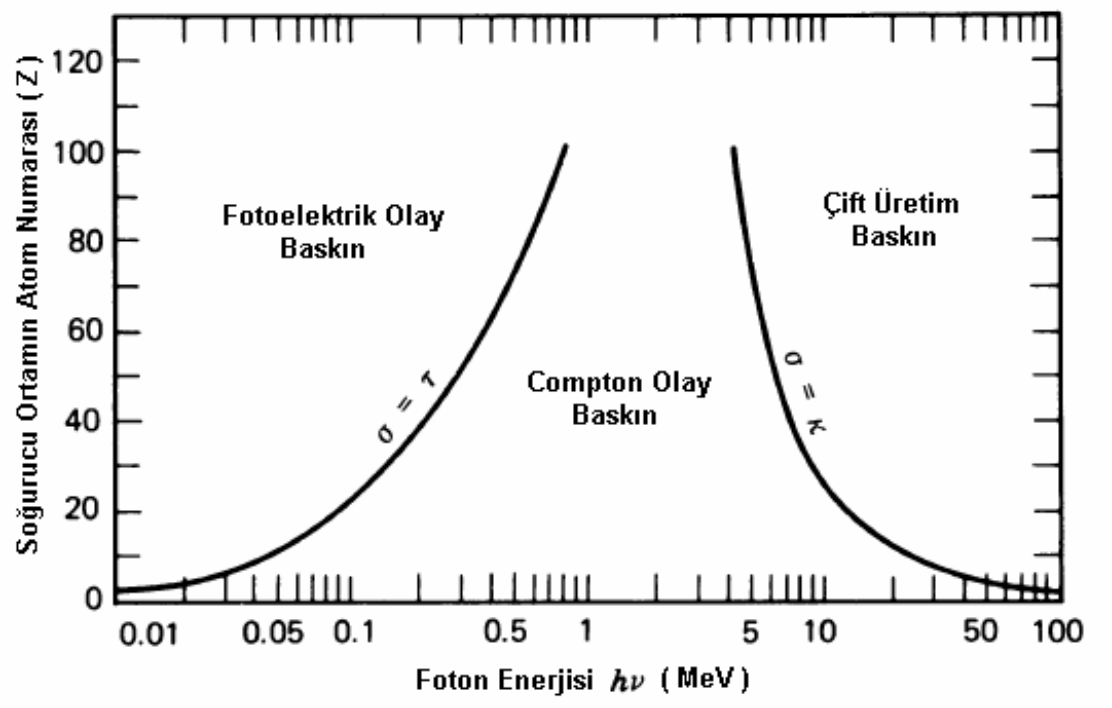
- h: Planck sabiti [MeV·s]
- ν: Saçılan foton frekansı [s^{-1}]
- E_K: Pozitron enerjisi (e^+) ya da elektronun enerjisi (e^-) [MeV]



Şekil 1.8. Enerjisi yüksek olan fotonların çekirdeğin güçlü elektrik alanına girdiğinde görülen çift ve üçlü oluşum (Podgoršak, 2014)

Genel olarak, fotoelektrik etki düşük enerjilerde baskındır, Compton saçılımı orta enerjilere baskındır ve çift / üçlü üretim yüksek enerjilerde egemendir (Şekil 1.9). İnsan vücudunun çoğu radyolojik olarak suya yakın olduğundan (Efektif atom numarası Zeff-7), Compton saçılımı tüm ya da en fazla foton enerjisinin 10 MeV'in altında olduğu radyoterapi tedavileri için baskındır. Bu enerjilerde fotoelektrik etkinin yarattığı atomik kabuklardaki boşluklar, Compton saçılımı ve üçlü üretimi çoğunlukla iç enerji seviyelerinde gerçekleşir. Bu boşluklar, daha yüksek kabuklardaki elektronlarla doldurulur, bu da karakteristik X-ışınları veya Auger elektronları yoluyla enerjinin serbest bırakılmasıyla sonuçlanır. Auger elektronları, orbital geçişten enerji salınımı ile dışarı atılan dış kabuk elektronlarıdır ve bunların kinetik enerjisi, bağlanma enerjisinin eksi geçişine eşittir. Atomlardan çıkan elektronlar ikincil elektronlar olarak bilinir ve

hastanın başka bir yerinde enerji depolamaya devam eder. Çift ve triplet üretiminden elde edilen pozitronlar hemen hemen yok olduklarında serbest bir elektronla karşılaşırlar, ters yönde yayılan iki adet 0.511 MeV foton üretirler. Bu anhilasyon fotonları ve yörünge geçişlerinden gelen karakteristik X-ışınları devam eder ve ortam içinde daha fazla etkileşime girer.



Şekil 1.9. Fotonların enerjilerine göre baskın olduğu kısımlar gösterilmektedir (Podgoršak, 2005)

Radyasyon etkileşimi, doğası gereği istatistikidir ve her etkileşim süreci, belirli bir foton enerjisi hν ve ortamın atom numarası Z için olayın meydana gelme olasılığını gösteren bir ilişkili etkileşim katsayısına sahiptir. Toplam etkileşim katsayısı μ, bu işlemlerin dördünün katsayılarının toplamıdır. Monoenerjik bir ince foton demeti bir ortamdan geçerken, demetten saçılan ya da soğrulan foton etkileşmelerinden dolayı zayıflama exponansiyel olarak devam eder.

Aşağıda denklemde (1.6) homojen bir ortam için bu süreci tanımlar ve X-ışını görüntüleri, bir hastanın içinden geçen fotonların yoğunluğunun ölçülmesiyle üretildiğinden temel radyografi teorisinde sıklıkla kullanılır.

$$I(x)=I(0)e^{-\mu(h\nu,Z)x} \tag{1.6}$$

- I: Demetin şiddeti [isteğe bağlı birim]

- x: Zayıflatıcıya olan uzaklık [cm]
- μ: Toplam lineer etkileşim katsayısı [cm^{-1}]

Yoğunluğa göre dozimetri için daha yararlı bir miktar, bir ortamdaki fotonlar veya elektronlar gibi belirli bir konumu çaprazlayan parçacıkların yoğunluğunu ölçmek için kullanılan parçacıkların akıcılığıdır. Enine kesit alanı (dA) içinden geçen parçacıkların (dN) sayısı olarak tanımlanır ve tipik olarak [cm^{-2}] biriminde ifade edilir:

$$\Phi=dN/dA\text{-Akı} \tag{1.7}$$

Yakın ilişkili bir miktar, birincil fotonların [$J \cdot m^{-2}$] birimindeki enerji akısıdır:

$$\Psi=\Phi_p E\text{-Enerji Akısı} \tag{1.8}$$

- E: Monoenerjik fotonların enerjisi [J]
- Φ_p: Fotonların Akısı [m^{-2}]

Foton enerji akısı, TERMA'yı hesaplamak için kütle zayıflama katsayısı μ/ρ ile kullanılabilir. TERMA, birim kütle başına birincil enerjinin, aşağıdaki noktadaki bir yoğunluk ρ ile etkileşime giren bir ışınım alanı tarafından yayılan toplam enerjisidir:

$$T(r)=\mu/p(r)\ \Psi(r)\text{-TERMA} \tag{1.9}$$

- μ/p: r noktasındaki kütle azalım katsayısı [$m^{2} \cdot kg^{-1}$]
- Ψ(r): r noktasındaki enerji akısı [$J.m^{-2}$]
- T(r): r noktasında TERMA [$J.kg^{-1}$]

Daha önce de belirtildiği gibi, birincil foton etkileşimlerinden (TERMA) salınan enerjinin tamamı depolanamamaktadır, birçoğu etkileşim noktasından ikincil elektronlar, saçılan fotonlar, bremsstrahlung fotonları ve karakteristik X-ışınları yoluyla taşınmaktadır. Bu enerjinin daha sonra yayılmasını doz kernelleri ile açıklamak gerekir. Bu konu 1.5.1. doz hesaplamaları kısmında ayrıntılı anlatılacaktır.

1.4. Radyasyonun Tanı ve Tedavide Kullanılması

Radyoterapinin ilk zamanlarında, onkologlar bir hastanın organlarının konumunu tahmin etmek için, tomografik atlaslara ve de kelimenin tam anlamıyla dilimler halinde kesilmiş bir kişinin fotoğraflarıyla dolu kitaplara bağlıydı. Bugün, hemen hemen her radyoterapi hastasının tedavisi, vücutlarını üç boyutlu taramak suretiyle planlanıyor ve tedavileri kendi anatomilerine göre düzenleniyor. Temel projeksiyon radyografisinden üç boyutlu görüntüleme tekniklerine geçiş sürecinde; radyoloji, matematik ve bilgisayar teknolojisi alanlarında yaklaşık 80 yıllık sıkı bir araştırma ve ilerleme gerektirmiştir. Projeksiyon radyografisi, dünyanın dört bir yanındaki bilim adamları ve tıp pratisyenleri tarafından keşfedilmesinden hemen sonra kabul edilmesine rağmen, yansıtılan iki boyutlu görüntülerde bazı kısıtlamalar hızla ortaya çıktı (Cierniak, 2011). Yansıtılan görüntülerde üst üste binen yapıların çözülmesi için radyologlar ve mühendisler sayısız yaklaşımda bulundular. X-ışınları keşfedildikten kısa bir süre sonra, E. Thompson iki ofset radyografi çekerek ve de onları bir stereoskoptan izleyerek X-ışını görüntülerini derinlik perspektifli olarak üretmeye çalıştı. 1915'te radyologlar, görüntülenen radyasyon kaynağı, filmi ve nesnesinin hareketini denemeye başladılar. Bu işlem, üç gölgeli üst üste binen yapılardaki istenmeyen gölgeleri bulanıklaştırdı. Tek gölgesiz nesnenin içindeki iki boyutlu bir görüntüleme düzleminde bulunan ve filme paralel olan yapılardan oluşan bir görüntü üretti. Bu uygulamanın varyasyonları dört ayrı ülkede en az sekiz farklı araştırmacı tarafından bağımsız olarak "keşfedilmiş" ve de 1929'da beş kez patent alınmış (Gagliardi, 1975). 'Vücut bölümü radyografisi', 'tomografi', 'stratigrafi', 'planigrafi' ve 'laminografi' gibi farklı isimlerden oluşan bir ürün yelpazesi oluşmuş. 1962'ye kadar ICRU tomografi üzerine kurulu beş üyeli bir komite atadı (Gagliardi, 1975). Bölgesel görüntüyü elde etmek için film kullanılan bu analog işlem artık "konvansiyonel tomografi" olarak bilinmektedir.

Gerçek üç boyutlu görüntüleme; konvansiyonel radyografi ilkelerinin çoğuna dayanacak, ancak gerçek olabilmesi için diğer alanlardan inovasyon gerektirecektir. Matematik alanı, bir üç boyutlu projeksiyon serisinden üç boyutlu bir nesneyi yeniden oluşturmak için teorik temeli oluşturur. "Radon dönüşümü", 1917'de, bir fonksiyonun sonsuz sayıda öngörüsünden üretilebileceğini belirten Avusturyalı Matematikçi Johann Radon tarafından icat edildi (Radon, 1986). 1937'de Polonyalı matematikçi Stefan Kaczmarz, bir lineer denklem sistemine yaklaşık bir çözüm bulmak için metodunu ayrıntılandıran bir makale yayınlamış (Kaczmarz 1993). Bu iki gelişme, üç boyutlu

görüntü rekonstrüksiyonu için teorik bir temel sağlasa da bir insanın gerekli hesaplamaları yapması, klinik kullanım için engelleyici oldu. İhtiyaç duyulan şey, süreci hızlandırabilecek bir hesaplama makinesiydi, bugün hayatımızın her alanına nüfuz eden cihazdı, yani bilgisayar. Yaygın olarak modern bilgisayar biliminin babası olarak kabul edilen Alan Turing, 1937'de bir yayında tanımladığı böyle bir cihazı öngören ilk kişidir (Turing, 1937). Şimdi hem tomografik görüntü rekonstrüksiyonu için matematik model hem de hızlıca hesaplamaları yapabilen bilgisayarlarla, sahne diagnostik görüntülemenin bir sonraki evrim aşaması için ayarlandı.

1956'da Güney Afrikalı fizikçi Allan Cormack, Harvard Üniversitesi'nde (3) X-ışını görüntü rekonstrüksiyonu üzerine çalışmaya başladı. 1963'te sorunu teorik olarak çözdü ve çalışmalarını deneysel olarak doğruladı. Sonuçlarını Uygulamalı fizik dergisi'nde yayımladı (Cierniak, 2011; Cormack, 1963). Teorik bir fizikçi olan Cormack, sorunun kendisiyle tıptaki uygulamalarından daha fazla ilgilendi. İngiliz mühendis Godfrey Hounsfield, EMI Merkezi Araştırma Laboratuvarlarında ilk klinik bilgisayarlı tomografi tarayıcısını geliştiren kişidir (Cierniak, 2011). Çalışmalarına 1967'de başlayan Hounsfield'ın ilk cihazı, görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli bilgileri toplamak için dokuz güne kadar uzun soğurulma gerektiren düşük çıkışlı bir Americium gamma ışını kaynağını kullandı (Cierniak, 2011). Gerekli veriler yaklaşık 28 bin ölçümden oluşuyordu ve rekonstrüksiyon yaklaşık iki buçuk saat sürdü (Cierniak, 2011). Bu işlem, görüntülenen dilimdeki beyin dokularındaki farklılıkları görselleştirmek için yeterli kontrastlı 80x80 piksel görüntü üretti. Hounsfield 1968'de cihazına patent aldı ve 1971'de İngiltere'deki Wimbledon'daki Atkinson Morley Hastanesi'nde kurulacak olan EMI Mark I tarayıcısını geliştirdi (Cierniak, 2011; Beckmann, 2006). Mark I, 5 dakikadan daha kısa bir tarama süresi ve 20 saniyelik bir rekonstrüksiyon süresi ile aynı çözünürlük görüntüsünü önemli ölçüde, daha hızlı üretebiliyordu. Bu hız artışı, matematikçilerden gelen bir başka katkının sonucudur, cebirsel rekonstrüksiyon tekniği, bir yıl önce New York eyalet Üniversitesi'nde geliştirildi (Gordon, 1970). Bu BT tarayıcıyı klinik kullanım için çok daha pratik hale getirdi ve 1971 Ekim'inde ilk klinik hastada cihaz kullanılarak tarandı (Cierniak, 2011). 1973'ün sonunda, ilk ticari BT tarayıcı, EMI BT 1000 piyasaya sürüldü. Bir sonraki cihazda BT 1000 tarayıcı, sadece 20 saniyede 320x320 piksel görüntü alabiliyordu (Cierniak, 2011). Bilgisayarlı tomografi tarayıcısının icadı, belki de yalnızca yüzyılın başında X-ışınlarının keşfedilmesiyle önem kazanmış olan radyoterapinin (ve tanısal görüntülemenin) evriminde bir başka dönüm noktasını temsil eder.

BT tarayıcı, modern radyoterapinin gelişimi için gerekli olan üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesinin temelini oluşturan tıpta yeniden devrim yaratacaktır. Bilgisayar destekli tomografinin gelişimine katkılarından dolayı Hounsfield ve Cormack, 1979'da Nobel Tıp Ödülü'nü paylaştı ve bu ödülle onurlandırılan ilk tıbbi olarak eğitilmemiş araştırmacı oldular (Media 1979). Klinik BT tarayıcısının icat edilmesi, diagnostik görüntülemede teknolojik gelişme açığını doğurdu. Çünkü dünyanın dört bir yanındaki şirketler bu yeni pazarı mümkün olduğunca yakalamak için yarışmak zorunda kaldılar. Yakında BT tarayıcılar, gerçekten üç boyutlu bir hacmi yeniden yapılandırmak için birkaç bitişik dilim görüntüleyebilir. Bu, hastaya özel doz hesaplamaları sağlamak için BT tarayıcı tarafından sağlanan radyolojik bilgilerden faydalanan radyoterapi tedavileri için 3D tedavi planlama sistemlerinin (TPS) oluşturulmasını sağlamıştır.

BT tarayıcıları vücutta ne kadar radyasyon soğrulduğunu tespit ederek görüntüler ürettiğinden, doğal olarak radyoterapi dozu hesaplamaları için gereken elektron yoğunluğu bilgisini sağlar. Günümüzde BT tarayıcıları, hemen hemen her modern kanser hastanesinde radyoterapi tedavilerinin başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır. BT tarayıcı için teknoloji ve teorik tabanlı, enjekte edilen radyonüklidlerden radyasyon tespit eden PET / SPECT tarayıcı ve vücut içindeki moleküllerin manyetik tepkisini tespit eden manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi diğer 3D görüntüleme tekniklerine de adapte edildi. Bu teknolojilerle birlikte, tıpta daha önce sadece bilim kurgu olarak hayal ettikleri güç ve hassasiyetin teşhis araçlarını kullanarak, devrim yarattılar. Tarihin bu zamanlarında, tanısal görüntüleme ve radyoterapi arasındaki doğal sinerjiyi görmeye başladık. Yeni görüntüleme yöntemlerinin sağladığı tümör büyüklüğü, şekli ve yeri hakkında giderek daha hassas bilgi birikimi, birçok daha ileri tedavi tekniklerinin geliştirilmesine ve modern radyoterapi çağında daha fazla kullanılmasına yol açacaktır.

1.5. Radyoterapi ve Radyocerrahi

Radyasyon tedavisi kötü huylu ve iyi huylu tümörlerin ve bazı hastalıkların tedavisinde kullanılan bir tekniktir. Radyasyon tedavisinin amacı tanımlanmış hedef hacme belirli bir radyasyon dozunu vermek ve bu esnada tümörü çevreleyen sağlıklı dokuyu korumaktır. Bu sayede tümörün eradikasyonu sağlanırken hastanın hayat kalitesi arttırılır ve sağkalımı iyileştirilir. Radyasyon tedavisi esnasında klinik hedef hacim; tümörün tamamı ile bölgesel yayılabileceği ve 20ikroskobik hastalığın var olduğu düşünülen bölgeyi içerir. Normal dokudaki subletal hasarın onarılmasına olanak vermek için toplam doz fraksiyonasyon kullanılarak birkaç haftalık periyotta uygulanır. Stereotaktik radyocerrahi (kısaca radyocerrahi) ise özel bir eksternal radyasyon tedavi çeşididir. Kelime olarak "stereotaktik" in anlamı bir hedefe görüntüler eşliğinde üç boyutta ulaşabilmektir. İlk olarak 1951'de Leksell tarafında tanımlanmıştır (Oysul, 2019).

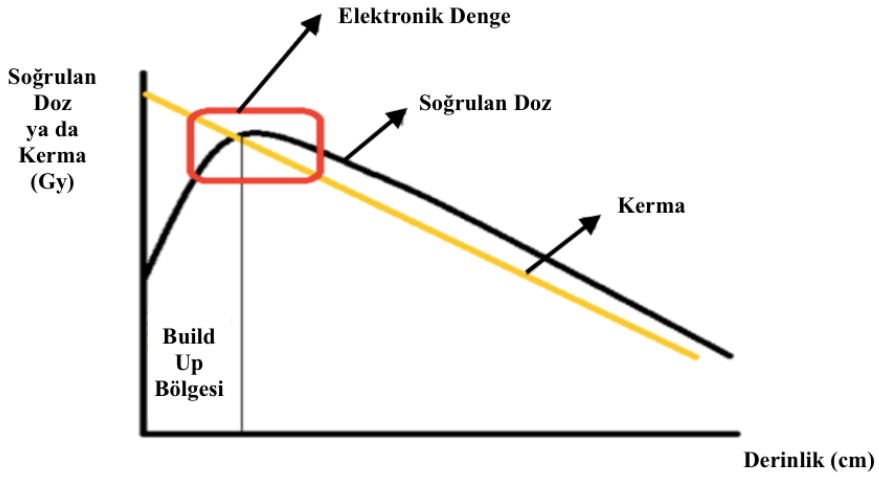
Stereotaktik radyocerrahide klinik hedef hacim tümörün kendisidir ve sınırlı bir hedef doku tek fraksiyonda yüksek dozla ışınlanır. Stereotaktik radyocerrahide yüksek ve tek doz tedavisi ışınlanan normal dokunun küçük olduğu ve hedeften uzaklaştıkça dozun hızla düştüğü durumlarda tolere edilebilir. Radyobiyolojik ve radyofiziksel çalışmalar maksimum büyüklüğün 3-4 cm olduğunda bu koşulun sağlanabileceğini ve radyocerrahi etkinin en yüksek olduğunu göstermiştir. Son on yıldaki çalışmalarda ise radyocerrahinin etkinlğinde ve olası yan etkilerinde hedefin çapından çok, hedefin hacminin belirleyici olduğu ortaya konmuştur. Leksell 1951 yılında X ışını tüpüyle bu tekniği ilk kez düşünüp uyguladığında amacı girişimsel olmayan bir yolla sinir yolunda bir destrüksiyona neden olarak, epilepsi ve parkinson hastalığı gibi nöropatolojilerin tedavisinde kullanmaktı. İlk olgusu trigeminal nevraljisi olan bir hastaydı. O günden bu yana kullanım alanı genişleyen stereotaktik radyocerrahinin endikasyonları tek ve yüksek doz radyasyona potansiyel cevabı olan, uygun büyüklükte ve radyografik yollarla tespit edilebilen intrakraniyal ve ekstrakraniyal lezyonların tümünü kapsamaktadır. Radyocerrahi tedavi başarısını neoplastik büyümenin durdurulması, vasküler malformasyonun obliterasyonu ve sinir yollarının selektif destrüksiyonu ile sağlamaktadır. Fonksiyonel stereotaktik radyocerrahi ağrıyı ortadan kaldırmak, tremoru veya bayılma sıklığını azaltmak için kullanılmaktadır. Dünyadaki en büyük tecrübe metastatik beyin tümörleri üzerinedir. Diğer endikasyonlar, uygulanma sıklığı sırası ile, AVM, meningiom, akustik noroma, hipofiz adenomları, glial tümörler ve trigeminal nevraljidir.

Bütün bu kafa içi lezyon tedavilerinin yanısıra son yıllarda vucudun diğer bölgelerinde de radyocerrahi kullanılmaya başlanmıştır. Etkinliği gösterilen tedavi endikasyonları içinde omurga, akciğer ve karaciğerin metastatik ve birincil tümörleri, pankreas ve prostat kanserleri sayılabilir. Tedavi oranları merkezlerin tecrübe ve ilgi alanlarına göre farklılık göstermektedir. Günümüzde stereotaktik radyocerrahi Co-60 gamma ışını, lineer akseleratörden elde edilen X ışını, proton ışını gibi farklı radyasyon tipleri ile uygulanmaktadır. En sık kullanılanlar X ışını tabanlı ve gamma ışını tabanlı stereotaktik radyocerrahi sistemleridir. Proton ışınını kullanan radyocerrahi sistemleri maliyetleri nedeni ile sınırlı sayıda merkezde kullanılmaktadır. Radyocerrahinin 3 ana hedefi vardır;

1. Tümörün(hedefin) üç boyutlu olarak tanımlanması.
2. Hedef dokuya patolojiye uygun yeterli dozda radyasyonun verilmesi.
3. Hedefi çevreleyen sağlıklı dokunun radyasyondan korunması(Oysul, 2019).

1.5.1. Doz Hesaplamaları

Radyoterapi tedavileri için doz hesaplamada iki ana yaklaşım vardır: düzeltmeye dayalı yöntemler ve model tabanlı yöntemler. Düzeltmeye dayalı yöntemlerle, su içinde ölçülen tablo verisi önce hastanın homojen olduğu varsayılarak hastadaki eşdeğer bir dozu hesaplamak için kullanılır ve daha sonra heterojenlikleri hesaba katan düzeltme faktörleri uygulanır. Düzeltmeye dayalı yöntemler, birçok klinik durumda makul bir doğruluk sağlar. Bununla birlikte doğruluk hem yanal hem de derinlik yönlerinde charge particle equilibrium (CPE) gibi çok iyi tanımlanmış koşullara bağlıdır ve heterojenite geometrisi göreceli olarak basittir. Bu nedenle, düzeltmeye dayalı yöntemler build-up bölgelerinde (Şekil 1.10) veya doku-akciğer arayüzleri gibi karmaşık hasta anatomileri için iyi çalışmaz.



Şekil 1.10. Kerma ve soğrulan dozun dengeye geldiği nokta

Model tabanlı doz hesaplama yöntemleri, radyasyonun taşınmasını daha açık bir şekilde modelleyerek karmaşık durumlarda gelişmiş doğruluk sağlar. Model tabanlı yöntemlerin büyük bir avantajı, dağınık fotonlar ve elektronlardan kaynaklanan enerjinin bir ortamda nasıl yayıldığını tanımlamalarıdır. Elektron taşınımını içerdikleri için CPE'nin olmadığı bölgelerde üstündürler. Convolution and superposition (Üst-üste bindirme) algoritmaları, doz biriktirme kernelleri kullanan modele dayalı yöntemlerdir. Bu kerneller, belirli bir bölgedeki enerji akışının bir hastanın veya fantomun her yerinde nasıl enerji depoladığını açıklar. Doz kernelleri, uzaysal olarak değişmeyen veya uzaysal olarak değişken olabilir. Uzaysal olarak değişmeyen kerneller sadece homojen ortamlar için kesinlikle uygulanabilir. Bu tür izotropik radyolojik koşullar altında, aynı uzaysal olarak değişmeyen kernel, enerjinin herhangi bir yerden yayılmasını tarif etmek için kullanılabilir. Uzaysal olarak değişken kerneller, heterojenlikler ortaya çıkar çıkmaz gerekli olur, çünkü sudaki belirli bir enerji akısı, dozu farklı şekilde akciğerde biriktirir.

Tedavi planlama sistemlerinde, bu kerneller tipik olarak iki boyutta (pencil kernel) veya üç boyutta (point kernel) tanımlanır. Pencil kerneller, belirli bir 2B düzlemdeki akının 3B hesaplama hacminde nasıl enerji biriktirdiğini açıklar. Verilen derinliklerde her iki yan yöne ait fonksiyonlar olarak belirtilirler. Bu nedene; belirli bir akı elementinden belirli bir doz vokseline katkıları hesaplarken, nokta akıların derinlik yönü boyunca katkısı etkili bir şekilde önceden bütünleştirilmiştir. Point kerneller 3B doz hesaplama noktasına ulaşan bir 3B etkileşim noktasından kaynaklanan enerjinin payını tanımlar ve üç yönün bir fonksiyonu olarak tanımlanır. Noktasal kerneller, birincil akı

derinlik yönü boyunca heterojen ortamlar yoluyla taşındığından, heterojenlikler nedeniyle doz dağılımlarındaki karmaşık değişikliklerin etkilerini daha iyi açıklayabilir. Bir hastada verilen bir noktada dozu hesaplamak için, hastadaki tüm etkileşim noktalarından kernel katkıları entegre edilir. Bu işlem üst üste bindirme olarak bilinir ve bir pencil (point) kernel yaklaşımı için aşağıdaki Eş. 1.35 ve 1.36' da açıklanmaktadır:

$$D(x,y,z)= \iint \varphi_{2D}(x' , y')K(x' , y', x,y,z)dx'dy' \text{ (Pencil Kernelleri)} \quad (1.35)$$

$$D(x,y,z)= \iint T(x' , y', z').K(x' , y', z' x,y,z)dx'dy' dz' \text{ (Point Kernelleri)} \quad (1.36)$$

- D (x, y, z): x, y, z noktasındaki doz (Gy)
- Φ_{2D}: 2D planda verilen foton akısı (m^{-2})
- T (Terma): x', y', z' noktasındaki birincil foton etkileşimleri ile birim kütle başına salınan TERMA toplam enerjisidir ($K.kg^{-1}$)
- K: x', y' veya x', y', z' 'de meydana gelen etkileşimler ile (x,y,z) noktasında depolanan enerjinin payını tanımlayan saçılan doz point kernel

1.5.2. Küçük alan dozimetrisi

Radyoterapide artan teknolojiler ile birlikte, cerrahi olanağı olmayan hastaların tedavisi radyocerrahi yapılarak tedavi edilmeye başlanmıştır. Radyocerrahide konvansiyonel tedavilerin aksine 4x4 cm^2'den küçük alanlar kullnılmaktadır. Konvansiyonel tedavilerde 4x4 cm^2 ila 40x40 cm^2 arasında alanlar kullnılmaktadır. Konvansiyonel tedavilerin dozimetresinde kullanılan dedektörler ile küçük alanların dozimetresinin yapılması imkansızdır. Çünkü bu tür küçük alanlarda; yüksek doz gradyentleri, kullanılan dedektörlerin hacmi, yüklü parçacık dengesin eksikliği, parçacık akışının bozulması ve radyasyon kaynağı boyutunun etkisi küçük alanlar kullanıldığında üstesinden gelinmesi gereken sorunlardır.

Yüksek doz gradyentleri; Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve stereotaktik radyoterapi ve radyocerrahi (SRT / SRS) gibi tedavi tekniklerinde çok küçük ışınlar kullanılır. Özellikle SRT ve SRS, ameliyatlarla erişilemeyen intrakranial hedefleri tedavi etmek için kullanılan spesifik tekniklerdir. Bu teknikte kanserli hücreleri öldürmek ve çevresindeki sağlıklı dokuyu mümkün olduğunca korumak için dik doz gradyentleri oluşturmak gereklidir. Alanın kenarına yakın veya penumbral bölge içerisinde doz gradyenti çok yüksektir. Doğru doz profili ölçümü bu nedenle tedavinin amacını

başarmada büyük öneme sahiptir. Bu zorluk bir dedektörün doğruluğunu sınırlar ve yüksek uzaysal çözünürlük gerektirir.

Kullanılan dedektörlerin hacmi; dedektörün boyutları radyasyon alanına kıyasla çok büyük olduğunda meydana gelir. Doz, dedektörün hassas hacmine göre önemli ölçüde değişirse, çapraz demet profillerinin ölçümü yapay olarak düzleştirilir. Demet profillerinin penumbrasının genişlemesi de bildirilen bir konudur. Bu olduğunda, bir dedektörün okunması, sadece bir kısmı ışınlanırken tüm hassas hacmi boyunca ortalanır. Tedavi planlama sistemlerinde (TPS) ışın modellemesi, tedavi dozunun hesaplanması için doğru ışın profili ölçümleri gerektirir. Bu problemin üstesinden gelmek için yaygın yaklaşımlardan biri, dedektör yanıtının düzeltilmesine izin veren dedektörün konveksiyon çekirdeğinin modellenmesidir. Bununla birlikte, yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip küçük dedektörlerin kullanılması istenmektedir. Klinik sonuç, sağlıklı dokunun hedef hacime yakın ışınlanması, doz hacim histogramlarının yanlış hesaplanması, tümör kontrolü ve normal doku komplikasyon olasılıklarının yanlış hesaplanmasıdır.

Yüklü parçacık dengesi (Charge Particle Equilibrium) bir hacimde mevcut olduğunda, soğurulan dozun hesaplanması önemli ölçüde kolaylaştırılır. Radyasyon dozimetresindeki önemi, CPE'de dozun herhangi bir ortamda kerma'nın çarpışma kısmı ile ilişkili olabileceği gerçeğinden kaynaklanmaktadır. Yanal yüklü parçacık dengesi eksikliği, küçük alan dozimetresinde bir sorundur. Yanal elektronik dengesizlik, yanal ikincil parçacıkların (elektronlar) alan büyüklüğünün yarıçapı ile karşılaştırılabilir veya daha büyük olması durumunda ortaya çıkar. Yanal olarak saçılan yüklü parçacıklar demet alanı dışına ve içine aynı oranda saçılmadıklarından dolayı alan merkezindeki dozun azalmasına sebep olacaktır (IAEA, 2017; Andreo, 2018). Bu durumda referans koşullarında hesaplanan pertürbasyon faktörleri kavite teorisine dayanarak iyonizasyondan suya dönüşüm için doğru değildir. Bir LCPE eksikliğinin klinik sonuçları, PTV'ye verilen doz tahminlerinin güvenilir olmadığı ve akciğer gibi düşük yoğunluklu ortamlarda belirgin şekilde telaffuz edildiğidir.

YYTG değerinin doğru bi şekilde belirlenmesi; dedektörün mevcut konumundan demet alanı doğrultusunda izlenebilen kaynak boyutudur. Eğer dedektör bütün kaynağı göremiyorsa penumbra bölgeleri üstüste binecektir. Geometrik penumbra alan boyunca genişleyecektir. Ardından YYTG'nin bulunmasına doğru bir şekilde bulunamayacaktır. Nihayetinde merkezdeki dozun azalmasına neden olur. Doğrusal hızlandırıcıları

modellerken doz hesaplama hatalarını önlemek için, genişletilmiş kaynağın (odak noktası) doğru bir tedavi için çok önemlidir(Das, Ding, and Ahnesjo 2008).

1.5.3. TPS algoritmalarının küçük alan dozimetrisi için geçerliliği

Gelişen teknoloji ve kullanılan tedavi tekniklerinin gelişimi ile radyoterapide daha etkin tedaviler uygulamak için yüksek dozlarla hedef hacimlerin kapsanması artmış, kritik organlarda koruma maksimum olarak elde edilmeye başlanmıştır. Bu tekniklerde hedef hacme iletilecek doz, alan içi küçük alanlarla (<4x4 cm^2) iletilir. Bu durumda bu küçük alanlara ait ölçüm bilgilerinin TPS'e hem doğru aktarılması hem de TPS algoritmasının bu alanlarda hesabının doğru yapılması oldukça önemlidir. Eksternal tedavi tekniklerinde yaygınca kullanılan pek çok dozimetre sistemi olmasına rağmen çoğu ölçüm düzeneği ve geometrisi elektronik dengenin sağlanamadığı küçük alan ölçümlerinde geçerliliklerini kaybeder.

Küçük alanlarda yapılacak doz ölçümleri için her dedektör sistemi aynı doğrulukta sonuç vermemektedir. Dedektör sistemlerinin küçük alanlar için uygun olması yani doğru doz sonuçlarını verebilmesi için dedektörlerin özellikleri incelenmeli; dedektör boyutu, enerji-alan boyutu bağımlılığı, doz stabilitesi gibi özelliklere dikkat ederek ölçülecek parametrelere uygun dedektör seçilmelidir.

Küçük alan foton dozimetrisinde karşılaşılan sorunlar iki grupta toplanabilir:

1-Linak ve kaynak temelli: LCP veya LED etkisi, FWHM kaynak boyutu, overlap penumbra, kaynağın kapanması.

2-Dedektör temelli: Yoğunluk etkisi, hacim etkisi, sinyal-gürültü oranı, doz hızı etkisi, enerji ve alan bağımlılığı, diyot etkisi, konum hatası, keV enerji bağımlılığı, ölçüm hızı

Küçük alan foton dozimetrisinde yaşanan sorunların çoğu, tedavi planlama sistemine yüklenecek verilerin doğruluğu ile ilgili olduğundan, doğru doz hesabında algoritmaların rolünü de doğrudan etkileyecektir. Eğer TPS'e küçük alan bilgileri teknik ve dozimetrik olarak doğru aktarılıp, yapılan cihaz modellemesi iyi yapılırsa (Beam modelling) küçük alan doz hesaplamasında dozimetrik sorunlar aşılmış olur ve doğru doz hesabı algoritmanın yeteneğine kalır. Homojen ortamlar için küçük-büyük alanların hesaplarında büyük farklar görülmese de, heterojen ortamlardaki doz hesaplamalarındaki hataların etkisi küçük alanlarda daha büyüktür. TPS'te bulunan hesaplama algoritmalarının zayıf olduğu en önemli konulardan biri heterojen ortamlardaki (özellikle değişik yoğunluktaki ortamlarda) doz hesaplarının yanlışlığıdır. Yukarıda anlatılan

algoritmaların küçük alanlarda doz hesaplamaları karşılaştırıldığında point kernel tabanlı algoritmalar ve Monte Carlo algoritmaları pencil kernel algoritmalara kıyasla daha doğru doz hesaplaması yaparlar.

Klinik uygulamalarda algoritmaların küçük alan hesabındaki yetersizlikleri, genellikle çok küçük alanlar kullanılmadığından 3B konformal tedavilerde çok büyük farklılıklara sebep olmaz iken hedef hacimleri çoğunlukla küçük olan SBRT uygulamalarında bu hata hedeflenen tedavi doğruluğunu doğrudan etkiler.

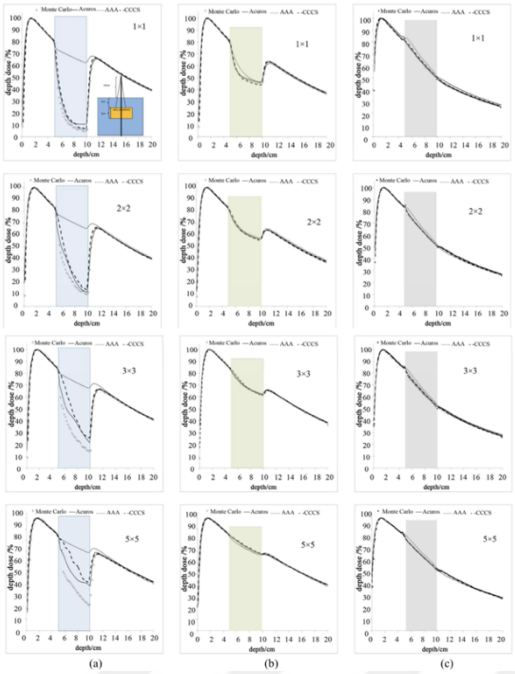
Fraksiyon başına yüksek dozların hedeflendiği, hedef dışında hızlı doz düşüşlerinin olduğu, hayati kritik organlara yakın ve çoğunlukla heterojen ortam yerleşimli tümörlerin küratif amaçla uygulanan SBRT tedavilerinde <1 mm geometrik ve <%5 doz doğrulukları hedeflenir. Bu durumda IMRT, VMAT ya da non-coplanar olarak planlanan ve küçük alanların kullanıldığı bu uygulamalarda algoritmaların hesaplama doğrulukları ve yetersizlikleri doğru bilinmelidir.

Elektronik dengenin sağlanamadığı küçük alanlarda algoritmaların doz hesabında hatalar oluşur. Bu hata oranı özellikle heterojen ortamlarda ve alan boyutunun küçük olmasından dolayı hem lateral hem de longitudinal yönde elektronik denge kaybından dolayı daha da artar. Yani akciğer, hava boşluğu olan baş-boyun ya da kemik yerleşimli küçük hedeflerin SBRT uygulamalarında oluşacak algoritma hesaplama hataları kranial ya da karaciğer gibi daha homojen ortam yerleşimli hedeflerin hesaplamalarında oluşacak hatalardan daha fazladır.

Stathakis ve ark, 2012; yaptıkları çalışmada 1x1'den 5x5 cm^2'ye kadar olan tedavi alanları için akciğer ve paraspinal yerleşimli tümörlerin SBRT uygulamalarında Monte Carlo, Acuros XB, AAA ve CCCS (Collapsed Cone Convolution), algoritmalarının hesaplama doğruluklarını karşılaştırmışlardır.

Çalışmada homojen ve homojen olmayan fantomda bu alan boyutlarında PDD ve profil taramaları yapılmış ve algoritmaların hesapladığı sonuçlar ile karşılaştırılmıştır (Şekil 1.11).

Homojen fantomda tüm alan boyutları için tüm algoritmalar MC ile %1.5 uyum içinde çıkarken, heterojen fantomda akciğer ve kemik için CCCS ile MC' nin doz farkı %2' nin içinde çıkmıştır. AAA için ise sapma yaklaşık olarak %5 olarak bulunmuştur. Hem akciğer hem de kemik yerleşimli lezyonların AcurosXB ve MC doz dağılımlarındaki farklılık %3'ün altında bulunmuştur (Stathakis, 2012; Güngör, 2016).



Şekil 1.11. a) hava b) akciğer c) kemik gibi üç farklı homojen olmayan ortam için Monte Carlo, Acuros XB, AAA ve CCCS algortimaları ile elde edilen PDD eğrilerini göstermektedir (Güngör, 2016)

1.6. Radyoterapide Kullanılan Fantomlar

Antropomorfik fantomlar, ICRP-23 önerisini karşılayan klinik dozimetri için, sıklıkla kullanılan fantomlardır. Kas, kemik, akciğer ve hava boşluğu gibi çeşitli vücut dokularını simüle etmek için farklı materyaller içeren ve insan vücudunun üst kısmı olarak şekillendirilen, Alderson Rando Fantom (Şekil 1.12) olarak piyasada bulunur. Gerçek hastaların aksine, bu fantomlar doz dağılımlarının detaylı haritalanmasına izin verir, böylece tedavi planları gerçekçi bir şekilde geliştirilebilir ve test edilebilir.

Fantomlar, erkek ve dişi insan iskeletlerinden modellenmiştir. Yumuşak dokular doku eşdeğeri olan plastik malzemelerden yapılmıştır. Bu fantomların genel özellikleri aşağıda verilmiştir;

Toplam vücudun ağırlığı: 73.5kg

Toplam vücudun uzunluğu: 175cm

Toplam vücudun yüzey alanı: 18000cm^2

Toplam vücudun özgül ağırlığı: 1.07gm / cm^3



Şekil 1.12. Radyoterapide TLD ile ölçümlerin alınmasında kullanılan Rando Fantom

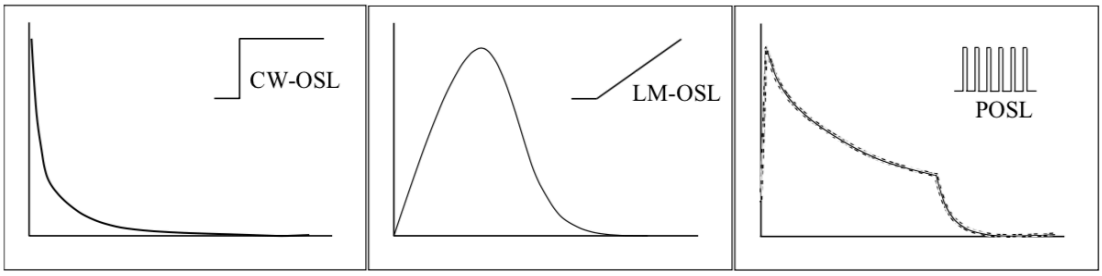
1.7. Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL)

Optik uyarmalı lüminesans prensipleri TL'deki temel kavramlara dayanır. Fakat OSL'de uyarma işlemi ısı yerine fotonlar tarafından sağlanır. Böylece OSL'nin fiziksel prensipleri TL'ninkilerle yakından ilişkilidir. Ancak herhangi bir materyalde aynı kusur merkezlerinin TL ve OSL işlemlerinin her ikisini kapsayıp kapsamadığı açık değildir (Thomsen, 2004). OSL, TL'ye karşı çeşitli avantajlara sahiptir. Isıtılmamış materyaller söz konusu olduğunda (yani materyaller ışığa maruz bırakılarak sıfırlandığında) bu avantajların en önemlisi, modellemenin ışığa en duyarlı tuzak seviyeleriyle yapılmasıdır. Bu modelde yük popülasyonu en etkili bir şekilde sıfırlanır (Thomsen, 2004). OSL'nin diğer bir avantajı, uyarma işleminin oda sıcaklığında düzenlenebilmesidir (hesaplanan bazı farklı sabit sıcaklıklar avantaj sağlamasına rağmen), böylelikle ısıtmanın olumsuz etkisi olan termal sönme olmaz. OSL, dozimetrinin üç farklı alanında uygulanır: a) personel dozimetri, b) çevresel dozimetri, c) geriye-dönük dozimetri (Hicabi, 2007).

1.7.1. Uyarma şekilleri

OSL'de farklı dalga boylu lüminesans emisyonu ölçülürken, materyaller özel dalga boylu ışıkla uyarılır. Burada uyarma dalga boyunun lüminesans dalga boyundan büyük olması gerekir. OSL, lüminesansın uyarılabildiği çeşitli deneysel yaklaşımlarla gerçekleştirilir. Bunların birkaçından bahsetmek istersek en popülerleri arasında şunlar vardır (Şekil 1.13):

- "Sürekli dalga OSL" (CW-OSL) metodu: bu metotta uyarma ışık şiddeti sabittir ve OSL sinyali uyarma periyodu boyunca gözlenir.
- "Lineer modülasyon OSL" (LM-OSL) metodu: bu metotta uyarma şiddeti OSL ölçülürken lineer olarak artar.
- "Pulslu OSL" (POSL) metodu: bu metotta uyarma kaynağı pulslanır ve OSL sadece pulslar arasında gözlenir.

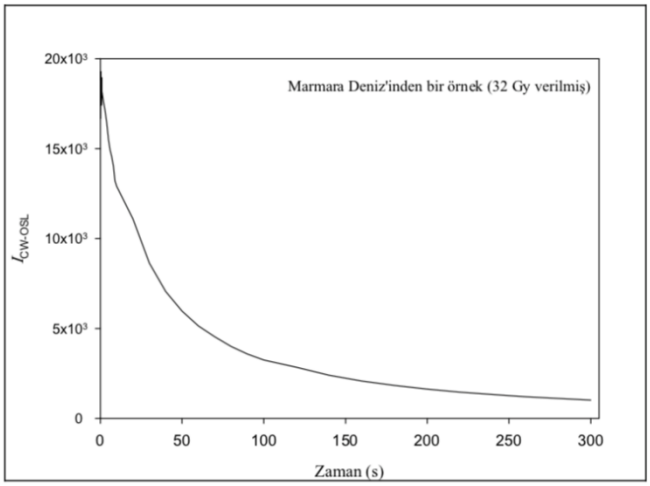


Şekil 1.13. OSL okuma metotlarının gösterimi (Hicabi, 2007)

Sürekli dalga-OSL: Çoğu OSL uygulamalarında ölçümler CW-OSL şeklinde düzenlenmektedir. Bu tarzda materyal sabit ışık şiddetinde uyarılır ve lüminesans emisyonu uyarma esnasında kayıt edilir. Bu yöntemde, uyarma ve emisyon ışığı arasında ayrım yapmak için ve dedektöre ulaşan saçılmış, uyarma ışığından korunmak için filtrelere ihtiyaç duyulur. Genellikle, OSL tuzakları boşaldıkça, lüminesans sinyalinin uyarma zamanıyla azaldığı gözlenir. OSL ışık kaynağının açılmasıyla hemen görüntülenir ve sinyal sabit bir taban sayım seviyesine inene kadar devam eder. Gözlenen eğri OSL bozunma eğrisi olarak adlandırılır (Şekil 1.14).

OSL'de bugüne kadar ışık kaynağının çeşitli tipleri kullanılmıştır. Bunlardan bazıları, kızıl ötesi ışık (Hütt, 1988-1993), filtrelenmiş, akkor geniş, band lambalar (Hütt, 1993; Bøtter-Jensen, 1999), yeşil ışık (Galloway, 1993), mavi ışık (Bøtter-Jensen, 1997)ve yeşil lazerlerdir (Duller, 1999).

Lineer Modülasyon OSL: LM-OSL tarzında (Bulur, 1996), uyarma ışığının şiddeti CW- OSL'deki gibi sabit değildir, şiddet sıfırdan belli bir maksimum değere kadar lineer olarak arttırılır. Uyarma gücünün değişimi TL'de sıcaklığın lineer artışına benzer olarak düşünülebilir. Başlangıçta uyarma gücü düşük olduğu için, tuzaklanmış elektronların salınma hızı küçüktür. Daha sonra OSL sinyali uyarma gücüyle maksimuma ulaşana kadar artar. Bundan sonra OSL sinyalinin şiddeti tuzaklanmış yük konsantrasyonunun boşalmasının bir sonucu olarak lineer olmayan bir şekilde azalır. Böylece OSL emisyonu, uyarma zamanının fonksiyonu olarak pik şeklinde gözlenir. Pikin durumu uyarma ışık şiddetinin lineer artış hızına ve boşalan tuzakların fotoiyonizasyon tesir kesitlerine bağlıdır. Verilen bir artış (ramp) hızı ve uyarma dalgaboyu için, farklı fotoiyonizasyon tesir kesit değerli tuzaklar farklı zamanlarda gözlenir. Böylece bu metot farklı tuzaklardan kaynaklanan OSL emisyonları arasında ayrım yapabilir (Hicabi, 2007).

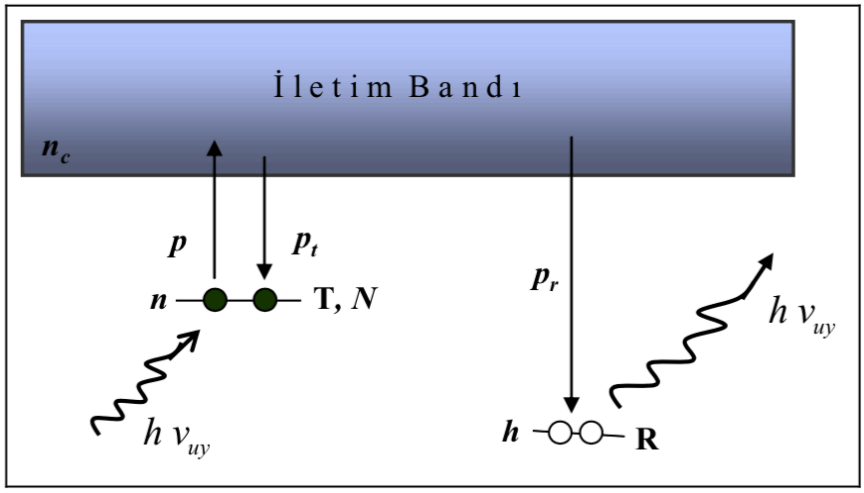


Şekil 1.14. OSL bozunma eğrisine deneysel bir örnek. Marmara denizinin dibinden alınmış sedimente 32Gy nükleer radyasyon dozu verilerek elde edilmiştir (Bölükdemir, 2007)

Pulslu OSL: POSL'de (McKeever, 1996), uyarma ışığı pulslu hale getirilir ve OSL sadece pulslar arasında ölçülür. Yayınlanan lüminesans uyarma ışığının kapatıldığı zaman ölçüldüğünden, uyarma ve emisyon ışığı arasında ayrım yapmak için optik filtrelere duyulan ihtiyaç azalır. POSL'de, emisyon ve uyarma ışığı arasında ayrım yapma işlemi CW-OSL ve LM-OSL'de olduğu gibi dalgaboyu çözünürlüğünden ziyade zaman çözümlemesiyle başarılır.

1.7.2. OSL Modeli

Materyal sabit ışık şiddeti (CW tarzı) ile uyarıldığı zaman, tuzaklanmış elektronların serbest kalması ve sonra ışımalı elektron-deşik tekrar-birleşmelerin olmasından dolayı, lüminesans sinyalinin azalacağı beklenir. Bu düşünce ile OSL modeli geliştirilmiştir (Thomsen, 2004; Levy, 1985). Bu model tek tip elektron tuzağını T, tek tip ışımalı tekrar- birleşme merkezini R ve iletim bandını içerir (Şekil 1.15).



Şekil 1.15. Basit Genel Tek-Tuzak enerji seviye diyagramı. T tuzağına yakalanan elektron optik olarak iletim bandına uyarılır. Serbest kalan elektron ya T'ye geri tuzaklanır ya da ışımalı tekrar-birleşme merkezi R ile birleşecektir ve böylece foton yayılır (Thomsen, 2004)

Tuzaklanma ve tekrar-birleşmede sadece elektronlar düşünülür ve bütün yük geçişleri iletim bandı yoluyla yerini alır. Tekrar-birleşme merkezine doğru her geçisin ışımalı tekrar-birleşme ile sonuçlandığı farz edilir. Bir elektronun birim zaman başına tuzaklanmış durumdan ayrılma olasılığı, uyarma ışık şiddetinin (sabit olduğu farz edilir) foton akısı Φ (foton/m^2s) ile orantılıdır. Buradan;

$$p=\sigma(\lambda)\Phi \tag{1.37}$$

yazılır.

Burada σ, tuzaktan yük salınımı için fotoiyonizasyon tesir kesitidir (m^2). σ uyarma ışığının dalga boyuna güçlü bir şekilde bağlıdır fakat basitlik için uyarma ışığı monokromatik olduğu farz edilir. Böylece dışarıdan ışıkla uyarma esnasında tuzak' tan elektronların salınma hızı,

$$\frac{dn_u}{dt} = -pn \tag{1.38}$$

olarak yazılabilir.

Burada n tuzaklanmış elektronların konsantrasyonudur. Tuzaklanan veya tekrar tuzaklanan elektronların hızı iletim bandındaki elektronların konsantrasyonuyla ve tuzaktaki mevcut durumlarının konsantrasyonuyla orantılıdır.

Yani;

$$\frac{dn_d}{dt} = p_t n_c (N - n) \tag{1.39}$$

Burada p_t tuzaklanma olasılığı, n_c iletim bandındaki elektronların konsantrasyonu ve N elektron tuzaklarının konsantrasyonudur.

Tekrar-birleşme hızı (yani, iletim bandından tekrar-birleşme merkezi R'ye elektronların geçiş hızı) iletim bandındaki n_c elektronlarının ve tekrar-birleşme merkezi R'deki deşiklerin konsantrasyonu ile orantılıdır ve;

$$\frac{dh}{dt} = -p_r n_c h \tag{1.40}$$

eşitliği ile tanımlıdır.

Burada p_r tekrar-birleşme olasılığıdır. İletim bandı ve merkezler arasındaki elektronların trafiğini tanımlamak için aşağıdaki formüller kullanılır.

$$\frac{dn_c}{dt} = -\frac{dn_u}{dt} - \frac{dn_d}{dt} - \frac{dn_h}{dt} = pn - p_t n_c(N - n) - p_r n_c h \tag{1.41}$$

$$\frac{dn}{dt} = \frac{dn_u}{dt} + \frac{dn_d}{dt} = -pn + p_t n_c(N - n) \tag{1.42}$$

$$\frac{dh}{dt} = -p_r n_c h \tag{1.43}$$

İlk iyonizasyon işleminde oluşturulan bütün deşiklerin tekrar-birleşme merkezlerinde tuzaklandığı varsayılırsa, bu durumda;

$$n+n_c=h \tag{1.44}$$

olur. Böylece,

$$\left|\frac{dn_c}{dt}\right| = -\left|\frac{dn}{dt}\right| + \left|\frac{dh}{dt}\right| \tag{1.45}$$

yazılabilir. Eş.1.44'deki ifade yük korunumu şartı olarak bilinir. Bu modelde OSL sinyalinin I_{OSL} şiddeti (foton/s) tekrar-birleşmenin meydana geldiği hıza eşittir. Yani;

$$I_{OSL}(t) = -\frac{dh}{dt} = -\frac{dn_c}{dt} - \frac{dn}{dt} \approx -\frac{dn}{dt} \tag{1.46}$$

'dir. Burada n_c <<n (iletim bandındaki elektronlarının konsantrasyonu tuzaklanmış elektronların konsantrasyonundan çok daha küçüktür) ve $|dn_c/dt| << |dn/dt|$ (iletim bandındaki elektron konsantrasyonun değişim hızı tuzaklanmış elektron konsantrasyonun değişim hızından çok daha küçüktür) olduğu yarı-denge durumu

varsayılmıştır. n_c için bir ifade elde etmek istersek, $dn_c/dt \approx 0$ dolaylı yaklaşımı kullanılır ve son eşitlikte yerine konursa OSL şiddeti I_{OSL} (t) için aşağıdaki ifade türetilebilir.

$$I_{OSL}(t) \approx pn\left(1 - \frac{p_t(N-n)}{p_r h + p_t(N-n)}\right) \quad (1.47)$$

Bu eşitlik OSL için Genel Tek-Tuzak eşitliği olarak ifade edilir.

1.7.2.1. Sürekli dalga OSL bozunma eğrisi (CW-OSL)

Eğer tekrar tuzaklanmanın ihmal edildiği var sayılırsa, yani $p_r h >> p_t(N - n)$. GOT eşitliği aşağıdaki birinci dereceden diferansiyel denkleme indirgenir.

$$I_{OSL}(t) = -\frac{dn}{dt} = pn \quad (1.48)$$

$$\frac{dn}{dt} = -pdt$$

$$n(t) = n_0 \exp(-pt) \quad (1.49)$$

$$I_{OSL}(t) = n_0 \exp(-pt)$$

$$p = {}^{1}/_{\tau}$$

$$I_{OSL}(t) = I_0 \exp(-{}^{t}/_{\tau})$$

şeklinde birinci dereceden çözüm verir. Burada I_0, t = 0 anındaki OSL sinyalinin başlangıç şiddetidir ve τ , 1/ ($\sigma \Phi$) ile verilen karakteristik bozunma zamanıdır. Buradaki Φ uyarma ışığının foton akısıdır. Herhangi bir materyal doğal olarak bir tuzak tipinden daha fazlasını içerebilir. Materyaldeki bütün tuzaklar uyarıldığında eş zamanlı olarak OSL sinyali üstel bozunumların toplam serisi (eğer birinci dereceden çözüm mümkünse) olarak düşünülebilir. Bu durum materyalin optik uyarmaya duyarlı tuzak dağılımına sahip olduğunda gerçekleşir. Bu durumda;

$$I_{OSL}(t) = \sum_{i=0}^{m} I_{i0} \exp\left(-{}^{t}/_{\tau_i}\right) \quad (1.50)$$

yazılabilir. Burada m farklı tesir kesitine sahip optik tuzak tiplerinin sayısıdır. Bøtter- Jensen ve ark (2000) kuvarstan elde edilen OSL eğrilerinin genellikle hızlı, orta ve yavaş olmak üzere üç üstel bileşenden oluştuğunu rapor ettiler (Bøtter-Jensen, 2000). Ancak bozunma eğrisinin şekli genelde üstel bir fonksiyon değildir. Eş.1.49, uyarılan elektronun T tuzağına tekrar-tuzaklanma olasılığının ihmal edildiği durumda elde edilir.

Tekrar- tuzaklanmanın hesaba katıldığında, bu basit model için ikinci ve genel dereceden eşitlik elde edilir (Thomsen, 2004; Larsen 1999). OSL emisyon modeli optik olarak pasif ($\sigma = 0$) ve yarışçı (competing) tuzak olarak rol alan ilave tuzak durumlarının

dahil edilmesi ile genişletilebilir(Bøtter-Jensen 2003; Thomsen 2004). Ancak, bozunma eğrisinin şekli materyal, soğurma dozu, uyarma dalgaboyu ve materyal sıcaklığı gibi farklı parametrelere bağlıdır. Analitik fonksiyona dayanan hiçbir model üst üste binmiş, CW-OSL bozunma eğrilerini tanımlayamaz, fakat diferansiyel eşitliklerin nümerik çözümleri tahmin edilen basit modellerde meydana gelen yük geçiş işlemlerini tanımlamak için kullanılabilir (Thomsen, 2004).

Chen ve Leung (2002) OSL bozunma eğrilerinin basit bir üstel bozunum olmadığını güçlü üstel olarak adlandırdıkları Eş.1.50 şeklinde bir ifadeye iyi fit olduğunu göstermiştirler(Chen 2002).

$$I_{OSL}(t) = I_0 \exp\left\{-\left(t/\tau_i\right)^{\beta}\right\} \quad (1.50)$$

Burada $0<\beta<1$ arasında bir değere sahip olabilir. Bu tip bozunma davranışları yarı kararlı sistemlerin düzensizliğinde gözlenir (Bøtter-Jensen, 2003; Hicabi, 2007)).

1.7.2.2. LM-OSL bozunma eğrisi

OSL'nin tanımı şimdiye kadar CW-OSL'ye göre yapılmıştır. Yani sabit dalgaboylu ve sabit şiddette bir ışık kaynağı kullanılarak uyarılan OSL. Bulur, ilk kez 1996'da uyarma kaynağının şiddetini lineer olarak arttıran ve OSL'nin bu artış, boyunca gözlendiği alternatif bir teknik ileri sürmüştür(Bulur, 1996). Bu uyarma tarzında OSL bozunumu, farklı tuzak tiplerindeki yüklerin optik salınımıyla ilişkili bir pik serisi olarak görünür. Böylece deneyde kullanılan belirli bir dalgaboyunda ilk önce fotoiyonizasyon tesir kesitleri büyük olan tuzaklar boşaltılır ve OSL'nin uyarma zamanına göre grafiği bir pik olarak görünür. Daha küçük fotoiyonizasyon tesir kesitine sahip tuzaklar daha yavaş, boşalır ve daha sonraki zamanlarda görünen OSL piklerini oluşturur.

Bir LM-OSL eğrisinin biçimi matematiksel olarak en basit şekilde tanımlamak için, lokalize durumda tuzaklanmış, n elektron konsantrasyonlu tek tuzak / tek merkez düşünülür. Bir foton soğurarak serbest kalan elektron $h\nu_{em}$ enerjili foton emisyonu (lüminesans) üreterek deşik merkeziyle birleşir. Birinci dereceden kinetik (tekrar tuzaklanmanın olmadığı durum) için tuzakların boşalma hızı Eş.1.48'deki gibidir. Bozunma sabiti ise,

$$p=\sigma\Phi n \quad (1.51)$$

olarak verilir. Işık şiddeti sıfırdan maksimum değerine,

$$\Phi(t)=\gamma t \quad (1.52)$$

şeklinde lineer olarak artıyorsa (γ , lineer artış hızı), bu durumda Eş.1.48 ifadesi,

$$\frac{dn}{dt} = -\sigma\gamma t n \tag{1.53}$$

ile gösterilir. Bu ifadenin çözümünden,

$$n = n_0 \exp(-\frac{\sigma\gamma}{2} t^2) \tag{1.54}$$

şeklinde gaussian fonksiyonu elde edilir. Bu durumda lüminesans şiddeti,

$$I_{LMOSL} = n_0 \sigma\gamma t \exp(-\frac{\sigma\gamma}{2} t^2) \tag{1.55}$$

olarak yazılabilir. Birinci dereceden kinetik için süperpozisyon prensibi (üst üste binme ilkesi) uygulanabildiğinden K tane tuzak bulunan bir sistem için genel bir ifade olarak,

$$I_{LMOSL} = \gamma t \sum_{i=1}^{K} n_{0i}\, \sigma_i \exp(-\frac{\sigma_i\gamma}{2} t^2) \tag{1.56}$$

yazılabilir. Böylece, farklı birkaç tuzağın aynı anda fakat farklı hızlarda boşaldığı bir durumda deneysel LM-OSL eğrisi, birinci dereceden kinetik LM-OSL eğrilerinin basit bir toplamı olarak yazılmış olur.

Pik şeklinde bozunum gösteren LM-OSL bozunumunun maksimum değere ulaştığı zaman $d\, I_{LMOSL}/_{dt} = 0$ çözülürse,

$$t_{mak} = \sqrt{\frac{1}{\sigma\gamma}} \tag{1.57}$$

olarak bulunur ve LM-OSL'nin maksimumdaki şiddetinin,

$$I_{LMOSL}^{mak} = n_0\, exp(-\frac{1}{2}) \tag{1.58}$$

ile ifade edildiği görülür.

Böylece deneyde kullanılan dalgaboyunda iyonizasyon tesir kesiti σ, γ'nın bilinen değerlerinden ve t_{mak} 'ın gözlenen değerlerinden kolayca bulunabilir. Buradan LM- OSL pikinin hem dalgaboyuna (σ 'nın dalgaboyuna bağlılığı boyunca) hem de lineer modülasyon artış hızı γ 'ya bağlı olduğu görülür.

LM-OSL tekniği, Bulur ve Göksu tarafından IR ile uyarılabilen güçlü fosforlar ZnS ve SrS'den gelen OSL'ye uygulandı(Bulur, 1997). Birinci dereceden kinetik için LM-OSL ve CW-OSL eğrilerinin belirlenmesinde, lüminesans şiddetinin tuzakların boşalma hızıyla (dn/dt) doğru orantılı olduğu varsayıldı. Bu analizlerin sonucunda tekrar tuzaklanma hızının uyarma şiddeti ile doğru orantılı olduğu fark edildi. Böylece Eş.1.48 ve Eş.1.49'den,

$$\frac{dn}{dt}[\ln(I_{CWOSL})] \propto \phi \tag{1.59}$$

olduğu görülür. Yani, $\ln(I_{CWOSL})$'nin zamana göre eğrisinin eğimi uyarma gücü Φ ile doğru orantılıdır (Bøtter-Jensen, 2003). Bulur ve ark (1998) kuvars, Al_2O_3 :C ve BeO için uyarma gücü ile lüminesans şiddeti arasındaki lineer ilişkiyi göstermiştir(Bulur 1998, 2001) fakat NaCl için bu gerçekleşmemiştir(Bulur 2001, 1996). Bunun sebebi birinci dereceden kinetik modelin eksikliği veya NaCl 'den gelen OSL'nin basit tek tuzak/tek merkez ile tanımlanmasının yetersiz olmasıdır. Bu durumda I_{CWOSL} ile dn/dt arasında ve sonuç olarak $dn/dt[\ln(I_{CWOSL})]$ ve Φ arasında lineer bir ilişki yoktur. Daha sonra Bulur ve ark lineer olmayan ilişki için doyuma ulaşan bir üstel ilişki bulmuş, ve LM-OSL eğrisini modifiye etmişlerdir. Modifiye LM-OSL 'nin NaCl için tanımlanan LM-OSL eğrisi için yeterli olduğu görülmüştür (Hicabi, 2007).

1.7.2.3. CW-OSL ve LM-OSL Arasındaki İlişki

Eğer LM-OSL deneyinde uyarma artışı son uyarma gücü Φ_f'ye ulaşacak şekilde ayarlanırsa, bu durumda Φ_f, CW-OSL deneyinde kullanılan sabit uyarma gücüne eşit olur(Bulur, 1996). O zaman gözlenen CW-OSL bozunum hızı ile gözlenen maksimum LM-OSL arasında,

$$\tau_d = \frac{1}{\sigma\gamma t_f} = \frac{t_{mak}^2}{t_f} \tag{1.60}$$

şeklinde bir ilişki olacaktır. Bulur daha sonra CW-OSL eğrilerini LM-OSL eğrilerini dönüştürmek için basit matematiksel bir dönüşüm tanımlanmıştır(Bulur 2000). İlk önce zamanla ilişkili,

$$u = \sqrt{2t\,P} \tag{1.61}$$

veya

$$t = \frac{u^2}{2\,P} \tag{1.62}$$

şeklinde bir u değişkeni tanımlamıştır. Burada P, LM-OSL deneyinde toplam ölçüm zamanıdır. CW-OSL'yi açıklayan Eş.1.49'da zaman ifadesi yerine Eş.1.62'de konursa ve ifade u P ile çarpılırsa,

$$I_{LMOSL} = I_{OSL}\frac{u}{P} = \frac{n_0\sigma\Phi u}{P}\exp\left(-\frac{\sigma\Phi}{2P}\,u^2\right) \tag{1.63}$$

ifadesi elde edilir. Bu ifade LM-OSL'yi açıklayan Eş.1.55 ile aynı formdadır. Eş.1.55 ile Eş.1.63'e bakıldığında Φ P = γ olduğu ve u'nun t ile gösterildiği görülebilir. u'nun t baskın zamanına göre değişimi P'nin seçimi ile ayarlanır. Eğer P, CW-OSL deneyi için

gözlenen zamana eşit ise, ayar faktörü 2 ’dir. Deneysel olarak elde edilen CW-OSL eğrilerinin LM-OSL eğrilerine dönüşümü dönüştürülmüş-LM-OSL veya sahte-LM-OSL (pseudo) olarak adlandırılır(Bulur, 2000).

1.7.3. OSL sinyalinin sıfırlanması

Toplam OSL sinyali, materyal tarafından soğurulan dozla orantılıdır. Soğurulan doz, materyalin zayıf doğal çevresel radyasyona ve/veya suni radyasyon kaynaklarına maruz kalmasıyla oluşur. OSL sinyali ölçülen materyaller tekrar kullanılmadan önce kalan artık sinyallerden arındırılmalıdır, aksi halde bu artık sinyaller sonraki işlemlerden elde edilen lüminesans cevaplarına önemli katkılar yapabilir ve özellikle düşük doz hesaplamalarında önemli bir hataya sebep olabilirler(Yazıcı, 1996). OSL sinyali ısıtma veya ışığa maruz bırakma ile sıfırlanabilir. OSL sinyalinin sıfırlanmasından sonra tekrar oluşumu başlar (Hicabi, 2007).

Tarihlendirme uygulamalarında, tarih materyalin en son sıfırlandığından itibaren geçen zamanı tanımlar (yani burial-gömülü geçen zaman). Tarihlendirme uygulamalarında bilinmeyen gömülme zamanıdır. Kaza dozimetrisinde ise bilinmeyen kaza dozudur. Bunlar daha önce bir şekilde sıfırlanmış olan materyal kullanılarak elde edilebilir (Hicabi, 2007).

1.7.3.1. Termal sıfırlama

OSL sinyali ısıtma yoluyla sıfırlanabilir. Genelde bir materyalin 500° C’nin üzerindeki sıcaklıkta ısıtılması materyalin sıfırlanması için çok etkili bir yoldur. Uygulanan sıcaklığın süresi de önemlidir ve bu süre materyalden materyale değişiklik gösterebilir. Yüksek sıcaklıklarda ısıtmanın, iyonlaştırıcı radyasyona olan duyarlılığı arttırması (yani soğurulan doz başına OSL sinyali artar) ısıtılmış materyalin kullanılmasının bir avantajıdır(Thomsen, 2004; Hicabi, 2007)).

1.7.3.2. Optik sıfırlama

OSL sinyali aynı zamanda ışığa (veya gün ışığına) maruz bırakma yoluyla sıfırlanabilir. Laboratuvar ortamında belli bir süre gün ışığı simülatörleri kullanılarak beyazlatma işlemi gerçekleştirilebilir. Tam olarak sıfırlanmayan materyaller için en

uygun açıklama termal geçişlerin olma olasılığıdır. Bu durumda OSL ölçümünden önce materyalin ön ısıtmaya (genellikle 200–300C arası) tabi tutulması standart bir uygulamadır.

Bu uygulama laboratuvarda radyasyona maruz bırakma sonucu elde edilen sinyal ile doğal OSL sinyalinin karşılaştırılmasına olanak sağlar. Materyalin ön-ısıtılması yoluyla, ışığa duyarsız tuzaklarda tuzaklanmış yüklerin OSL tuzaklarına geçme ve buradan OSL sinyaline katılma olasılığı vardır(Thomsen, 2004). Godfrey-Smith ve ark (1988) kuvarslardaki OSL sinyalinin tam bir güneş ışığında birkaç saniyelik bekletilme ile yaklaşık olarak %50'sinin azalabileceğini rapor etmişlerdir(Godfrey-Smith 1988). Enerji depolanması olmadan önce uzun süre güneş ışığına maruz kalan toz ve sahil kum sedimentlerinin optik tarihlendirilmesi başarılı bir şekilde yapılmaktadır(Banerjee, Blair, and McKeever 2002; Huntley 1985).

Ancak, OSL sinyali hızlı bir şekilde sıfırlansa bile, enerji depolanması süresinde asla tam olarak sıfırlanmaz. Bazı çevresel sedimentler gün ışığına maruz bırakma yoluyla yeterli derecede sıfırlanamayabilir. Buna hızlı depolanma veya gizli kalan büyük OSL sinyali sebep olabilir. Tam olarak sıfırlanmayan materyaller; tamamen sıfırlanmayan, kısmen sönümlenmiş veya zayıf sönümlenmiş olarak ifade edilir (Thomsen, 2004). Duller zayıf sönümlenmiş materyalleri Tip A ve Tip B olarak sınıflandırmıştır (Duller 1996). Tip A'da, sedimentteki bütün tanecikler eşittir (tanecikten taneciğe hiçbir değişiklik yoktur), fakat depolanma süresinde tamamen sıfırlanma olmaz. Tip B sedimentleri çok farklı zaman aralıklarında gün ışığına maruz bırakılan karışık tanecikler içerir. Bu yüzden bazı tanecikler yeterince gün ışığına maruz bırakılırsa gizli OSL sinyali sıfırlanabilir, fakat bu arada bazı tanecikler gömüldüğünde hala OSL sinyali taşıyabilir.

Geleneksel OSL tekniklerinde eşdeğer doz tahmini tabletler üzerinden yapılır ve her biri tipik olarak birkaç bin tanecik içerir. Bu yüzden, tamamen sıfırlanmayan bir materyalde soğurulan dozu tahmin etme çabası, doğru gömülme dozunu tahmin etmekle sağlanır. Bu nedenle verilen bir örneğin tam olarak sıfırlanıp sıfırlanmadığı önemlidir. Eğer kullanılan tablet birkaç bin tanecikten oluşuyorsa, tam olarak sıfırlanmamanın bir sonucu olarak eşdeğer doz tahmininde saçılma meydana gelecektir. Bu yüzden, farklı eşdeğer doza sahip taneciklerin veya sadece tam olarak sıfırlanmayan taneciklerin baskın olduğu OSL sinyali ve ortalama eşdeğer doz tahmini gerçekleşir(Thomsen, 2004). Gömülme dozunun en iyi tahmini, gömüldüğünde çok iyi sıfırlanmış taneciklerle sağlanır. Olley ve ark (1998) 60 ve 100 arasında tanecik içeren küçük tabletlerde ölçülen

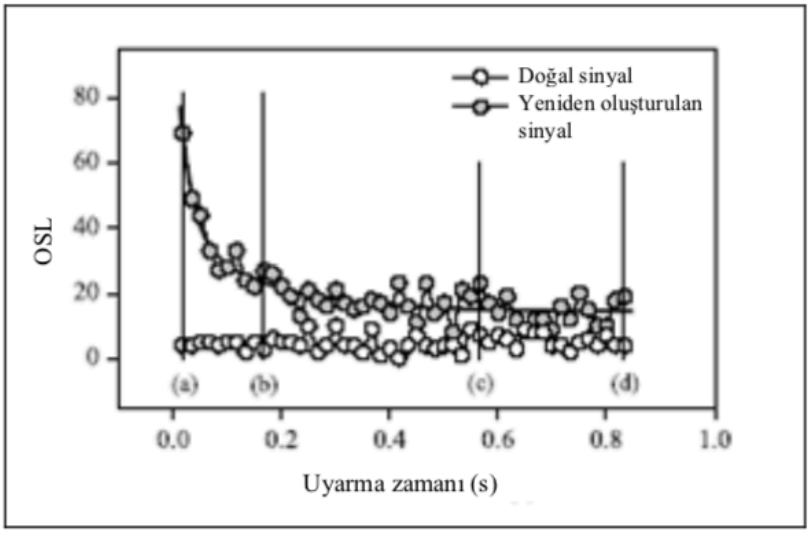
en küçük dozun muhtemel en doğru gömülme dozu olduğunu önermiştir(Olley 1998; Hicabi, 2007)).

1.7.4. Doz tahmini

OSL sinyalinin (ya toplam ya da ilk şiddet) soğurulan dozla ilişkili olması, toplam dozun değerlendirilmesine imkân veren temel bir varsayımdır. Soğurulan doz, doğal OSL sinyali ile laboratuvarda örneğe verilen dozlarla üretilen suni OSL sinyallerin karşılaştırılması yoluyla hesaplanır. Doğal OSL sinyaline özdeş, OSL sinyalini üretecek olan laboratuvar dozu eşdeğer doz (ED) olarak bilinir (Hicabi, 2007).

1.7.4.1. OSL sinyalinin seçimi

Ölçüm işlemlerinde OSL tuzakları boşalıncaya kadar OSL sinyali uyarılır ve OSL emisyonu oluşur. Daha önceden de bahsedildiği gibi kuvarslarda OSL sinyali genellikle üç farklı bileşenden oluşur: hızlı, orta ve yavaş, bileşen. Yavaş, bileşenlere katkı sağlayan tuzaklar sadece optik uyarmaya zayıf duyarlıdır ve pratikte optik olarak tamamen boşaltmak zordur. Yani ihtiyaç duyulan uyarma zamanı uygulanamayacak kadar uzundur. Bu tuzakları beyazlatmak zor olduğu için, aynı zamanda iyi sıfırlanamaz. OSL'de asıl ilgi iyi sıfırlanabilecek tuzaklar üzerinde odaklanır. Bu tuzaklar da hızlı ve orta bileşene ait olan tuzaklardır (Hicabi, 2007). Yavaş, bileşenden gelen katkıyı atmak için, uyarma süresi sonunda görünen ortalama OSL'ye dayanan taban sayım (background) önceki OSL sinyalinden çıkarılır. Bu taban sayımın çıkarılmasıyla aynı zamanda OSL sayma sisteminden gelen taban sayımda (yani, fotoçoğaltıcı tüpün karanlık sayımı ve filtrelerden kaçan sayımlar) çıkarılmış, olur. Böylelikle OSL analizinde kullanılan net sinyal elde edilir. Bunun bir örneği Şekil 1.16'da gösterilmiştir (Hicabi, 2007).



Şekil 1.16. Termal olarak sıfırlanmış kuvars tek-tanecik OSL bozunma eğrisi. Doğal sinyal termal sıfırlamadan sonra ölçülen OSL sinyalidir ve yeniden oluşturulan sinyal taneciğe 1 Gy doz verilmesinden sonra ölçülen sinyaldir (Thomsen, 2004).

1.7.4.2. Yeniden oluşturma yaklaşımı

Bu teori ile doğal dozu tahmin etmek oldukça basittir. Doğal OSL sinyali ölçülür ve böylece ışığa duyarlı tuzaklarda tuzaklanmış yükler boşaltılır. Daha sonra örneğe bir Laboratuvar dozu (D_L) verilir ve yeniden oluşturulan OSL sinyali ölçülür. Bu işlem değişen yeniden oluşturma dozlarında birkaç kez tekrarlanır ve radyasyon dozu ile OSL sinyalinin gelişiminin nasıl olduğunu gösteren doz cevap eğrisi (büyüme eğrisi-growth curve olarak da bilinir) oluşturulur. Doğal OSL sinyalinin elde edilen büyüme eğrisi üzerine interpolasyonu, doğal OSL sinyaline eşit OSL sinyalini üretmek için ihtiyaç duyulan laboratuvar dozunu (eşdeğer doz) verir. Ancak OSL ölçümünden önce ön ısıtma gerektiren materyallerin doz tahminini yapmak karmaşık bir olaydır.

Laboratuvarda radyasyona maruz bırakılmış tabletler, ilave kararsız bileşenler içerir. Bu yüzden doğal OSL sinyali ile laboratuvarda yeniden oluşturulan OSL sinyalini karşılaştırmak için OSL sinyalinde görülen kararsız bileşenleri kaldırmak gerekir. Bunu yapmanın bir yolu materyale ön ısıtma (yani; OSL ölçümünden önce materyali ısıtmak) uygulamaktır.

Materyallerin ön ısıtılması ile ilgili standart bir uygulama 160–300 °C arasındaki sıcaklıklardır. Fakat kuvarsların ısıtılması materyalin radyasyona karşı duyarlılığını (birim doz başına yayınlanan lüminesans) arttırır ve bu durum doz tahminini karmaşık hale getirir. Duyarlılık değişiminin üstesinden gelebilen ilk doğru tek tablet yeniden

oluşturma ilave doz metodunu (SAR) Murray ve Roberts (1998) önermiştir (Murray, 1998). Bunu yapmak için, bir test dozu katılarak duyarlılık değişimini düzeltme yoluna gidilmiştir (Hicabi, 2007).

1.7.4.3. Tek tablet yeniden oluşturma doz metodu (SAR)

Radyasyon kazası esnasında veya gömülü kalma süresince materyal bir D_N dozuna maruz kalır. Laboratuvarda materyale belli bir sıcaklıkta ön ısıtma yapılır. Daha sonra optik uyarmayla önemsiz bir seviyeye düşene kadar doğal OSL sinyali L_N ölçülür. Küçük bir test dozu D_t (genellikle doğal dozun yaklaşık %10'u kadar) materyale verilir. Materyal belli bir sıcaklığa kadar ısıtılarak hemen soğutulur ve test dozuyla üretilen OSL sinyali T_N ölçülür. SAR metodundaki ikinci ölçüm döngüsü, ilk yeniden oluşturma dozu D_1 vermekle başlar. Radyasyon verilmiş materyale önceki döngüde olduğu gibi ön ısıtma yapılır ve yeniden oluşturulan sinyal L_1 ölçülür. Bu işlem tekrarlanarak büyüme eğrisi elde edilir. Büyüme eğrisinin düşük dozlarda genellikle lineer olduğu gözlenir. Fakat yüksek dozlarda lüminesans sinyali yük tuzaklarının sınırlı olmasından dolayı doyuma ulaşır. Bu durumda büyüme eğrisi genellikle tek üstel doyum fonksiyonuna uyumlandırılır. Bu fonksiyon,

$$I = I_{\infty}\left(1 - e^{-D/D_0}\right) \tag{1.64}$$

ile verilir. Burada I, bir D dozu için elde edilen lüminesans sinyalinin şiddetidir, I_{∞} maksimum kazanılan sinyaldir ve D_0 eğrinin şekline bağlı karakteristik bir parametredir. Eğer materyalin doz cevabının lineer olduğu varsayılırsa doğal doz, toplam doğal sinyalin ve yeniden oluşturulan sinyalin oranı (D_i'yi laboratuvar dozu ile çarparak) göz önüne alınarak tahmin edilebilir (Thomsen, 2004; Hicabi, 2007).

Tek tablet metodunun bazı avantajları vardır, bunlar a) az bir numunenin yeterli olması, b) çok tablette olduğu gibi tabletler arası farklılık olmayacağı için normalizasyona ihtiyaç olmaması, c) çok tablet hazırlamak için harcanan zamandan daha az zamana ihtiyaç duyulmasıdır (Hicabi, 2007).

1.7.5. OSL'de dozimetri uygulamaları

Geriye dönük radyasyon dozimetrisi, doğal veya mevcut sınırlı materyallerin dozimetrisidir. Yani, sentetik materyallerin (optik uyarmalı lüminesans dozimetre-

OSLD) dozimetrisi değildir. Bu ayrım, araştırmacının kullandığı materyalin tipine göre benimseyeceği OSL yöntemlerinin çok daha iyi belirlenmesi için önemlidir (Bøtter-Jensen, 2003). Çeşitli dozimetri uygulamalarının amaçları aşağıdaki gibi tanımlanabilir (Hicabi, 2007).

1.7.5.1. Personel dozimetri

Personel dozimetri derin doz, sığ doz ve göz dozlarının (sırasıyla miktarları Hp(10), Hp(0,07) ve Hp(0,3) civarındadır) gelişimi ile ilgilidir. Hp(10), 1000mg/cm^2 derinliğe karşılık (veya yaklaşık deri yüzeyinden 1cm derinlikte) insan dokusu tarafından soğurulan doz eşdeğeridir. Bu oldukça derine işleyen gamma ışını, yüksek enerjili beta parçacıkları, >15keV enerjili X-ışınları ve nötronlar gibi radyasyon tiplerinden kaynaklanır. Hp(0,07) 5-10 mg/cm^2 derinlikte deri tarafından soğurulan sığ doz eşdeğeridir. Bu derine işlemeyen düşük enerjili beta parçacıkları ve <15keV enerjili X-ışınlarından kaynaklanır. Hp(0,3), 3mm doku derinliğinde göz lensindeki dozdur. Personel dozimetride temel nicelik, soğurma dozu (D, Gy) ile ilişkili olan dokudaki bir noktanın doz eşdeğeridir (H, Sv). Personel dozimetri uygulamalarında OSLD'lere yaklaşık doku eşdeğerini bulmak için gereksinim duyulur. Bu yüzden insan dokusuna yakın etkin atom numaralı (Z_{eff}= 7, 6) materyaller arzulanır (Bøtter-Jensen, 2003;Hicabi, 2007).

1.7.5.2. Çevre dozimetri

Çevre dozimetri, suni radyasyonun insanlar üzerindeki etkisine odaklanır. Nükleer atık imhası, nükleer santrallerden gelen emisyonlar ve nükleer santral endüstrisi vb. suni radyasyon kaynaklarına örnek verilebilir. Suni kaynaklardan ortalama insan vücudun tamamının aldığı çevresel doz (çoğunluğu doğal kaynaklardan gelir) %0,1'den daha az olmasına rağmen çevresel radyasyon kirliliğinin sürekli izlenmesi önemli görülmektedir. Çevre dozimetride en büyük gereksinim, kötü hava şartlarında, değişen ışık ve sıcaklık seviyelerinde hem kararlılığını koruyan hem de yüksek duyarlı dozimetrelerdir. Çevre dozimetri için OSL teknikleri ve materyalleri kullanım kolaylığı ve yüksek duyarlılığından dolayı önemli potansiyele sahiptir (Bøtter-Jensen, 2003; Hicabi, 2007).

1.7.5.3. Medikal dozimetri

Medikal dozimetri insanların radyasyona maruz kalmasıyla ilgili olmasına rağmen, personel dozimetride bulunmayan önemli birkaç özelliğe sahiptir. Bunlardan biri medikal teşhis ve tedavi esnasında hasta üzerinde veya içinde kullanılabilen çok küçük dozimetrelere ihtiyaç duyulmasıdır. TLD'ler bu işlemler için pek çok hastanede popüler dozimetrelerdir. Fakat TLD'ler sadece tedaviden sonra hastanın maruz kaldığı yüzeyin okunmasını sağlayabilir. OSL bu alanda dozimetrinin gelişmesi için bir potansiyele sahiptir (Bøtter-Jensen, 2003; Hicabi, 2007).

1.7.5.4. Geriye dönük dozimetri

Geriye dönük radyasyon dozimetrisi çevre veya bölgesel yerleşim yerlerinde mevcut olan materyallerin soğurduğu radyasyon dozunun belirlendiği zaman kullanılan bir terimdir. Radyasyona maruz kalma süresince ilgili yerlerde sentetik materyaller bulunmaz. Tarihlendirme ve kaza dozimetrisi olmak üzere iki büyük kategorisi vardır. OSL kullanılarak jeolojik veya arkeolojik kalıntıların tarihlendirmesinde kuvars ve feldspat gibi doğal materyaller tarafından soğurulan dozun belirlenmesine güvenilir.

Kaza dozimetrisi, radyasyon kazası veya diğer benzer olaylardan dolayı normal taban sayım üzerinde soğurulan dozu belirlemekle ilgilidir. Bu olaylar esnasında sentetik materyaller olmadığından, soğurulan radyasyon dozunun belirlenmesi için, bölgesel olarak mevcut materyallere (tuğla, porselen vb.) güvenilir (Bøtter-Jensen, 2003). Bu başlıklar göz önüne alındığında iyi bir lüminesans materyalinin sahip olması gereken özellikler için: a) radyasyona yeterince duyarlı olması, küçük dozdaki radyasyonlara lineer veya basit fonksiyon şeklinde cevap verebilmesi, b) optik uyarmaya verimi yüksek olması, c) düşük etkin atom numarasına sahip olması (aksi halde güçlü foton enerji bağlılığı görülür), d) iyi fading (lüminesans sinyalinin kaybolması veya şişmesi) karakteristiğine sahip olması, yani oda sıcaklığında kararlı lüminesans sinyali vermesi sayılabilir (Bøtter-Jensen, 2003; Hicabi, 2007).

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Yapacağımız çalışmada ticari olarak satılan fantomlar ihtiyacımızı tam olarak karşılamadığı için yeni bir fantom yapıldı. Fantom yapımında nelere dikkat edildiği, Hounsfield Unit(HU) kaç olmalıdır, insan vücudunda bulunan kemiklerin farklı yoğunlukta olup olmadığı gibi konular 2.1 radyoterapide fantom çalışmaları bölümünde detaylı bir şekilde araştırılmıştır. Aşağıda bununla ilgili olarak yapılan çalışmalar anlatılacaktır. Optik uyarmalı lüminesans (OSL) dozimetreler son zamanlarda radyoterapide sıklıkla kullanılmaktadır. Bu dozimetrelerin efektif atom numaralarının önemi, doku eşdeğeri olup olmadığı, ışığa hassasiyeti, yön bağımlılığı gibi konular 2.2 OSL çalışmaları bölümünde detaylıca anlatılacaktır.

2.1. Radyoterapideki Fantom Çalışmaları

Kim M. J. ve ark (2017) 'Characterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy' çalışmasında iki farklı 3D baskı teknolojisi, dijital ışık işleme (DLP) ve Polyjet tarafından üretilen omurga şeklindeki fantomların geliştirilmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır. Stereotaktik beden radyoterapisinin hastaya özgü kalite kontrolünde kullanılmasını amaçlamışlardır. Geliştirilmiş 3D baskılı omurga QA fantom, bir akrilik vücut fantomu ve 3D baskılı omurga şeklindeki bir nesneden yapmışlardır. Hedefin L1'de olduğu varsayılarak, T11 ve L3 arasında basılmış fantomdur. Yüksek yoğunluklu bir akrilik polimeri (1.29–1.39 g/cm^3) kullanan DLP ve Polyjet 3D yazıcılar, BT görüntülerine dayanan omurga şeklindeki fantomları üretmek için kullanılmıştır. İlk etapta vücut fantomu üretilmiş, ardından arka kısmına omurga carrageenan tozu ile kanala yapıştırılmıştır. Bu tozun HU değerini ise 8-10 aralığında bulmuşlar. Fantomun tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için görüntü füzyonu gerçekleştirilmiştir. Hounsfield unit (HU) değerleri BT görüntüsüne göre ölçülmüştür. Akrilik gövdeli fantom iki omurga şekilli fantomdan yapılmıştır. BT fantom görüntüsü üzerine dayalı iki farklı yoğunluk için IMRT planı, planlanan hedef hacme (PTV) 16 Gy doz olarak planlamış ve hedef kapsama ve normal doku koruması için karşılaştırılmıştır. Görüntü füzyonu ile geliştirilen fantomun tekrarlanabilirliğinin iyi olduğu gösterilmiştir. DLP ve Polyjet teknolojisi ile basılan vertebralarının HU değerleri ortalama 54.3 farklı çıkmış. DLP tarafından üretilen fantom için PTV Dmax dozu, Polyjet tarafından üretilen fantoma göre yaklaşık 1.488 Gy

daha yüksek bulunmuştur. Normal dokular ise, DLP tekniği kullanılarak yapılan omurga şekilli fantom için Polyjet tekniği kullanılarak yapılan omurga şekilli fantomdan daha düşük bir doz almıştır. Omurga şeklindeki fantomu basmak için aynı malzeme kullanılmasına rağmen; farklı 3D baskı teknikleri ile farklı HU değerleri bulunmuştur. Baskı tekniğine göre bulunan HU değerleri, hastanın yaşına ve spinal kemiğin yoğunluğuna bağlı olarak 3D basılmış omurga şeklindeki fantomun geliştirilmesi için düşünülmesi gereken ekstra bir durumdur. Çalışmada 40-49, 50-59, 60-69 ve 70-79 yaş aralığındaki vertebraların ortalama HU değerleri sırasıyla 175±48, 150.2±40.4, 97.5±39.7, 81±32 ve 51.8±32.7 olarak bulunmuştur. Bu nedenle 3D baskı tekniğine ve materyallerine, 3D ile hastaya özgü QA fantomunu doğru bir şekilde üretmek için hastanın durumu dikkate alınarak dikkatli bir şekilde seçilmelidir(Kim ve ark., 2017).

Ding C. ve ark (2017); 'Phantom-to-clinic development of hypofractionated stereotactic body radiotherapy for early-stage glottic laryngeal cancer' çalışmasında, robotik radyocerrahi sistemi (C (CyberKnife®, Sunnyvale, CA) ile erken evre glottik laringeal kanser tedavisinin klinik olarak testi yapılmış. Glottik larinksin CTis-T2N0M0 karsinomu olan 15 hastayı kurumsal bir gözden geçirme kurulu ile kanıtlanmış bir klinik çalışma ile kabul edilmiştir. Stereotaktik beden radyoterapisi (SBRT) ile hemilarynx'e 45 Gy / 10 fraksiyon önerilmiştir. SBRT dozimetrisi, (1) standart karotid koruyucu laringeal yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve (2) selektif hemilaringeal IMRT ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada baş boyun bölgesine özel anthropomorphic wax fantom oluşturulmuştur. Herhangi bir kemik yapı kullanmamışlar, hava kanalları ise boş bırakılmıştır. Multiplan tedavi planlama sisteminde Ray-Tracing algoritması ile oluşturulan planlar Monte Carlo algoritması ile yeniden hesaplatılmıştır. Fantomda tiroid isthmus düzeyine ortogonal görüntüler için 3 tane radyoopak fidüsel konulmuştur. Kesitler arasına konulan EBT2 filmler ile hedefin doz dağılımına bakılmıştır. SBRT planlarının sonuçlarında; kontralateral arytenoid (ortalama 20.0 Gy azalım, $p < 0.001$), ipsilateral karotid Dmax (ortalama 20.6 Gy azalım, $p < 0.001$), kontralateral karotis Dmax (ortalama 28.1 Gy azalım, $p < 0.001$) ve karotis koruyucu IMRT'ye göre tiroid Dmean (ortalama 15.0 Gy azalım, $p < 0.001$). SBRT ayrıca, seçici hemilaringeal IMRT planlarına göre kontralateral aritenoide (ortalama 4.8 Gy azalım, $p = 0.13$) ve spinal cord Dmax'ın (ortalama 4.9 Gy azalım, $p = 0.015$) korunmasını göstermişler. Fantomun arasına film konularak yapılan ışınlamalarda gamma analizi için %3/3mm kriteri seçilmiştir. Ray-Tracing ile yapılan ışınlamalarda gamma geçme oranı %79 iken, Monte-Carlo ile yapılan planlarda gamma geçme oranı %90 olarak bulunmuştur. Bu "phantom-to-clinic" fizibilite

çalışması, erken evre laringeal kanser için hipofraksiyone SBRT tedavisinin, mevcut IMRT standartlarına göre komşu normal dokularda daha iyi doz koruması yapabileceğini doğrulamışlardır. Klinik etkililik ve toksisite bağıntıları devam eden prospektif bir çalışma ile toplanmaya devam etmekte olduğunu bildirmişlerdir (Ding ve ark., 2017).

Graves Y. J. ve ark (2015); 'A deformable head and neck phantom with in-vivo dosimetry for adaptive radiotherapy quality assurance' çalışması yapılmıştır. Hastaların interfraksiyonel anatomik değişiklikleri nedeniyle başlangıç tedavi planı kalitesinden ödün verilir. Bu sorunun üstesinden gelmek için adaptif radyoterapi (ART) geliştirildi. Deformable image registration (DIR), ART için önemli bir araçtır ve algoritmaların doğruluğunu değerlendirmek için birkaç deforme edilebilir fantom geliştirilmiştir. Bununla birlikte, tüm ART sürecinin doğruluğunu teyit etmek için dozimetrik bilgi sağlayabilen deforme olabilen fantomlar yoktur. Bu çalışmada in vivo dozimetri ile deforme olabilen bir baş ve boyun (HN) ART QA fantomu tasarlanmıştır. HN hastasının axial dilimi, fantom için model olarak alınmıştır. HU sayıları gerçek bir hastaya benzeyen altı anatomik materyal düşünülmüş. Bu ART QA fantom iki akrilik tabaka arasına sadviç yapılmıştır. Yumuşak dokular silicone rubber gel ve microballon'lar ile doldurulmuştur. Kemik için gypsum plaster kullanılmıştır. Tümörü taklit etmek için fantom içine dolu bir balon eklenir. Balonun deflasyonu, tümör büzülmesini simüle eder. DIR algoritmalarını etkilemeyen radyoaktif olmayan yüzey belirteçleri deformasyonun doğruluğunu sağlar. Fix ve harketli holderlar dozimetrik ölçümler için diyotun fantomda sabit tutulması için fantomda oluşturulmuştur. Yüzey işaretleme konumlarındaki ölçülen deformasyonlar, doğruluğunu değerlendirmek için bir DIR algoritması ile hesaplanan deformasyonlarla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, yazarlar gösteri amaçlı bir DIR algoritması örneği olarak bir Demons algoritması seçmişler. Ortalama hata büyüklüğü 2,1 mm bulunmuştur. In vivo diyot dozimetrelerinden alınan nokta doz ölçümleri, tedavi planlarının fantomun orijinal veya deforme edilmiş geometri ile verildiği zaman, tedavi planlama sisteminden reçetelenen dozun maksimum %3.1 farklılıkla hesaplanan dozlarla uyum sağladığı söylenmiştir. Bu çalışmada, yazarlar, DIR algoritmalarının doğruluğunu test etmek ve ART dozimetrik doğruluğunu doğrulamak için bu deforme edilebilir HN fantomun işlevselliğini göstermişler. Yazarlar bu fantomun end-to-end ART QA fantomu olarak kullanılmasının uygunluğunu göstermektedir(Graves ve ark., 2015).

Niebuhr N. I ve ark (2016) ‘Technical Note: Radiological properties of tissue surrogates used in a multimodality deformable pelvic phantom for MR-guided radiotherapy’ çalışmasında; multimodal [bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve teleterapi] ve anthropomorphic doku simülasyonunun yanı sıra deforme olabilen organ şekilleri ve anthropomorphic kemik modellerinin oluşturulmasına yönelik materyaller ve yöntemlere izin vermek için fantom belirteçleri geliştirilmiştir. Çeşitli yumuşak doku tiplerini simüle etmek için değişken konsantrasyonlarda ve yüklerde agaroz jeller araştırılmıştır. Kemik ve organların anthropomorphic şekilleri, hasta BT-taramalarının segmentasyonlarına dayanan 3D baskı teknikleri kullanılarak yapılmıştır. Tüm materyaller, BT sayılarını, elektron yoğunluğunu, etkili atom sayısını ve de T1 ve T2 relaxation zamanlarını hasta ve literatür değerlerine uyarlamak için çift enerji BT ve MRI ile karakterize edilmiştir. Kas dokusu, prostat ve tümör dokularını simüle etmek için gadolinyum bazlı kontrast ajanı ve NaF ile kombinasyon yaparak agaroz jelleri ile yumuşak doku simülasyonunun yapılabileceği söylenmiştir. Yumuşak doku ve türevleri için; $BT=a_0+a_1xAga+a_2xNaF+a_3xMH$ (a_0=-12.8±2.8, a_1=4.4±0.8, a_2=10.3±0.2, a_3=211.2±148.3) denklemi verilmiştir. Buradan yola çıkarak Hounsfield Unit değeri bulunabilir. Burada NaF: NaF konsantrasyonu, MH: MultiHance konsantrasyonu ve Aga: Agoroz konsantrasyonunu vermektedir. Bitkisel yağların, tüm modellerde yağ dokusu için uygun olduğu gösterilmiştir. İç kemik, bir Vazelin ve K_2HPO^4 karışımı kullanılarak gerçekleştirilmiş. MRI'da hem kemik iliği sinyalinde hem de BT'de homojen olmayan düşük ve yüksek zayıflama alanlarında sonuçlanmıştır. Dış kemiğin yüksek oranda zayıflaması, ayrıca, 3D baskılı içi boş kemik kasasına 1200 HU’ ya kadar olan değerlerde gypsum bandajları uygulanarak uyarlanmıştır. Deforme olabilen içi boş organlar silikon kullanılarak üretilmiştir. MR görüntülerinde jellerin iletkenliğine dayalı sinyal kaybının daha fazla araştırılması gerektiği belirtilmiştir. Sunulan temsili fantom ve teknikler, MR eşliğinde radyoterapide, adaptif tedavi senaryoları üzerinde çalışmayı amaçlayan pelvik bir fantom için örnek olarak gösterilen multimodalite, anthropomorphic ve deforme olabilen fantomların özelleştirilmiş inşasına izin vermektedir(Niebuhr ve ark., 2016).

Singhrao K. ve ark (2014)’ A three-dimensional head-and-neck phantom for validation of multimodality deformable image registration for adaptive radiotherapy’ yaptıkları çalışmada hem kilovoltaj (kV) hem de megavoltaj (MV) görüntüleme modaliteleri için gerçekçi doku kontrastı ile üç boyutlu (3D) deforme olabilen baş-boyun (H&N)demir fantomu ile deformable image registration (DIR) algoritması görüntüyü

objektif olarak değerlendirmişlerdir. Fantom H&N hasta anatomisini temsil etmektedir. Kaynar suda sertleşebilen termoplastik ve sertleştirilmiş epoksi reçineden yapılmış. Bir katkı maddesi kullanarak, bu materyallerin Hounsfield Unit birimi (HU) değerleri hem kV hem de MV görüntüleme için anatomiyi tam olarak taklit edecek şekilde ayarlanmıştır. Fantom deformasyonu karakterize etmek için kullanılan radiotransparan işaretleyicileri ortaya çıkarmak için fantom sagittal midsection boyunca açılır. Deforme olmuş ve deforme olmamış fantomlar kV ve MV görüntüleme modaliteleri ile tarandı. Ek olarak, MV taramalarının HU' larını, kV HU' lara (MC) benzer olacak şekilde değiştirmek için bir kalibrasyon eğrisi oluşturulmuş. Elde edilen doğru deformasyon yeri, daha sonra ticari olarak kullanılan DIR algoritmaları hem Velocity Medical Solutions hem de MIM Software sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Fantomda boyun fleksiyonunu temsil eden, 8 mm'ye varan büyüklükte bir 3D deformasyon oluşturmuştur. Bu fantomda hem kV hem de MV görüntüleme modaliteleri için doku HU'ları temsil edilmiştir. Test edilen iki deformasyon algoritması ile çok farklı sonuçlar bulmuşlardır. kV–kV için, MIM Software' de ortalama 1.8mm ve maksimum 11,5mm'lik hatalar üretilmiştir. Velocity için ise ortalama 2.4 ve maksimum 7.1 mm bulunmuş. MV-MV, kV – MV ve kV – MC için Velocity, benzer ortalama ve maksimum hata değerleri üretmiştir. Fakat, MIM'de maksimum hatalar 33.4 ile 41.6 mm arasında değişen büyük hatalar üretilmiş. Farklı görüntüleme modaliteleri boyunca DIR uygulaması, doku HU'larındaki farklılıklar ve görüntüleme artifaktlarının varlığı nedeniyle özellikle zordur. Bu nedenle, DIR algoritmaları bu amaç için özel olarak doğrulanmalıdır. Geliştirilmiş H&N fantomu bu amaç için etkili bir araçtır(Singhrao ve ark; 2014).

2.2. Radyoterapide OSL Çalışmaları

Yukihara E. G. ve ark (2005) 'High-precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin Al_2O_3:C dosimeters' çalışmasında yüksek enerjili foton demetleri tarafından verilen soğurulan dozların kesin ve doğru bir tahmini için optik olarak uyarılmış lüminesans (OSL) tekniğinin alüminyum oksit (Al_2O_3:C) dozimetreler ile kullanılma olasılığını araştırmıştır. Bu çalışma, OSL ölçümlerinin yüksek tekrarlanabilirliğini göstermekte ve lineer hızlandırıcıdan 6 MV foton ışını için sudaki derin-doz eğrisinin bir ön tespiti sunulmaktadır. Aynı dozla ışınlanan dozimetrelerin büyük bir örneğinin varyansından tahmin edilen tek bir OSL'nin ölçümünün belirsizliği %0,7 bulunmuştur. OSL tekniği kullanılarak elde edilen derin-doz

eğrisinde, ölçülen ve beklenen dozlar arasındaki fark, 1.5 ve 10 cm arasındaki derinlikler için ≤ %0,7 ve 15 cm'lik bir derinlik için %1,1 bulunmuştur. Okuma prosedürü, dozimetrenin kütlesi, dozimetre duyarlılığı ve okuyucunun duyarlılığındaki varyasyonları ortadan kaldırmak için dozimetrenin yanıtının referans dozuna göre normalizasyonun yapıldığı belirtilmiştir. Bu çalışmada OSL tekniğinin kalite temini (quality assurance-QA) programlarına ve doz doğrulamalarına güvenilir bir şekilde dahil edilme potansiyeline sahip olduğu sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada sunulan sonuçlar, OSL'nin quality assurance (QA) programları ve doz doğrulaması için önemli bir araç olma potansiyeline sahip olduğunu ve ayrıca IMRT'nin karmaşık doz dağılımlarını haritalandırmak için gerekli olan tekniklere ilave olarak potansiyel olduğunu göstermiştir (Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group 2001). OSL tekniğinin farklı foton ve elektron enerjileri, farklı alan boyutları, farklı fantom tipleri ve değişken sıcaklık koşulları gibi daha çeşitli durumlarda Al_2O_3:C dozimetrelerde test edilmesinin önemli olduğu belirtilmiştir. Enerji bağımlılığının araştırılması ve 6 ve 18 MV foton demetleri için doz-derinlik profillerinin belirlenmesi ve burada açıklanan prosedürü kullanan bir dizi elektron demetinin araştırılarının devam ettiği belirtilmiştir. Bu malzemenin çok yüksek lüminesans yoğunluğu, bu deneyde PMT'nin önünde kullanılacak delikler gerektirmektedir, ayrıca daha küçük bir dozimetrenin kullanılma olasılığının da yolunu açtığı söylenmişdir. Daha iyi uzaysal çözünürlük için küçük OSL dozimetre (1 mm x 1 mm × 0,3 mm) ile de araştırmaları devam etmekte olduğunu bildirmişlerdir(Yukihara ve ark., 2005).

Yukihara E. G. ve ark (2008) 'Evaluation of Al_2O_3:C Optically Stimulated Luminescence OSL Dosimeters for Passive Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams in Radiotherapy' çalışmasında Al_2O_3:C optik uyarımlı lüminesans dozimetrelerin (OSLDs) performansı araştırılmıştır. Merkezi eksende derin doz eğrileri ve optik olarak uyarılan lüminesans OSL cevapları 6 ve 18 MV fotonlar için bir su fantomunda ve bir Varian 21EX lineer hızlandırıcıdan 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron demetleri ile yapılmıştır. Tek OSL ölçümleri %0,7'lik bir standart sapma ile tekrarlanabilir ve OSLD'ler ve farklılıklar iyon odası ve OSL ile ölçülen soğurulan dozlar arasındaki farklar foton demetleri için ±%1'in içinde bulmuşlardır. %1,9'luk bir foton-elektron biasının düzeltilmesinden sonra düşük gradyan bölgesinde elektron demetleri için benzer sonuçlar elde edildi. Distance-to-agreement (DTA) değerleri yüksek doz gradiyent bölgelerindeki, elektronlar için 0.5-1.0 mm arasında bulunmuştur. İlave araştırmalarda OSL'nin doz bağımlılığı; doz-hızı, alan büyüklüğü ve ışınlama sıcaklığına

bağlılığı kendi çalışma koşullarında %1'den az çıkmıştır. Demet enerjisi / kalite bağımlılığı ile ilgili olarak, OSLD'nin 18 MV için rölatif cevabı, 6 MV foton demetinin cevabı için %0.51 ± 0.48 bulunmuştur. 6 MV foton demetine göre elektron demeti için OSLD tepkisi ortalama %1,9 daha yüksek çıkmış, ancak bu sonuçların daha fazla doğrulanması gerektiğini söylemişlerdir. Nispi cevap, deneysel belirsizlikler (ortalama %0,5) dmax'ta elektron enerjisine göre değişmemekte ve bu nedenle %1.9'luk düzeltme faktörü kullanarak, deney koşullarında enerji bağımlılığını ortadan kaldırmışlardır. Bu çalışmada elde edilen ümit verici sonuçlara rağmen, OSL dozimetrisinde dikkate alınması gereken dezavantajların olduğunu söylemişlerdir. Bunlardan ilki, OSLD'lerin radyasyona maruz kaldıktan sonra ışıktan korunmasını gerektiren dozların içsel optik duyarlılığıdır. İkincisi, mevcut çalışmada benimsenen prosedürü otomatik olarak yerine getirebilen OSL okuyucularının kullanılabilirliği ve maliyeti olarak belirtilmiş. OSL'nin nispeten yeni bir teknik olduğu gerçeğine inandıklarını; OSL uygulamaları, OSL dozimetrisinin hali hazırda kullanıldığı kişisel dozimetri dışındaki alanlara yayıldığında teknik boşluğun ortadan kalkacağı belirtilmiştir.

Optik hassasiyet ile ilgili olarak, OSL tarafından halihazırda getirilen avantajlar ve ekipmandaki gelecekteki gelişmeler, OSLD'leri ışıktan korumak zorunda kalmanın dezavantajını dengeleyebilir ya da atlatabilir ve bu da fantom ölçümleri gibi uygulamalarda TLD'lere cazip bir alternatif oluşturacağı belirtilmiştir(Yukihara ve ark., 2008).

Schembri V. ve Heijmen J. M. (2007) 'Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide (Al_2O_3:C) for film dosimetry in radiotherapy' çalışmasında; konvansiyonel röntgen filmleri ve radyokromik filmler, yüksek hassasiyetli radyoterapi dozimetresi için doğal sorunlara sahip olduğu ve burada terapötik foton ve elektron demetlerinde dozimetri için karbon takviyeli alüminyum oksit Al_2O_3:C ışınlanmış filmlerin optik olarak uyarılmış lüminesans OSL temel özelliklerini araştırmıştır. OSL filmleri, tek bir Al_2O_3:C kristalinin tozunun ve bir polyester karışımının bir üst tabakası olan bir polystyren tabakasından oluşur. Filmlerin toplam kalınlığı 0,3 mm'dir. Ölçümler 4, 6, 10 ve 18 MV foton demetleri ve 6–22 MeV elektron demetleri kullanılarak suya eşdeğer bir fantomda gerçekleştirilmiştir. Çalışmalar, verilen doz (linearity), doz hızı (1–6 Gy / min), ışın kalitesi, alan boyutu ve derinlik (6 MV, 4x4-30x30 cm^2, dmax − 35 cm) film tepkisinin (OSL signal/Delivered dose) değerlendirilmiş. Dozlar iyon odası ölçümlerinden türetilmiştir. OSL filmleri yüksek doz alanın dışında

dozimetri için konvansiyonel röntgen ve gafkromik filmlerle karşılaştırılmışlar ve düşük doz saçılmış fotonlar yüksek oranda elde edilmiştir.

Toplamda 787 OSL filmi ışınlanmıştır. Genel olarak, elektron demetleri için OSL cevabı foton demetlerinden %3,6 daha düşük bulunmuştur. Çeşitli elektron demet enerjileri arasındaki farklar anlamlı bulunmamıştır. 6 ve 18 MV foton demetlerinin cevabı %4 oranında farklı bulunmuştur. Doz hızı için cevap bağımlılığı gözlemlenmemiş. 6 MV için, OSL cevabının alan boyutu ve derinlik bağımlılığı ± %2,5 bulunmuştur. Aynı dozla ışınlanan filmler için gözlenen film arası cevap varyasyonu, ölçüm gününe bağlı olarak %1 ila %3,2 (1SD) arasında bulunmuştur. 20 cm derinlikte, 20x20cm^2 'nin 5 cm dışında, 6 ve 18 MV demetlerinde, % 17'nin üzerinde bir cevap gözlenmiştir. Gafkromik ve konvansiyonel röntgen filmlerinin aksine, Al_2O_3:C filmlerinin cevabı, klinik olarak 0-200 cGy doz aralığında lineer olduğu belirtilmiştir. Al_2O_3:C içeren ışınlanmış filmlerin OSL sinyalinin ölçülmesi, doz hızı, demet kalitesi, alan boyutu ve derinlik ile ilişkili veya küçük cevap varyasyonları yapılarak radyoterapide film dozimetrisi için ümit verici bir teknik olduğu belirtilmiştir. 0 ile 200 cGy arasında lineer bir cevap verdiği belirtilmiştir(Schembri and Heijmen, 2007).

Alejo ve ark (2015) 'Estimation of eye lens doses received by pediatric interventional cardiologists' çalışmasında; Pediatrik girişimsel kardiyologlar tarafından bir yıl içinde, göz merceğinin aldığı maksimum doz Hp (0.07) dozu tahmin edilmeye çalışılmıştır. Optik olarak uyarılmış lüminesans dozimetreler, en yaygın ışınlama koşullarını simüle eden bir anthropomorphic fantomun gözlerine yerleştirilmiştir. Hastanede gerçekleştirilen prosedürlerden toplanan verilerle maksimum iş yükü dikkate alınmıştır. Elde edilen maksimum değerlerin hiçbiri ICRP tarafından önerilen 20 mSv'lik doz sınırını aşmadığını belirtmişlerdir(Alejo ve ark., 2015).

Akyol ve ark (2019) 'Evaluation of nanoDot optically stimulated lıminescence dosimeter for cone-shaped small-field dosimetry of CyberKnife® stereotactic radiosurgery unit: A monte carlo stimulation and dosimetric verification study' çalışmasında; optik uyarımlı nanoDot (OSL) dozimetrenin küçük alan dozimetresi için yeterliliği katı fantomlar aracılığı ile araştırılmıştır. Çalışmalarında, PTW 60018 SRS Diyot, 60019 microDiamond ve Gafchromic EBT3 filmler, ışın verlerini toplayıp karşılaştırmak için karbon katkılı alüminyum oksit (Al_2O_3:C) dozimetre ile birlikte kullanılmıştır. Ayrıca EGSnrc / BEAMnrc kodu, CyberKnife® SRS sisteminin 6-MV foton ışınlarını simüle etmek için kullanılmıştır. 15mm'den büyük kolimatörler için output faktörü ölçümlerinde iyi bir tutarlılık göstermiş ve farklılıklar %3 içerisinde

bulunmuştur. Bununla birlikte 15mm'den küçük olan kolimatörlerde OSL dozimetre, diğer dedektörlere kıyasla büyük tutarsızlık göstermiştir. 5mm kolimatör için yaklaşık %40'a varan farklılık gözlenmişdir. OSL dozimetrenin output sonuçlarına bağlı olarak 15mm ve daha büyük kolimatörler için yüzde derin doz (PDD) ölçülmüştür. PDD ölçümlerindeki farklılıklar, 5-200 mm arasındaki derinlikler için %5 aralığında bulunmuştur. Sonuç olarak; 15mm 'den küçük kolimatörler için CyberKnife® sisteminin in-vivo uygulamalarından önce, güvenilirliği düşük olduğundan dolayı düşünülmesi gerektiği önerilmektedir(Akyol, 2019).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde çalışmada kullanılacak olan fantomun üç boyutlu yazıcı teknolojileri (3.1), fantomun modellenmesi ve üretilmesi (3.2), fantomun yapımında kullanılacak üç boyutlu yazıcıya uygun malzemenin seçimi (3.3), fantomun üretilmesi (3.4), BeO kristali ve BeO OSL dozimetrelerin teknik özellikleri (3.4), Al_2O_3:C dozimetrelerin teknik özellikleri (3.6) ve de CyberKnife® cihazı (3.7) bölümlerinde ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

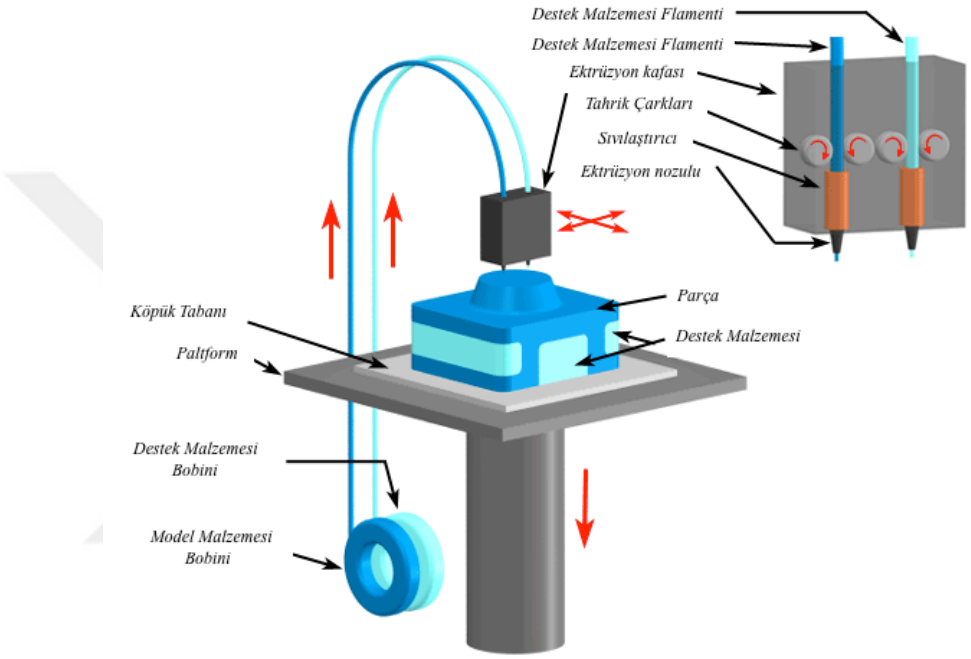
3.1. Üç Boyutlu Yazıcı Uygulamaları

En sade şekliyle üç boyutlu yazıcı, bilgisayarlarda halihazırda bulunan verilerin fiziksel olarak gerçek cisimlere dönüşmesi ve oluşmasını sağlayan makinelerdir. Bu teknoloji bununla birlikte, geleneksel üretim metotları ile üretilemeyecek geometrileri de yapabilmektedir. Yakın tarihi incelediğimiz zaman ilk örnekleri 80'li yıllarda meydana gelmiştir. Son birkaç yılda ise seri prototipleme alanında fazla rağbet görmesi, işlevsel ve kullanışlı bir hale gelmesiyle yaygın kullanılmaya başlamıştır. 2006 senesinde oluşmuş olan REPRAP (kendin yap, kendin geliştir) projesi ile birlikte çok sayıda sıradan kullanıcı, hobi sahibi ve kendin yarat kültürüne sahip kişi bu yazıcıları kullanmaya başlamıştır. Bu projenin oluşumundan 3 sene gibi kısa bir zaman sonrasında çok sayıda şirket açık kaynak olarak üç boyutlu yazıcıları üretip ve satabilmek için REPRAP projesine katılmış, boyutlu üretim olarak da bilinen bu teknoloji, masaüstü üretim ya da eklemeli imalat (additive manufacturing) olarak da bilinen bir imalat şeklidir. Bu yazıcılar, imalatı yapabilmek için çok sayıda değişik teknoloji kullanabilmektedirler. Teknolojiler arasındaki değişiklikler ekseriyetle tabakaların ne şekilde meydana getirildiğiyle ilgilidir. Üç boyutlu yazıcıların sahip olduğu teknolojilerin çalışma şekilleri ve ana özellikleri ayrıntılı şekilde aşağıda belirtilmiştir.

3.1.1. Birleştirmeli yığma modeli-FDM (Fused Deposition Modelling)

En fazla kullanılan ve kabul gören modeldir. Birleştirmeli yığma modeli olarak da bilinen yöntem aslında bir tepe kısmının, üç eksen üzerinde gerçekleştirdiği hareketlerin davranışına göre üretilip geliştirilmiştir. Yatay ekseni esas olarak belirleyerek tepe kısmın üçüncü eksende yığma hareketi yaparak modeli geliştirmesidir. Tepe kısım ısı ile polimer materyalleri eriterek şekil verme işlemini yapmaktadır. Bu

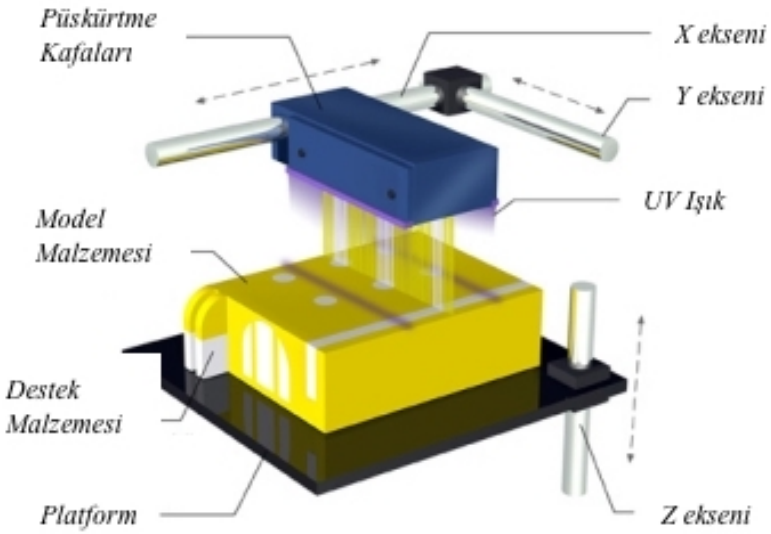
işlem için en çok seçilen polimer materyaller Polilaktik Asit (PLA) ve Akrilonitril Butadin Stiren (ABS)'dir. Plastik materyaller sınıfında en fazla malzeme direncine bu teknoloji ile ulaşılmaktadır. FDM teknolojisinde stalaktit (sarkıt) tipi havada asılı şekilde kalan yapıların elde edilmesi çok fazla problemli olabilmektedir. Yapının açısı sebebiyle herhangi bir destek materyali lazım olmasa da en alt tabakada materyalin az olması nedeni ile, üzerine yığılan diğer yığılan diğer tabakaları taşıyamaması ve çarpılması söz konusudur (Şekil 3.1) (Şahin, 2018).



Şekil 3.1. Birleştirmeli yığma modeli çalışma diagram (Şahin, 2018)

3.1.2. Poly jet modeli (Eklemeli üretim – Additive modelling)

Poly jet teknolojisi, mürekkep püskürtmeli (inkjet) yazıcıların kullandığı yapıya benzetilebilir. Bu teknolojide katman 16 mikron ve 0.1 mm oranında yumuşak yüzeyler elde edilebilir. Materyal takviyesi çok daha fazla ve kompleks şekillerin üretimi hususunda daha elverişlidir. Çözünürlük oranı daha fazla olmasından dolayı imal edilen ürün, prototip yerine daha çok ticari bir malzeme olarak da nitelendirilebilir (Şekil 3.2) (Şahin, 2018).



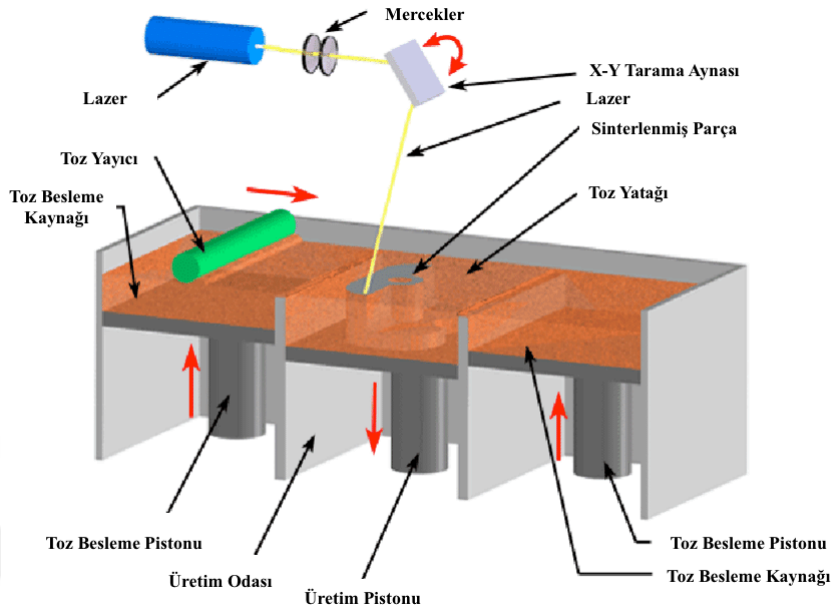
Şekil 3.2. Poly Jet çalışma diagramı (Şahin, 2018)

3.1.3. Seçici lazer sinterleme- SLS (Selective Laser Sintering)

1980'li yılların ortalarında, Teksas Üniversitesi'nde Joe Baeman'ın geliştirdiği bir teknolojidir. İmal etme metodu; toz malzemelerin sıcaklık ve basınç etkisi altında katı nesnelere dönüştürülmesine dayanmaktadır. Sinterleme için değişik çözümler kullanılabilir. Lazer de bu çözümlerden biridir. Lazer ışını malzemenin tozu üzerine, çok seri bir biçimde yansıtılarak tabakalar oluşturulur. Lazer ışını, lazer tarayıcı olarak da bilinen bir kısım vasıtası ile insan gözünün farketmekte zorluk duyabileceği hızlarda, tabakaları yapabilmektedir. Bu teknolojide yararlanılan lazer gücüne göre metal, plastik ve seramik olmak üzere birçok farklı malzeme ve malzemelerin birbirleriyle olan karışımlarından yararlanılmaktadır.

SLS teknolojisinde FDM den değişik olarak parçalar ham madde olarak kullanılan toz içine gömülü olarak üretilmektedir bu nedenle birçok modelde destek malzemesi kullanılma ihtiyacı ortadan kalkmaktadır. Ancak FDM ile karşılıklı incelendiğinde oldukça yavaş, bir metotdur. Bunu nedeni ise her tabaka için düzgün bir toz yüzeyi serilmesine ihtiyaç duymasıdır. Tozun düzgün serilebilmesi için serici kafa oldukça yavaş, hareket etmektedir, bu durumda toplam imal etme süresini arttırabilmektedir. SLS teknolojisi bu sanayide en fazla kafa karıştıran metotlardan birisidir. Bunun nedeni çok sayıda farklı kuruluşun bu metodu değişik adlarla piyasaya sunmasıdır. SLS teknolojisinin en büyük yararı, karmaşık geometrilerin imal edilmesinde yarattığı

faydalardır. Destek yapısına ihtiyaç olmadığı için ortaya çıkan model neredeyse tamamen temiz ve en son halidir. Bu sebeple, ön seri üretime şans tanır (Şekil 3.3) (Şahin, 2018).

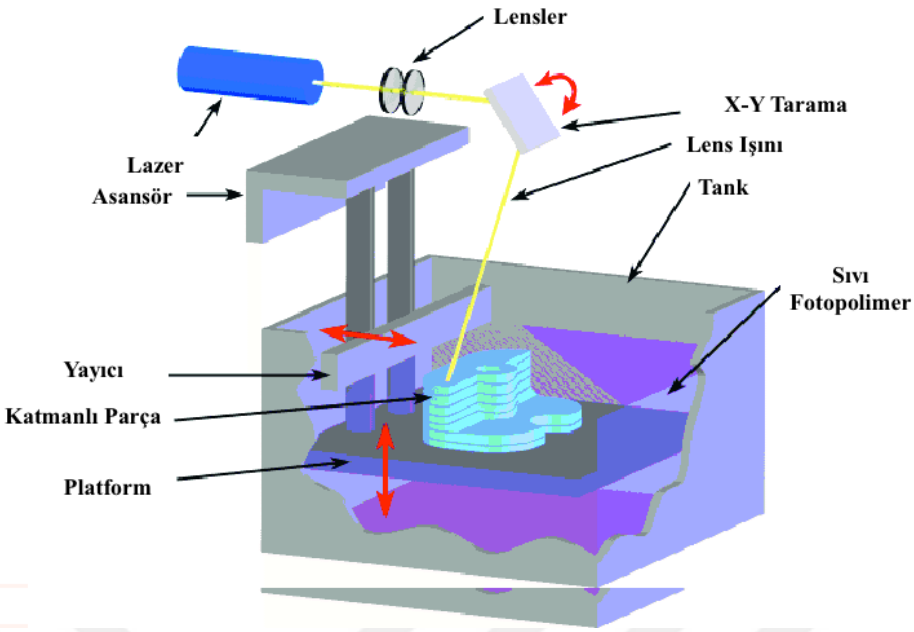


Şekil 3.3. Seçici lazer sinterleme çalışma diagramı (Şahin, 2018)

Ne kadar da başta bahsedilen üç teknoloji gibi yaygın kullanılmasalar bile üç boyutlu yazıcılar için geliştirilen başka teknolojiler de vardır. Kurulum maliyeti ve satın alabilme değerinin fazla olması sebebiyle daha az rağbet görmektedirler.

3.1.4. Tarayarak Işıkla Kürleme Tekniği-SLA (Stereo Lithography Apparatus)

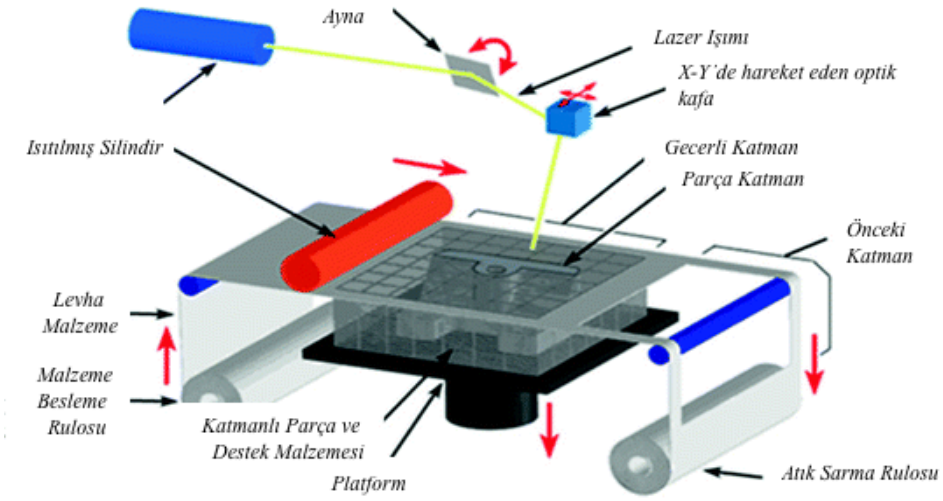
Bu metot çok yüksek doğrulukta ve ayrıntıda imal edebilme şansı sağlamaktadır. Elde edilen malzeme olarak yüzeyi düzgün ve pürüzsüz polimer parçaları elde edilebilir. Bu alanda öncü çalışmalar yapan, SLS teknolojisinin de geliştirme haklarına sahip "3D Systems" firmasının geliştirmiş olduğu bir metotdur. Bu metodun en büyük yararı çok değişik çeşitlerde de materyallerle imal etme seçenekleri sunmasıdır. O sebeple, taşımacılık alanından, rekreasyon, sağlık ve tüketim ürünlerine kadar değişik alanlarda üretim imkânı tanımaktadır (Şekil 3.4) (Şahin, 2018).



Şekil 3.4. SLA çalışma diagramı (Şahin, 2018)

3.1.5. Tabakalı Yapıştırmalı Parça İmalatı (LOM, Laminated Object Manufacturing)

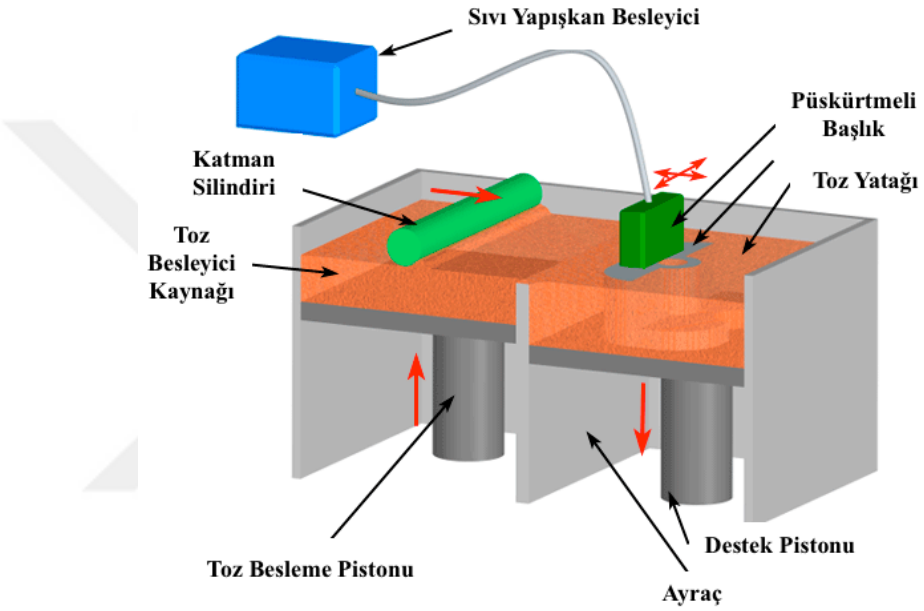
Çevre dostu bir teknoloji olan LOM, aynı zamanda hızlı üretim içinde olanak sağlamaktadır. Bu teknoloji içerisinde, kaplanmış, kâğıt, plastik köpük kullanılabileceği gibi seramik veya metal tozu emdirilmiş, malzemeler de kullanılabilmektedir. Geri dönüşüm malzemeleri ile de üretime olanak sağlamaktadır. Tasarım ve parametrelerin doğru seçilmesiyle, her boyutta yüksek hassasiyete sahip yapısal ve işlevsel modeller de üretilebilmektedir (Şekil 3.5**)** (Şahin, 2018).



Şekil 3.5. LOM Çalışma diagramı (Şahin, 2018)

3.1.6. Bağlayıcı püskürtme tekniği (Binder Jet)

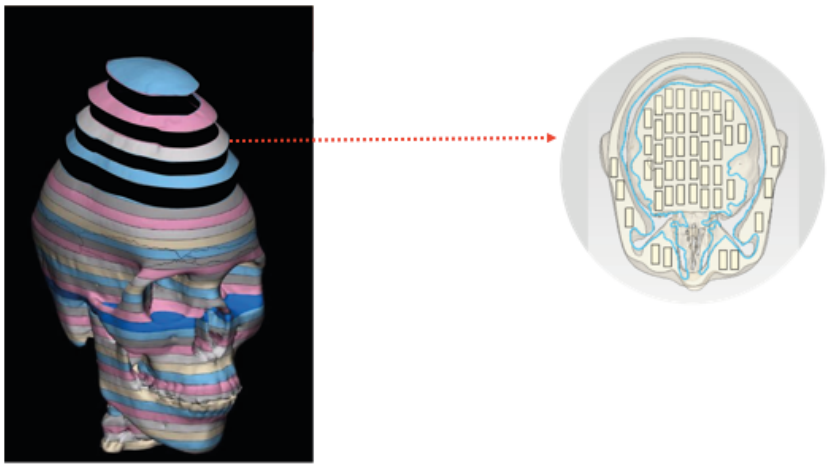
Z Corporation tarafından geliştirilen ve patentli bir teknik olan bağlayıcı püskürtme temel olarak bakıldığı zaman mürekkep püskürtmeli yazıcılar gibi çalışmaktadır. Bu teknikte toz yatağı boyunca bir sıvı bağlayıcı madde biriktirilerek model elde edilir. Toz her yeni tabakanın oluşturulması için bir silindir ile yayılır. Bu tabakaların birikmesi ile model meydana gelirken destek malzemeleri direk modelden hızlı bir şekilde ayrıştırılabilir (Şekil 3.6) (Şahin, 2018).



Şekil 3.6. Binder Jet Çalışma diagramı (Şahin, 2018)

3.2. Fantomun Modellenmesi Ve Üretilmesi

Fantom yapımı için standart bir kafanın DICOM bilgisi indirilerek, hastanın DICOM datası MIMICS programına aktarıldı. Bu program aracılığıyla kemik, yumuşak doku ve hava olan kısımlar ayrı ayrı çalışıldı. Kemik ve yumuşak doku olacak kısımlar yazılım üzerinde ayrı ayrı belirlenirken, hava olan kısımlar boş bırakıldı. OSL ile ölçüm alınacak kısımlar, OSL ile boyutu ile orantılı (10mm, 11mm, 3mm) olarak programda belirlendi. Bu şekilde servikal 7'ye kadar MIMICS'de fantom 14 kesite ayrılarak modellendi (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Fantomun MIMICS programı ile modellenmesi

3.3. Üç Boyutlu Yazıcı İçin Malzeme Seçimi

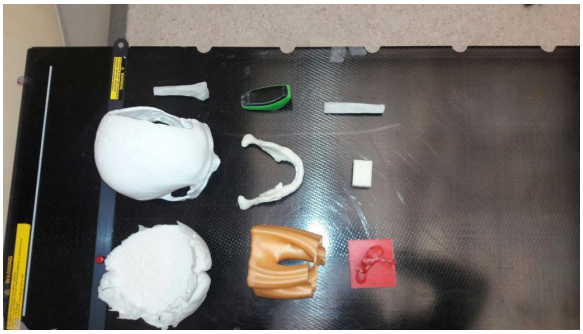
İnsan vücudu ve daha önce yapılan çalışmalar dikkate alınarak yumuşak doku için yoğunluğun 1gr/cm^3 olması, kemiğin yoğunluğunun ~ 1.8 gr/cm^3 olması gerekmektedir. Bu değerler relative electron density (RD) değerleridir(Schneider 2000). Her bir yapı RED değeri;

$$ReD=\rho,doku/\rho,su \quad (3.1)$$

Hem bu yoğunluğu bulabilmek hem de malzemelerde hava boşluğunu görebilmek amacıyla fantoma yapımına başlamadan önce her malzemenin bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir (Şekil 3.9). Tomografide birim olarak Hounsfield Unit (HU) görmekteyiz. Suda 0, kemikte ~1500 ve havada ~ -1000 olarak belirtilmiştir.

$$HU= (\mu, doku-\mu, su) / \mu, su * 100 \quad (3.2)$$

Daha önce yapılan çalışmalar dikkate alınarak ortalama HU değerleri dikkate alınmıştır(Buzug, 2008; Schneider, 2000). Literatürde yapılan yeni çalışmalarda kafa tabanına olan kemik ile omurgalar için kullanılan kemiğin farklı olduğu fantomlarda daha keskin doz ölçümü yapılabilmesi için dikkate alınması gerektiği belirtilmiş. Bu fantomda bu ayrıntı da dikkate alınmıştır. Bu kemiklerinde yaşa göre farklılık gösterse de ~ 150 HU civarında olması gerektiği belirtilmiş(Kim ve ark., 2017).

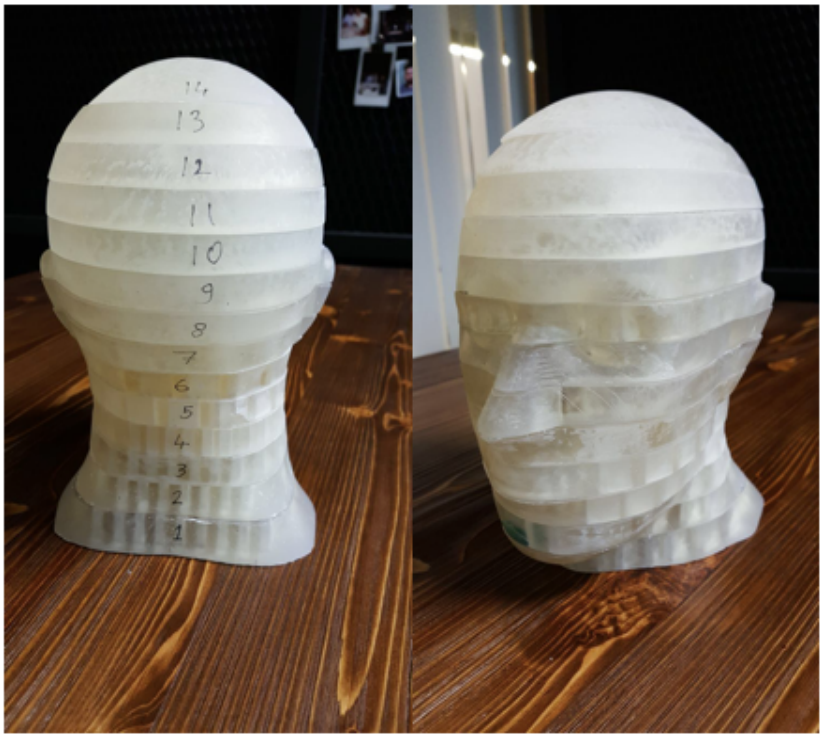


Şekil 3.8. Yumuşak doku ve kemik tayini için seçilen malzemelerin bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi

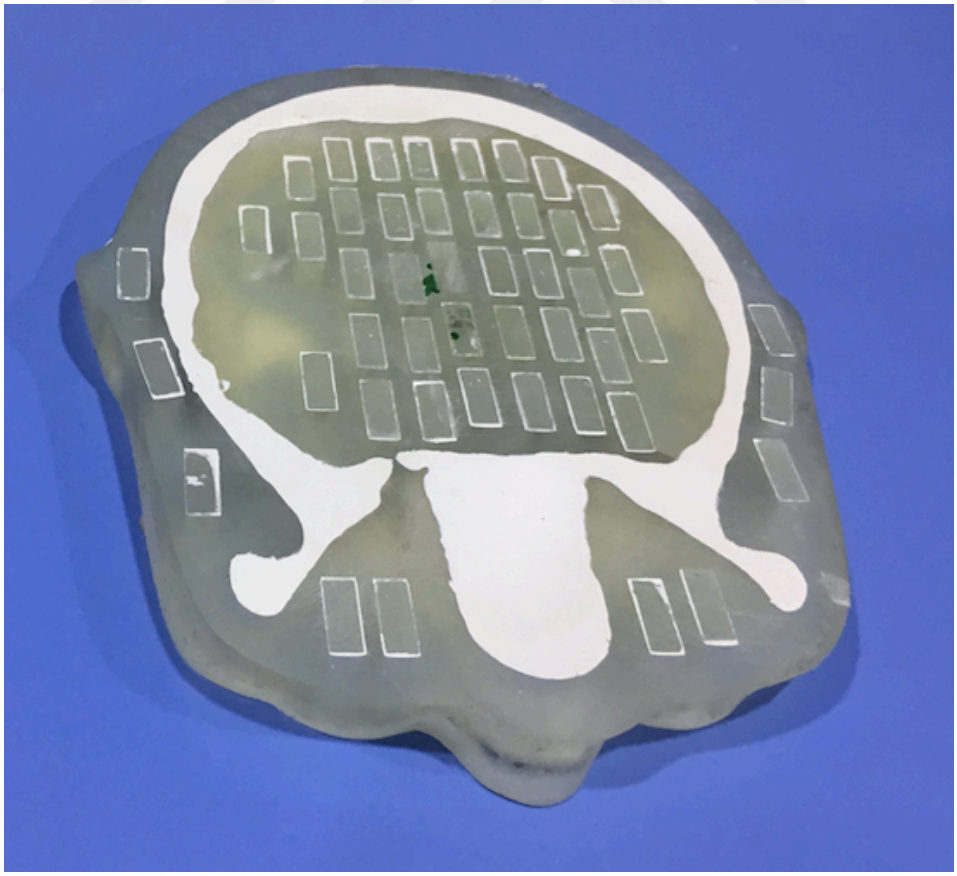
Yapılan çalışmalar sonucunda kafa tabanına olan kemik kısım $CaSO_4 2H_2O$ karışımı (800-2000 HU), yumuşak doku için clear resine (30-70 HU) ve omurgalar için olan kısım polidimetilsiloksan (120-150 HU) kullanılması karar verilmiştir. Fantom kullanılan malzemeler itibariyle daha önce literatürde bulunmayan, tekrar niteliğinde olmayan malzemelerdir.

3.4. Fantomun Üretilmesi

MIMICS programı ile tasarımı yapılıp malzemeler seçildikten sonra SLA (Stereo Lithography Apparatus) teknolojisi kullanılarak fantomun yumuşak doku kısmı üretildi. Kafa tabanına olan kemik kısım için sıvı formda $CaSO_4 2H_2O$ karışımı fantomun her bir katmanına vakumlu ortamda ayrı ayrı dökülmüştür ve soğumaya bırakılmıştır. Ardından omurgalar olan için kısım için polidimetilsiloksan (PDMS) fantomun her bir katmanına vakumlu ortamda ayrı ayrı dökülerek soğumaya bırakılmıştır. Soğuma işlemi bittikten sonra fantom her bir katmanı bir araya getirilmiştir (Şekil 3.9 ve 3.10).



Şekil 3.9. Üretilen fantomun biraya getirilmesi



Şekil 3.10. Üretilen fantomun 6. Kesit

3.5. Berilyum Oksit (BeO) OSL

Münih'teki Helmholtz-Zentrum (eski GSF) ile Dresden Teknik Üniversitesi arasındaki iş birliği ile BeO endüstriyel seramik dedektörlerine ve modüler bir OSL okuyucu sistemine dayanan kişisel bir dozimetre sistemi geliştirilmiş. Bu OSL sisteminde kullanılan dedektör malzemesi- Thermalox 995^{TM} (Fırça Seramik Ürünleri, Fırça Wellman, Inc), daha önce 60'lı ve 70'li yıllarda potansiyel bir TL / TSEE dedektörü olarak incelenen endüstriyel seramiktir (Tochilin, 1969). BeO yakın doku eşdeğerliği (doku için Zeff = 7.14 vs Zeff ~ 7.6) ve LiF'e kıyasla yüksek duyarlılığı nedeniyle LiF (TLD100) ile rekabet edebilecek alternatif bir dozimetre materyali olarak kabul edilmiştir.

Biyolojik ve tıbbi uygulamalardaki önemli bir konu, biyolojik malzemenin radyasyona karşı cevabını dozimetrik malzemenin ne kadar iyi temsil edebildiğidir. Bu durum en basit şekilde dozimetrik ve biyolojik malzemenin etkin atom numaralarının (Z_{etkin}) karşılaştırılması ile değerlendirilir. Aşağıdaki tabloda LiF ve BeO gibi malzemeler yumuşak dokunun etkin atom numarasına yakınken diğer dozimetrik malzemeler kemiğin etkin atom numarasına yakın olduğu görülmektedir (Çizelge 3.1.).

Çizelge 3.1. Bazı dozimetrik materyaller ve efektif atom numaraları

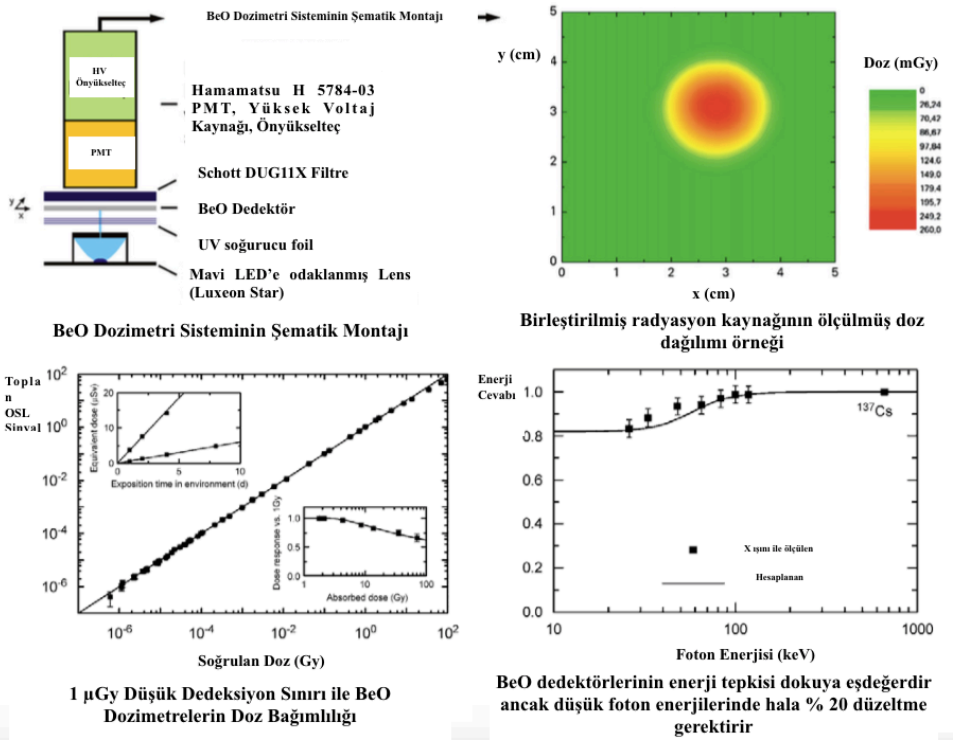
Materyal	Z_{etkin}
BeO	7,13
Doku	7,4
Hava	7,6
Kemik	13,3-13,8

Zamanında background sinyalinin sahte uyarıları, ışık hassasiyeti ve BeO toksisitesi konusundaki endişeleri nedeniyle reddedilmiş. BeO'e olan ilgi, Bulur ve Göksu tarafından yapılan 1998 OSL BeO Termalox-995TM seramik çalışması ile teşvik edildi(Bulur, 1998). OSL sinyalinin uyarılma spektrumunun, maksimum 435 nm'ye yakın, 420 ila 550 nm arasında değişen geniş bir bantta olduğunu gösterdiler. BeO'dan gelen TL sinyalinin emisyon spektrumunun 335 nm (McKeever, 1995) civarında bir ana tepe noktası olan bir UV bandına sahip olduğu ve 325 nm (Sommer and Henniger 2006)civarında geniş bir bantta OSL emisyonu olduğu rapor edilmiştir.

TU Dresden grubu tarafından geliştirilen OSL okuyucu, stimülasyon için 470 nm mavi LED ve lüminesans tespitleri için bir Hamamatsu PMT kullanır (Şekil 3.11.). BeO

'den kaynaklanan emisyon, OSL değerinin bazı önemli sıcaklık bağımlılığına neden olabilecek 0.48- 0.52 eV (Bulur, 2010) aktivasyon enerjisi ile nispeten düşük sıcaklıklarda termal söndürmeyi göstermektedir. BeO 'in uygun dozimetrik özellikleri iyonlaştırıcı radyasyona karşı yüksek bir hassasiyet ve altı büyüklük sırası boyunca ~ 1 Gy ile ~ 5 Gy arasında lineer bir doz tepkisi ve iyi foton enerjisi tepkisi içerir (Sommer and Henniger 2006; Sommer 2008).

BeO 'in büyük hacimli uygulaması için asıl endişe, Termalox-995TM malzemesinin endüstriyel bir seramik olması ve üreticinin yabancı maddeleri kontrol etmemesidir. Sonuç olarak, çip özelliklerinin tekrar üretilebilirliği nispeten zayıftır. Her çipin kalibrasyonu ve bireysel hassasiyet katsayısının atanması gereklidir. BeO ve Al_2O_3:C ışınlama işleminden hemen sonra fosforesans üreten bazı sığ ve derin tuzaklara sahiptir. Bu durum BeO 'in doku eşdeğeri olmasına rağmen tıbbi uygulamada bazı problemlere neden olabileceği düşünülmektedir.



Şekil 3.11. BeO OSL Dozimetri Sistemi (Sommer and Henniger 2006; Sommer 2008)

3.6. Alüminyum Oksit (Al_2O_3) OSL

Oksijen ve alüminyum boşlukları (sırasıyla F ve V tipi merkezler) şeklindeki nokta kusurları bulunan ve 1950'lerin başlarında bir TLD dozimetre hizmeti olarak

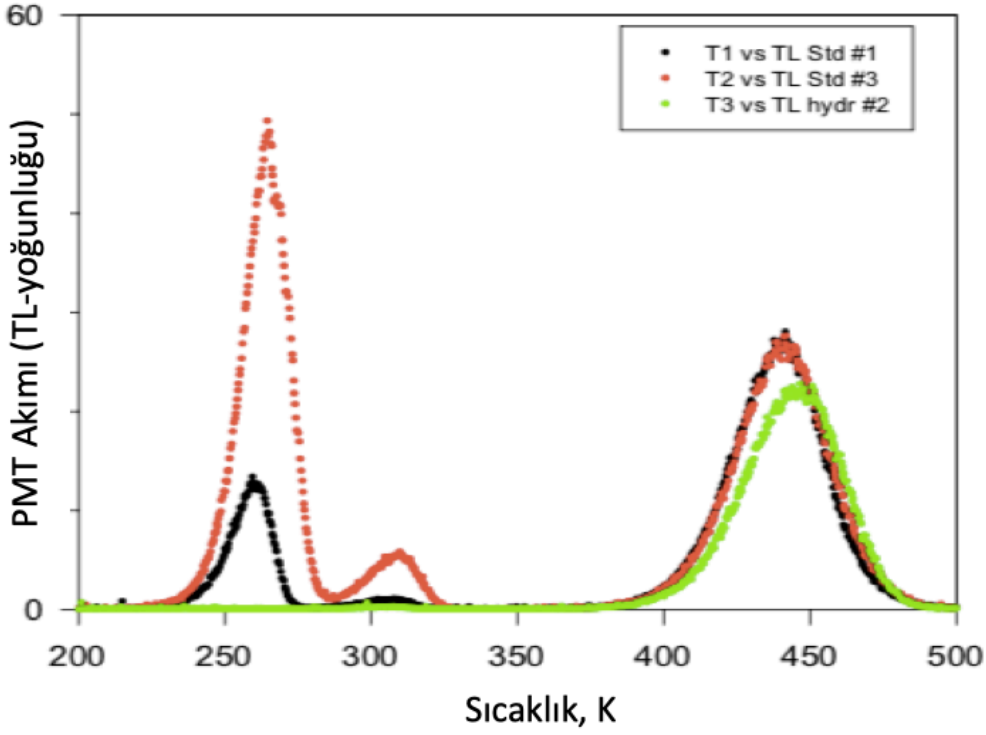
sunulan α-Al_20_3'ün çeşitli formlarında farklı safsızlıklar ile kullanılmıştır. Ti katkılı Al_2O_3:C tekli kristalleri ilk önce Rieke ve Daniels (Rieke, 1957) tarafından bir TLD malzemesi olarak önerilmiş, daha sonra Buckman (Buckman, 1972) ve de McDougall ve Rudin (McDougall, 1970)tarafından araştırılmıştır. Si ve Ti ile katkılı ve oksijen-asetilen alevi içinde işlenen seramik Al_2O_3:C peletleri Mehta ve Sengupta tarafından bildirilmiştir (S.K. Mehta 1976). Osvay ve Biro (Osvay, 1980), Al_2O_3:C Mg,Y 'ten yapılan seramik TLD peletlerinin kapsamlı bir çalışmasını yaptı. Cr-safsızlığı, Lapraz ve ark tarafından denendi(Lapraz, 1988). Ardından Al_2O_3:C teki iki safsızlık (Cr ve Ni) kombinasyonu Pokorny ve Ibara tarafından araştırılmıştır (Pokorny, 1993).

Bununla birlikte, alüminyum oksit, anyon eksikliği olan ve karbon katkılı alüminyum oksidin (Al_2O_3:C) ortaya çıkmasına kadar bir parlak materyal olarak yeterince hassas değildi. Al_2O_3:C, 1980'lerin sonunda Akselrod ve arkadaşları (Akselrod, 1990), tarafından ultra hassas bir TLD olarak geliştirildi. Şimdi hassas ve pratik bir OSL malzemesi olarak kabul edilmektedir (McKeever, 1996; Akselrod, 1999). 7 çıkışın büyüklüğü radyasyon dozunun bir fonksiyonu olarak, ışık outputlarının doğrusallığına, tuzakların derin yapısı ve son derece iyi çevresel kararlılığa bağlı olarak bilginin solmasına neden olmaz. Bu malzemedeki F merkezlerinin uzun parlaklık ömrü (35 ms) POSL'nin zaman ayırma tekniğinde Akselrod ve McKeever (1999) tarafından başarıyla kullanılmıştır.

3.6.1. OSL Uygulamalarında Al_2O_3'nin Dozimetrik Özellikleri

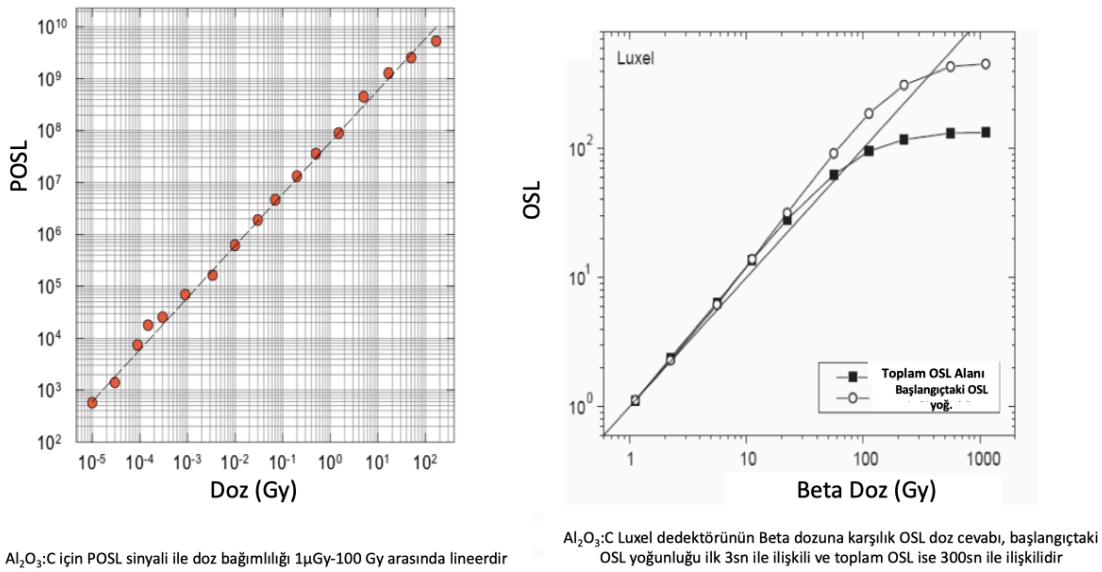
5 K/s'lik bir ısıtma hızında ölçülen Al_20_3: C'deki dozimetrik TL pik 450 K'de yer almaktadır (Şekil 3.12) (Akselrod, 1990; McKeever, 1996). TL pik analizinden elde edilen termal aktivasyon enerjisinin 1.5 eV civarında olduğu tahmin edilmektedir. Bu TL zirvesiyle ilişkili elektron tuzağı, oda sıcaklığına yakın sıcaklıklarda, yılda %5'in altında ölçülen bir fading rate ile çok kararlıdır. Aynı zamanda foto-uyarılmış exoelektron emisyon ölçümlerinden belirlenen bu tuzağın optik derinliği çok büyük değildir ve 2,2 eV'e eşittir (Akselrod, 1990). Bu, optik stimülasyon için uygun dalga boyu aralığını belirler (Colyott, 1996). A1203: C'nin OSL stimülasyonu için en verimli dalga boyu mavi bölgede (McKeever, 2000) olmasına rağmen, stimülasyon ışığının 420 nm'de merkezlenmiş geniş F-merkezi emisyondan ayırt edilme ihtiyacı yeşil stimülasyonun kullanımını belirler. Pratik OSL okuyucularında, 10^{20}-10^{22} foton'a varan stimülasyon

ışığına maruz kalma durumunda dedekte edilir. Bu durumda iyi optik ayırma ve filtreleme gereklidir.



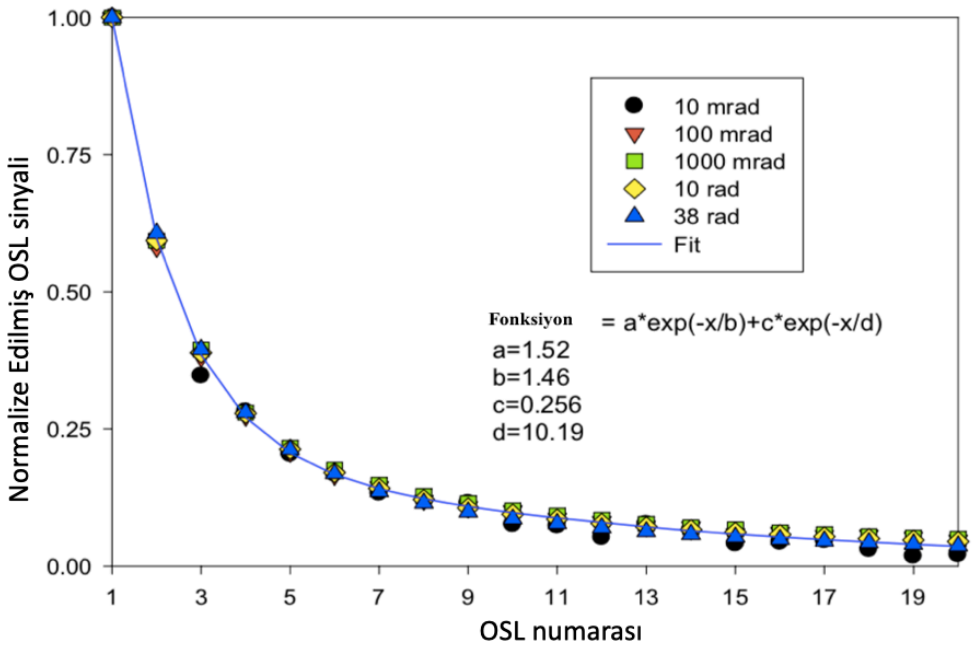
Şekil 3.12. 450K'da $A1_20_3$: C'nin pik değeri (Akselrod, 1990; McKeever, 1996)

Radyasyona karşı yüksek hassasiyet (absorbe edilmiş doz birimi başına çok sayıda yayılan ışıma fotonları olarak belirlendi), Al_2O_3:C 'ye dayanan OSL dozimetri sistemi 1 µGy'den az düşük dedeksiyon limitine izin verir (Akselrod, 1990; Akselrod, 1999). Lineer doz bağımlılığının 70 yıllık kullanışlı doz aralığı, stimülasyon ışığının yoğunluğunu otomatik olarak değiştirerek basit bir enstrümantasyon yöntemiyle elde edilebilecek (Şekil 3.13) (Akselrod, 1999).



Şekil 3.13. OSL'nin kullanışlı lineer doz aralığı (Akselrod, 1999)

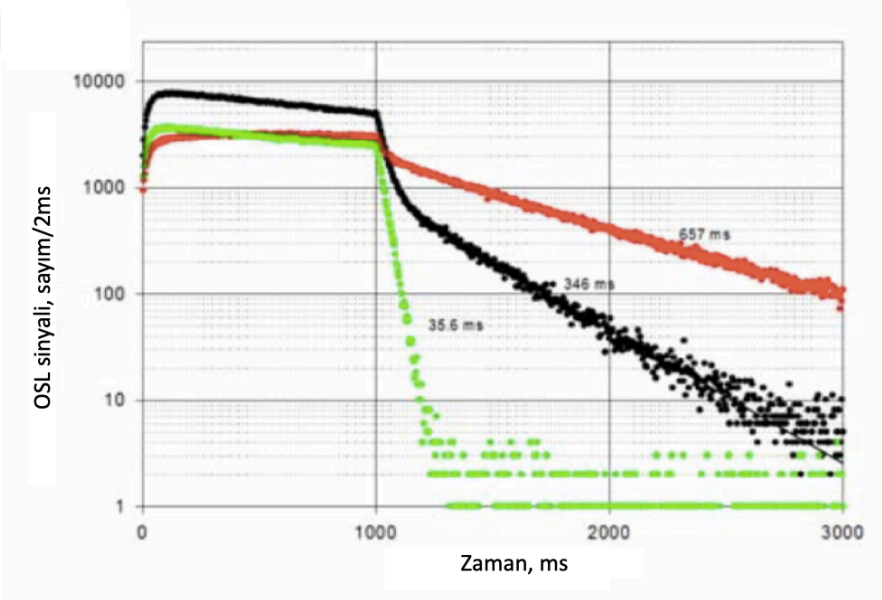
Optik stimülasyon altında düşük bir background sinyali ve seçilen dalga boyunda tuzakların kabul edilebilir bir fotoiyonizasyon kesiti, Al_20_3: C'nin önemli dozimetrik parametreleri arasındadır. Al203:C silinebilir bir OSL malzemesidir ve optik ağartma(bleaching) veya termal tavlama(annealing) işleminden sonra birçok kez tekrar tekrar kullanılabilir. Ağartma(bleaching) kinetiği birinci dereceden değildir ve OSL bouzunmu tek bir üstel tarafından tanımlanmamıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. OSL bozunum eğrisi (Akselrod, 1999)

Bu muhtemelen optik aktivasyon enerjilerinin nispeten geniş bir dağılımının bir sonucudur (McKeever, 2000). Yüksek doz ışınlama sırasında derin tuzakların doldurulması (Akselrod, 1990; Gorelova, 1993; Yukihara ve ark., 2004; Yukihara, 2003) tam optik ağartma(bleaching) gerçekleştirirken bazı zorluklar yaratabilir. Dedektörü tamamen sıfırlamak ve background OSL sinyalini azaltmak için ('dark transfer' ya da 'leakage' olarak adlandırılır) yüksek sıcaklıkta tavlama gerektirebilir. Bu ('dark transfer' işlemleri, TL malzemelerde iyi bilinmektedir (McKeever, 1995). Plastik tuzların içine gömülmüş alüminyum oksitteki derin tuzakların boşaltılması her zaman mümkün değildir. Plastik-toz Al_2O_3:C OSL dedektörleri çok ucuz olduğu için yüksek doz maruziyetinden sonra dozimetreyi tekrar kullanmak gerekmez.

Al_2O_3:C'deki aynı tuzakların hem OSL hem de TL üretiminden sorumlu olduğu gösterilmiştir. Yaklaşık 450 K değerindeki tek TL pik, gama ışınımı ve UV uyarımından sonra üretilir (UV ışınımı sonrası TL tepe şekli, gama ışınımından sonraki ile aynı olmamasına rağmen). 260 ve 310 K'da TL piklerinden sorumlu olan iki sığ tuzak türü de bildirilmiştir(Akselrod; 1990, 1998) ve konsantrasyonları Al_2O_3:C materyalinde önemli ölçüde azalmıştır (Şekil 3.15 ve 3.12).

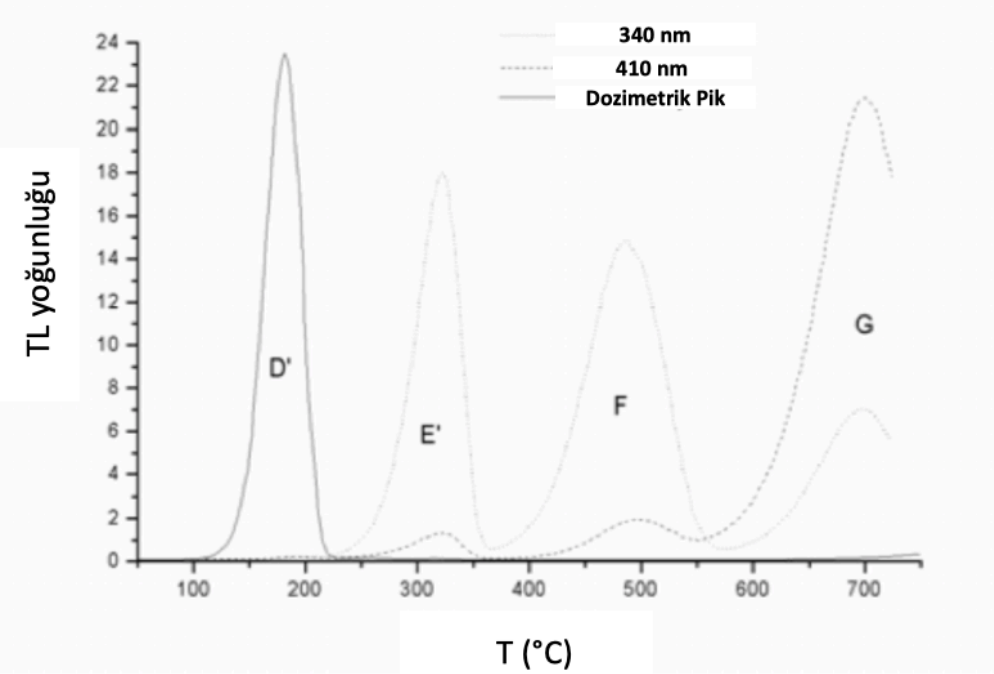


Şekil 3.15. 1000 ms darbeli lazer stimülasyonu sırasında POSL'nin kinetiği, ardından Gecikmeli OSL (DOSL) olarak adlandırılan sığ tuzaklardan 35 ms F-merkez ışıldaması ve sıcaklığa bağlı fosforesansı izler. Üç eğri farklı sığ tuzak konsantrasyonlarına sahip malzemeleri temsil eder (Akselrod; 1990, 1998)

Al_2O_3:C C'deki sığ ve derin tuzakların varlığı, malzemenin OSL dedektörü olarak performansını etkiler. Örneğin, TL, OSL ve "gecikmeli" OSL (DOSL) uygulamaları için

geliştirilen farklı tip Al_2O_3:C 'deki sığ tuzaklar, sıvı azot sıcaklıklarında ışınlama sonrası TL tekniği kullanılarak incelenmiştir (Şekil 3.15). Sığ tuzaklarda delokalize yüklerin yeniden doldurulması, radyasyon rekombinasyon olasılığını azaltır ve OSL bozulmasını yavaşlatır. Sığ tuzaklar ayrıca, farklı sıcaklıklarda uyarıldığında farklı OSL bozunma eğrisi şekillerinin elde edileceği şekilde OSL ölçümlerine bir sıcaklık bağımlılığı da sağlar (Akselrod, 1998).

Yaklaşık 680, 770, 920 ve 1170 K'da dekolizasyon sıcaklıklarına sahip birkaç verimli derin tuzakların varlığı, foto-transfer termolüminesans (Gorelova, 1993; Yukihara, 2003), yüksek sıcaklık TL (Molnar, 2002) ve fotoiletkenlik (McKeever, 2000) yöntemleri kullanılarak belirlenmiştir. Derin tuzakların ısıl enerjisini ("derinlik") belirleme yollarından biri, (Şekil 3.16)'da gösterildiği gibi, yüksek sıcaklık ışınlamasından sonra TL'yi ölçmektir.

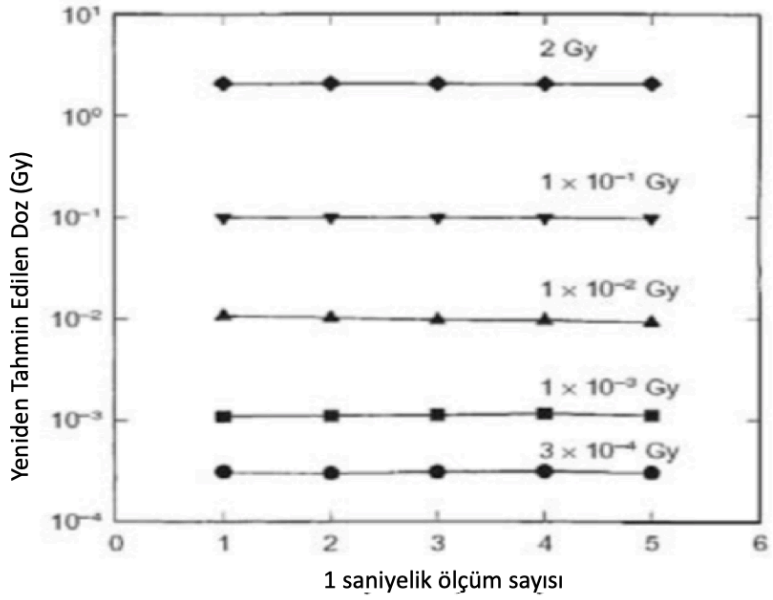


Şekil 3.16. Al_2O_3:C 'teki derin tuzaklar: C, kendilerini yüksek sıcaklıkta 205 nm UV aydınlatmasından sonra elde edilen ve 340 ve 410 nm girişim filtreleriyle ölçülen TL pikleri olarak gösterir(Molnar, 2002)

Derin tuzaklar OSL sürecini farklı şekillerde etkiler. İlk olarak, ışınlama sırasında yük taşıyıcılar için rekabet ederler. Bu da radyasyon döneminde derin tuzaklar dolduğundan OSL hassasiyetinde değişikliklere neden olur. Hassasiyet, derin tuzaklar dolduğunda artar ya da azalırsa, derin tuzakların delik tuzakları veya her ikisinin de bu malzemede bulunduğu bilinen elektron tuzakları olmasına bağlıdır. Yukihara ve ark

(Yukihara, 2003) bazı örneklerde delik tuzaklarının egemen olduğunu ve bu nedenle hassasiyetin derin tuzak doldurma sonrasında, tüm tuzakların boş olduğu zamana kıyasla daha küçük olduğunu göstermiştir. Bu, yüksek dozlarda doz tepkisinin sublineerliği ile sonuçlanır. Tersine, derin elektron tuzaklarının derin delik tuzakları üzerine egemen olduğu örneklerde, derin tuzak doldurma ile hassasiyet artar ve doz bağımlılığı supralinear davranış gösterir. İkincisi (daha önce belirtildiği gibi) derin tuzaklar (özellikle elektron tuzakları) yük foto-transferinden ve OSL ölçümünde normal olarak kullanılan stimülasyon dalga boylarını kullanırken optik ağartma(bleaching) kullanarak ortadan kaldırılması zor olan, artık bir OSL sinyalinden sorumludur.

Al_2O_3:C kullanarak OSL'nin bir başka önemli özelliği, güvenilir bir şekilde tekrar okunabilmesidir (Şekil 3.13 ve 3.17).

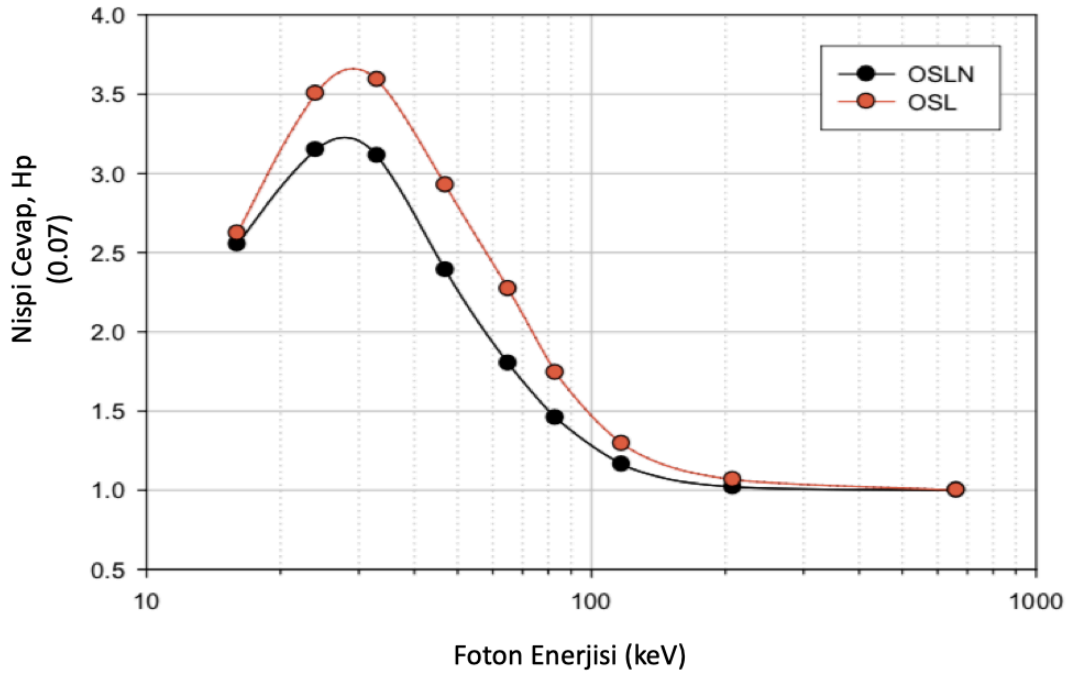


Şekil 3.17. OSL okumalarının tekrarlanabilirliği (Akselrod; 1990, 1998)

Dolayısıyla, doz aynı dedektörden bağımsız olarak birçok kez ölçülebilir. Bu, yöntemin yüksek hassasiyetinden kaynaklanmaktadır. Öyle ki; her bir OSL ölçümü sadece mevcut olan tutulmuş yükün bir kısmını boşaltır. Dozimetri tuzakları üzerinde biriken yük miktarı o kadar büyüktür ki, toplam OSL sinyalinin sadece %0,2'sini kullanarak dozu kesin bir şekilde okunması mümkün olur. Tükenme kinetiği, düşük doz aralığı için sabit kalır (1 Gy'ye kadar) ve kısmi tuzak tükenmesi için düzeltmeden sonra bir kişinin kesin doz tahmini yapmasına izin verir (Akselrod, 1999). Pratik dozimetri

uygulamaları için, OSL teknolojisinin bu özelliği, dozların neredeyse tahribatsız olarak yeniden değerlendirilmesine olanak sağlar.

Alüminyum oksit, 10.2'lik efektif atom numarası (Zeff) ve yoğunluğu 3.96 g / cm3 olan, doku ve sudan daha yüksek olan, doku eşdeğeri olmayan bir malzemedir. Dedektör malzemesinin daha yüksek kütle-soğrulma katsayıları, OSL dedektörünün düşük enerji fotonlarına karşı ^{137}Cs'nin 662 keV gama fotonlarına aşırı tepki vermesine neden olur (Şekil 3.18).

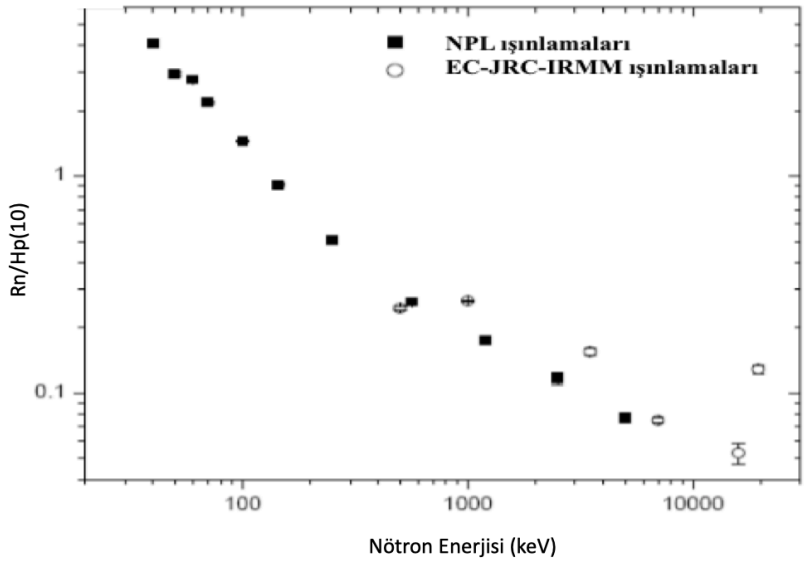


Şekil 3.18. OSL ve OSLN Al_2O_3:C InLight^{TM} dozimetrelerin enerji cevabı. OSLN materyalleri albedo konfigürasyonunda çalışan Al_2O_3:C ve $^{6}Li_2CO_3$'ten oluşan nötron duyarlı bir kompozit materyaldir. Tüm ölçümler 300 mg / cm2 plastik kaplı dedektörler ile yapıldı (Passmore, 2008)

Bu enerji bağımlılığı, dozimetre tasarımında filtrelerin seçilmesi, düşük ve yüksek enerji fotonlarının ayırt edilmesi ve doz eşdeğerinin hesaplanması algoritması için faydalı bir faktördür.

Yakın zamana kadar Al_2O_3:C OSL dedektörleri sadece fotonlar ve beta radyasyonu için kullanıldı. OSL kullanarak nötronların ölçümü, Al_2O_3:C taneciklerinin ^{6}Li izotop ile zenginleştirilmiş Li_2C0_3 materyali ile kaplandığı, nötron duyarlı materyalin (OSLN) geliştirilmesiyle mümkün olmuştur (Mittani, 2007; Yukihara, 2008). Yeni fosfor, iki bileşiğin füzyonuyla elde edilen, ardından çarpma ve öğütme işleminden elde edilen %50:50'lik bir Al_20_3:C ve $^{6}Li_2C0_3$ bileşiğidir. Nihai OSLN sensörü, plastik bir

substrat üzerine polimer bağlayıcı ile karıştırılan OSLN tozunun, normal OSL dedektörlerinin kütle miktarlarında üretildiği şekilde basılmasıyla elde edilir. OSLN dedektörleri çoğunlukla düşük enerjili nötronlara duyarlıdır ve nötron enerji duyarlılığı bağımlılığı, nötronların ^{6}Li üzerindeki (n,α) nükleer reaksiyon kesitini takip eder. (Şekil 3.19), NPL (UK) ve JRC-IRMM'de (Belçika) monoenerjik nötron ışınlamalarından sonra elde edilen sonuçları göstermektedir.

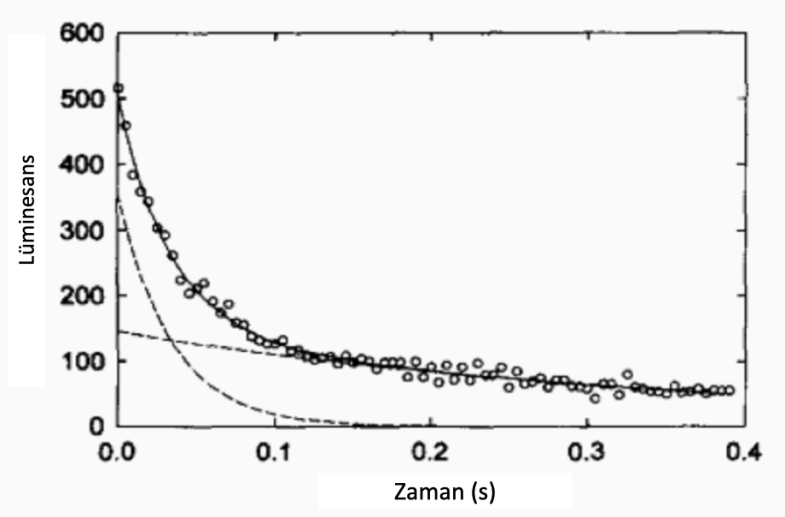


Şekil 3.19. Normalize edilmiş OSL sinyali %50: 50 Al_2O_3:C ve $^{6}Li_2C0_3$ bileşimi olan OLSN malzemesi için nötron enerjisinin bir fonksiyonu (Mittani, 2007; Yukihara, 2008)

3.6.2. Puls OSL tekniği

Puls OSL (POSL), farklı darbe yoğunluğu, darbe genişliği ve darbe süresi (kullanım ömrü) ile darbeli bir stimülasyona dayanır. Stimülasyon kaynağı, belirli bir modülasyon frekansında ve ışıltılığın ömrüne uygun bir şekilde uyması için seçilen bir darbe genişliğinde darbelidir.

Optik stimülasyon yoğunluğu iki bölüme ayrılır: uyarma pulsu sırasındaki emisyon ve uyarma pulsundan sonraki emisyon. POSL işleminin etkinliği, pulstan sonra yayılan parlaklığın, darbe sırasında yayılan orana oranıyla temsil edilir (McKeever, 1996). POSL stimülasyon modunda, puslar sırasında değil pulslar arasında sadece OSL emisyonu ölçülür. POSL tekniği, malzemenin ışık ömrüne karşı çok hassastır. POSL, Al_2O_3:C için oda sıcaklığında tipik olarak 35 ms olan, iç F-merkezi lüminesans ömrü nedeniyle daha hızlı bozulmayı tespit eder (Markey, 1995) (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. 25℃'de bir lazerden bir stimülasyon pulsundan sonra elde edilen OSL bozunma eğrileri. Bozunma iki üstele bağlanmıştır: 1) kullanım ömrü boyunca 35 ms ile sıcaklıktan bağımsız hızlı bozunma ve 2) 545 ms ile sıcaklığa bağlı daha yavaş bozunma (B.G. Markey 1995)

POSL sinyali, genellikle OSL'lerden gelen gecikmeli sinyalden daha güçlü olan güçlü, hızlı ve sıcaklıktan bağımsız bir OSL bileşeniyle kısa sürede elde edilir (M.S. Akselrod 1998).

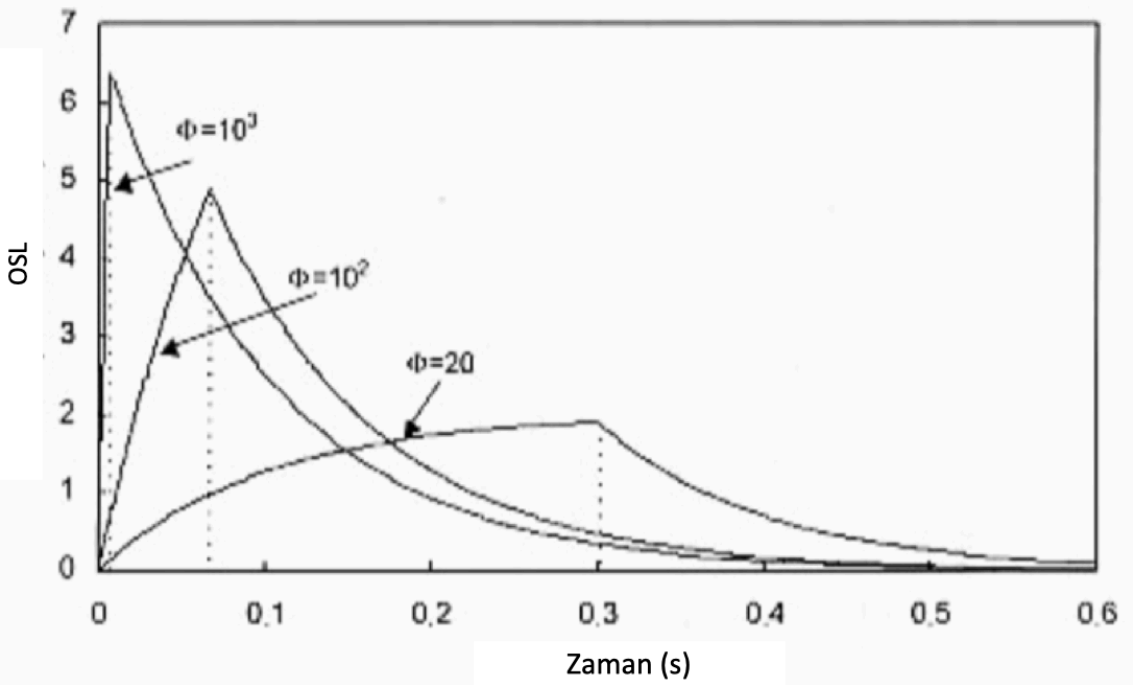
Bazı OSL örneklerinde, daha uzun ömürlü daha yavaş bir bozulma gözlenir. Bu bozulma, serbest bırakılan yükün derin, kararlı tuzaklardan sığ, dengesiz tuzaklara yeniden yakalanmasına karşılık gelir. Buna 'delayed OSL (DOSL)' (Yoder, 1997) denir. OSL yoğunluğu, uyarılan ışığın darbesinden sonra ölçülür. DOSL 25℃'de çok daha yavaş bir bozunma, tipik olarak 545 ms'de algılanır. Bu, DOSL'nin yüksek derecede sıcaklığa bağlı olduğu anlamına gelir (Şekil 3.20).

3.6.2.1. POSL eğrisinin özellikleri

Botter-Jensen ve ark; puls şiddeti (puls enerjisini temsil eder) ve puls genişliğini sabit tutarken, stimülasyon puls şiddeti ve puls genişliği arasındaki ilişkiyi göstermek için şematik bir yol kullanılmıştır (Botter-Jensen, 2003)(Şekil 3.20). Bu eğrilerden aşağıdakiler görülebilir:

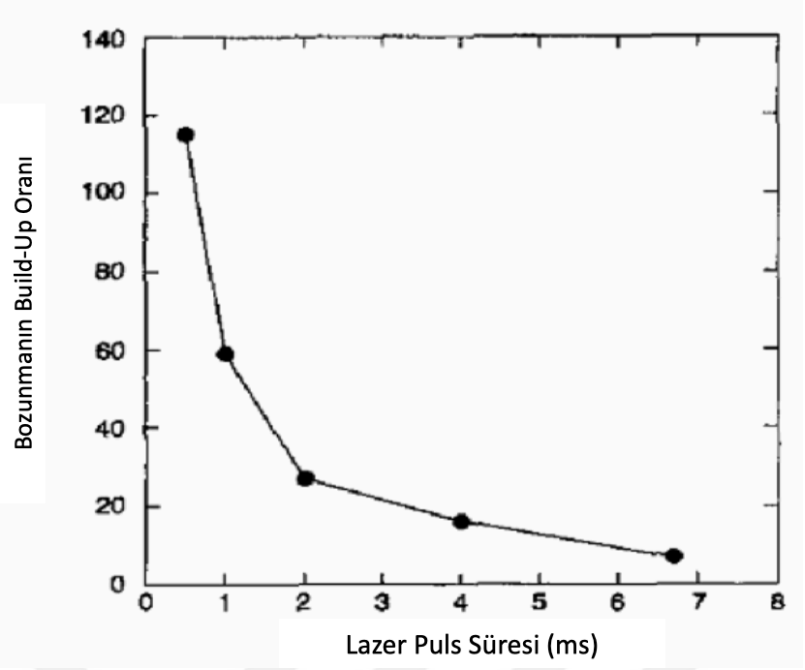
1. Puls genişliğinde zirveye yükselme (build-up), bunu takiben uyarma pulsuna tepki olarak lüminesansın bozunması. (Şekil 3.20 ve Şekil 3.21).
2. Her eğrinin altındaki toplam integral sabittir. Bu, tuzaktan salınan toplam yükü temsil eder.

3. Puls genişliği değiştiğinde, puls sonrası eğrinin altındaki alanın orantı sabiti değişir.
4. Puls genişliği arttıkça verimlilik düşer. (Şekil 3.21)



Şekil 3.21. Bir darbe sırasında yayılan ışığın, darbe genişliği, darbe başına sabit stimülasyon enerjisi için değiştikçe, darbe sonrası yayılana oranındaki değişimi gösterir (Botter-Jensen, 2003)

100 ms lüminesans ömrü üstlendi. Stimülasyon darbesi yoğunlukları 10, 10 ve 20 enerji / sn'dir. 6.6, 66 ve 300 msn darbe genişlikleri ile ilişkili. Not: Darbe başına yük salma konsantrasyonunun, toplam tutulmuş yük konsantrasyonuna kıyasla önemsiz olduğu varsayılmaktadı(Botter-Jensen, 2003).



Şekil 3.22. Oran, darbeden sonra yayılan ışığa yayılan ışığın verimini temsil eder(B.G. Markey 1995)

3.6.2.2. POSL ve CW-OSL arasındaki ilişki

CW-OSL ölçümünde, tüm tuzaklanan yükler tükenene kadar lüminesans optik stimülasyon sırasında sürekli olarak izlenir. Uyarıcı ışık, filtreler kullanılarak yayılan ışıktan ayrılır. POSL ölçümünde lüminesans, sadece uyarıcı ışık pulslarının sona ermesinden sonra saptanır ve stimülasyon ile emisyon arasındaki ayrım, kapaklar kullanılarak gerçekleştirilir. İki pulsun ayrılması küçük olduğunda, relaxation süresi daha geniş uyarma puls genişliğine kıyasla çok kısadır ve POSL, CW-OSL'ye eşittir.

3.6.2.3. POSL tekniğinin avantajı

POSL gürültüyü gideren, stimülasyon ışığı ile lüminesans ışığının çok etkili bir şekilde ayrılmasını sağlar. Lüminesans, stimülasyon lazer ışığını çıkarmak için ağır filtrasyon kullanmadan tespit edilebilir.

DOSL ile karşılaştırıldığında, POSL yüksek hassasiyete ve daha düşük bir sıcaklık bağımlılığına sahiptir. Tipik bir POSL ölçümündeki entegre ışık çıkışı, DOSL'den yaklaşık 7 ~ 8 kat daha büyük bir faktördür (M.S. Akselrod 1998). POSL lüminesansı, lüminesans bölgelerindeki serbest bırakılan yük taşıyıcılarının doğrudan rekombinasyonundan gelir. DOSL sinyali, sığ tuzaklar tarafından taşınan serbest yükün yakalanmasından gelir (Akselrod, 1998).

3.6.3. Al_2O_3 OSL dozimetreler ve aletleri

POSL tekniğine ve Al_2O_3: C'ye dayanarak Luxel^{TM} olarak tanıtılan ilk ticari OSL dozimetresi, mesleki personel dozimetresi için geliştirilmiştir ve 1998'de Landauer tarafından tanıtılmıştır. OSL dozimetresinin hassas elementi organik bir bağlayıcı ile karıştırılmış ve şeffaf plastik bir alt tabaka üzerine basılmış Al_2O_3:C tozudur. (Şekil 3.23)' de gösterilen en son modifikasyonda, OSL sensörü farklı filtrasyona (açık pencere, plastik, bakır-alüminyum, alüminyum ve delikli bakır bir malzemeden yapılmış merkezi bir görüntüleme elemanı) sahip 5 dedektör alanına sahip olan bir kapaklı filtre paketinin iki kısmı arasına sıkıştırılmıştır. Görüntüleme elementi bir servis sağlayıcının, patentli görüntü işleme algoritması (Akselrod, 2000) kullanılarak statik ve dinamik pozlamalar arasında ayrım yapmasını sağlar.



Şekil 3.23. Luxel^{TM} dozimetre

InLight^{TM} dozimetreleri, Luxel^{TM} ile aynı Al_2O_3: C baskılı OSL malzemesini kullanır, ancak 7 mm disk şeklinde zımbalanır ve dört farklı filtreli slayt ve kutulara monte edilir (Şekil 3.24). Delikli bakır filtresi ile bir görüntüleme komponenti ve / veya CR-39 nötron dedektörü bileşeni montaj sırasında dozimetreye eklenebilir.



Şekil 3.24. InLight^{TM} dozimetresi ve komponentleri

Nano-Dot sadece 10 × 10 × 2 mm boyutlarında hafif bir kasaya sahip küçük form-faktörlü bir OSL dedektörü, tıbbi dozimetri, radyasyon ekipmanı kalite güvencesi (QA) ve hasta izleme için tasarlanmıştır (Şekil 3.25). Nano-Dot, özel bir aparat kullanarak InLight^{TM} dozimetre ile aynı mikro-Star okuyucuda okunabilir.



Şekil 3.25. Nano-Dotlar ve Özel Aparatı

X-ışınları kullanılarak yapılan tıbbi teşhislerdeki ana kaygılardan biri, potansiyel bir aşırı hasta dozudur. OSL teknolojisi bir kez daha olmasını önlemek için kullanılabilir. Bilgisayarlı Tomografi (BT) tarayıcısının kalite kontrolü için şerit OSL dozimetre kullanılır (Şekil 3.26). OSL şerit dozimetre, önceden belirlenmiş parametrelerle BT tarayıcısının içinde ölçüm alabilmek için FDA fantomuna uyar. OSL şeridi, 0.1 mm'lik yüksek bir uzaysal çözünürlüğe sahip doz profilini ölçer ve kolimasyon, tek tek dilimlerin profili ve de üst üste binen dilimler hakkında bilgi sağlar.



Şekil 3.26. Landauer OSL şerit dozimetre

3.6.4. Al_2O_3 OSL dozimetrenin kalibrasyonu

Al_2O_3 dozimetrelerin herbirinin hassasyetinin farklı olduğu ve herbirine ayrı ayrı bir katsayı belirlenmesi gerekmektedir. Kullanılacak dozimetreler seçildikten sonra 200 cGy output ölçüm noktasında ışınlama yapılmıştır. Her bir dozimetre için alınan sayımlar ışınlanan doza bölünerek herbir dozimetrenin kalibrasyon katsayısı bulunmuştur. Bulunan bu faktörler fantom ışınlama sonucunca elde edilen değere eklenecektir.

3.6.5. Al_2O_3 OSL okuma aleti

90'lı yıllarda POSL teknolojisinin tanıtımında, okuma cihazları nispeten karmaşık ve pahalıydı. Çoğunlukla da darbeli Q-switch Nd: YAG lazerlerin yüksek maliyeti nedeniyle idi. Ancak son zamanlarda iyi modülasyon özelliklerine sahip süper yeşil LED'ler tanıtıldı ve de yeni nesil aletlerin geliştirilmesine izin verildi. (Şekil 3.27)'de OSL aletlerinin iki örneğini göstermektedir. InLight^{TM} microStar, ilave bir aparat kullanarak InLight^{TM} dozimetrelerinin, nano-Dot'lara manuel olarak yerleştirilmesi ve okunması için kompakt bir alettir.

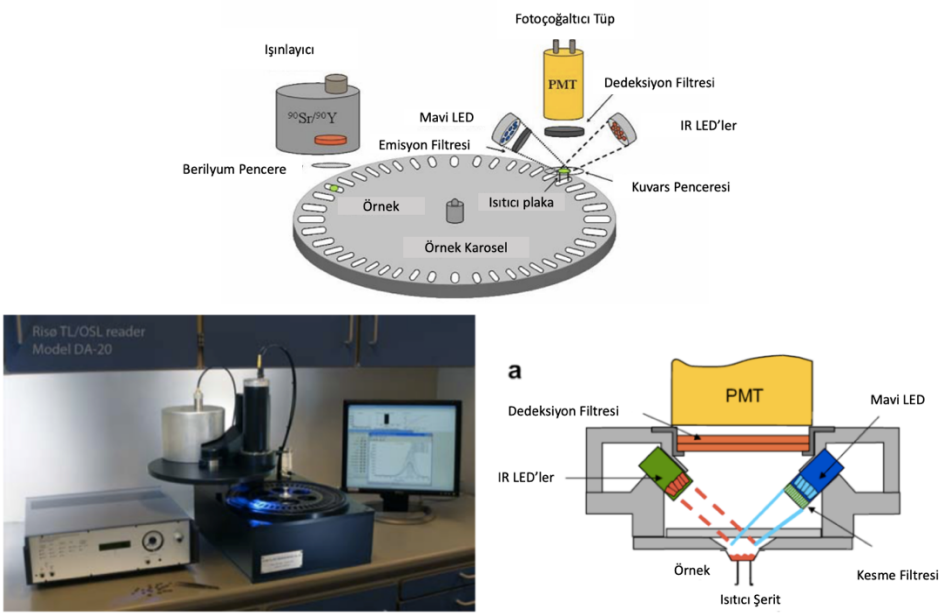


Şekil 3.27. MicroStar manuel OSL okuyucu

2000 yılında Riso Ulusal laboratuvarı Demark, bir ışık algılama sistemi, bir termal stimülasyon sistemi ve bir optik stimülasyon sistemi içeren bir TL / OSL uyumlu okuyucu geliştirmeye başladı. Okuyucu, Urals Politeknik Enstitüsü'nde (Rusya) yetişen LuxelTM veya TLD-500 örnekleri gibi Landauer Inc. tarafından sağlanan OSL örneğini okuyabilir.

Landauer Inc. İn Riso TL/OSL okuyucusu ile birlikte kullanılan OSL dozimetreleri, InLight dozimetreleri ile aynı malzemelerdir. Aynı zamanda, saydam bir plastik film üzerine biriktirilmiş ince bir katkılı karbon katkılı alüminyum oksit tozu (Al203: C) bazındadırlar. Her dozimetre elemanı gerektiği gibi çeşitli boyutlarda kesilebilir.

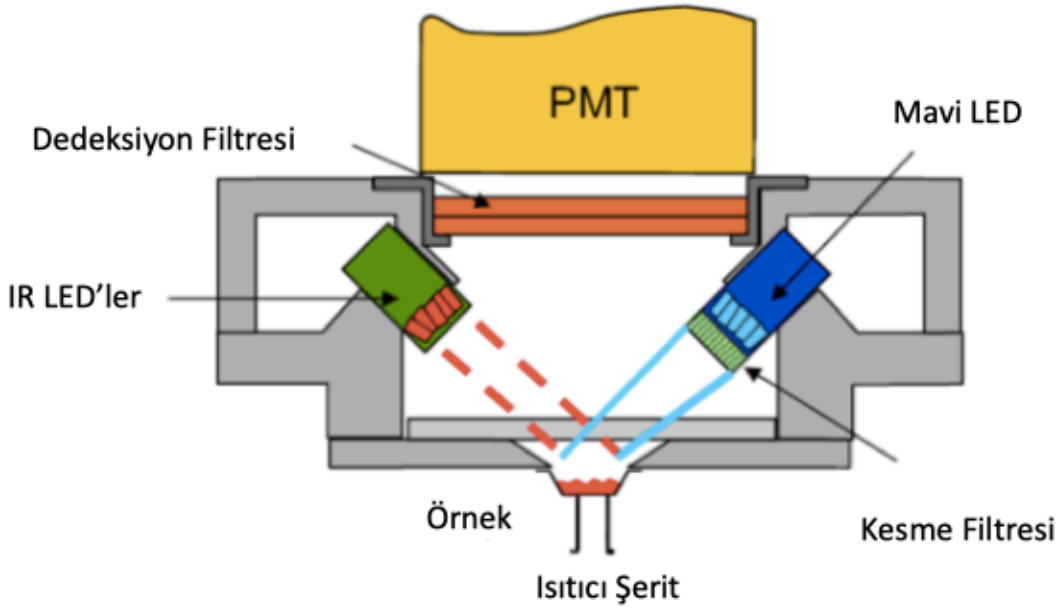
Riso TL / OSL okuyucu sistemi, okuyucu ve kontrolör olmak üzere iki ayrı üniteden oluşur. Okuyucunun temel bileşenleri, bir ışık algılama sistemi, bir lüminesans stimülasyon sistemi ve kalibrasyon kaynaklarıdır (Şekil 3.28).



Şekil 3.28. Riso TL / OSL okuyucu sistemi

Kalibrasyon kaynağı bir beta kaynağı veya bir X ışını jeneratörüdür. Işık algılama sistemi, uygun algılama filtreleriyle birlikte fotomultiplier tüpten (PMT) oluşur. PMT, yayılan lüminesans'ı algılar. Maksimum algılama verimi 200 ila 400 nm arasındadır. Uygun filtreler hem PMT'yi dağınık stimülasyon ışığından korur hem de spektral tespit penceresini tanımlar. Bu sistem için üç filtre mevcuttur: kuvars OSL için bir Hoya U-340 filtre (7.5 mm kalınlık**,** Φ = 45 mm) ve Schott BG 39 (2 mm kalınlık, Φ = 45 mm) ve Corning 7.59 kombinasyonlarının kullanımı (4 mm kalınlığında, Φ = 45 mm) feldspat OSL için filtreler.

Lüminesans stimülasyon sistemi (Şekil 3.29), bir ısıtma elementinden (TL ölçümü için) ve bir optik stimülasyon ünitesinden (OSL ölçümü için) oluşur. İki stimülasyon mekanizması, OSLD okumalarının sadece ışık kullanmak yerine uygun bir sıcaklığa ısıtılarak da yapılabilmesi için ilave esneklik sağlayan ayrı olarak veya kombinasyon halinde kullanılabilir. Isıtma elemanı, numuneyi ısıtmak ve numuneyi ölçüm pozisyonuna kaldırmak için kullanılır. Numune 700℃'ye kadar ısıtılabilir.



Şekil 3.29. Lüminesans stimülasyon sistemi

Numuneyi soğutmak için bir Azot akışı gereklidir. Optik stimülasyon ünitesi, numune ısıtıcı ile PM tüpü arasında bir halka içine yerleştirilmiştir. Optik stimülasyon ünitesi iki stimülasyon kaynağına sahiptir: kızılötesi (IR) ışık yayan diyotlar (L.E.D.) ve mavi ışık yayan diyotlar (L.E.D.). Kırk dokuz L.E.D. yedi kümeye monte edilmiştir. IR stimülasyon bölgesi 800 ± 900 nm'dir. 21 IR LED'in toplam gücü örnek konumunda 145 nW / cm2'dir (Botter-Jensen 2003). Mavi LED'ler 470 nm'de tepe emisyonuna sahiptir. 28 mavi LED'lerden elde edilen toplam güç, numune konumunda 50 nW / cm2'dir (Botter-Jensen 2003). Algılama sisteminin çalıştığı spektrumun kuyruğunun yoğunluğunu azaltmak için her bir mavi LED kümesinin önüne yeşil bir uzun geçiş filtresi eklenmiştir. Kırk sekiz (48) örnek eşzamanlı olarak bir örnek carrousel'e yerleştirilebilir. Carrousel'in dönüşü bilgisayar kontrolü altındadır. Optik stimülasyon modu, Continuous dalga OSL (CW-OSL), lineer modül OSL (LM-OSL) ve Pulse OSL (POSL) olabilir.

3.7. CyberKnife Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife® sistemi, SRS/SRT cihazlarının en gelişmiş örneklerinden birisidir (Şekil 3.30). Çok küçük alanlarda ve her fraksiyon yüksek radyasyon dozlarını non-coplanar olarak sürekli görüntüleme yaparak tedavi etmektedir. CyberKnife® cihazı SBRT 'de belirlenen dozu küçük radyasyon demetleryile izomerkezli veya izomerkezli olmayan bir teknik kullanarak yüksek bir hassasiyet ile uygulamaktadır (CK-028096A-TRK.).

Cihaz tedavide alınan X-ışını görüntüleri ile BT görüntüleriyle ilişki kurarak, LİNAC üzerine monte edilmiş robotik bir kolun hedeflenmesini sağlar ve de non-koplanar demetlerle yüksek hassasiyetle tedaviyi gerçekleştirir. Bu sistem vücudun birçok bölgesinde bulunan tümör tedavileri için uygundur (CK-028096A-TRK. ; Kilby, 2010).

CyberKnife® tedavi cihazı X-bandında (9.5 GHz), duran dalga ve çift yanlı dalga klavuzu hızlandırıcı ile 1000 cGy/dk doz hızına ulaşabilen 6 MV enerjili X ışınları üreten lineer hızlandırıcısı vardır. Sistemin kompakt doğrusal hızlandırıcı dizaynı, saptırıcı mıknatıs ihtiyacı kalmaz ve ışın düzleştirici filtre sistem içerisinde bulunmaz (Kilby, 2010).

İkincil kolimasyon; 5-60 mm arasındaki 12 adet sabit yuvarlak çaplı kolimatörler ile ayarlanır. Bu kolimatörler Şekil 2-3'de görüldüğü gibi manuel olarak değiştirilebildiği gibi, Xchange® Robotic Collimatör Changer ile de otomatik olarak tedavi esnasında da değişimi sağlanabilmektedir.



Şekil 3.30. CyberKnife® radyocerrahi sistemi

Diğer bir ikincil kolimasyon olarak bilgisayar kontrollü ayarlanabilen tungsten segmentlerden oluşan Iris kolimatör de bazı sistemlerde mevcuttur. Herhangi bir linac pozisyonunda kolimatör değiştirmeksizin açılabilir diyafram ile 12 farklı alan boyutunda açılarak ışınlama yapabilir. Iris kolimatör iki tane üst üste binmiş altıgen tungsten segmentten oluşarak 12 kenarlı alan meydana getirir. Her bir segment 6 cm'dir. Iris kolimatör birden fazla kolimatör gerektiren çok sayıda ışın demetini tek bir tedavi ışın

yolunda bir araya getitirir. Çoklu alan boyutlarıyla birçok ışın yolunda uygulanacak olan tedaviyi tek bir ışın yolunda uygulanmasına izin verir. Kolimatörlerin alan büyüklüğü 800 mm SAD mesafesinde, FWHM radyasyon alanının izdüşümü olarak ifade edilir. Kolimatör seçimi çok önemlidir. Çünkü hedef büyüklüğüne göre büyük seçilen bir kolimatör homojeniteyi arttırırken, hedef büyüklüğüne göre küçük seçilen bir kolimatör hedef sınırında doz gradyentini yükseltecektir. Ayrıca kolimatör boyutunun büyük seçilmesiyle tedavi süresini düşürecektir (CK-028098B-TRK.).

3.7.1. Robotik manipülatör

Hasta tedavisi amacıyla LİNAC'ın hedefe pozisyonlanması ve hedefi takip etmesinde altı eksenli bir robotik manipülatör mevcuttur. Bu sayede üç boyutlu çalışma alanı ile düzlemsel ve rotasyonel bir düzeltme yeteği vardır (Çizelge 3.2). Düzlemsel düzeltme toleransları;

Çizelge 3.2. CyberKnife® sisteminde yatağın düzeltme limitleri

X ekseni	10mm
Y ekseni	10mm
Z ekseni	10mm
X ekseni rotasyon	1^0
Y ekseni rotasyon	1^0
Z ekseni rotasyon	3^0

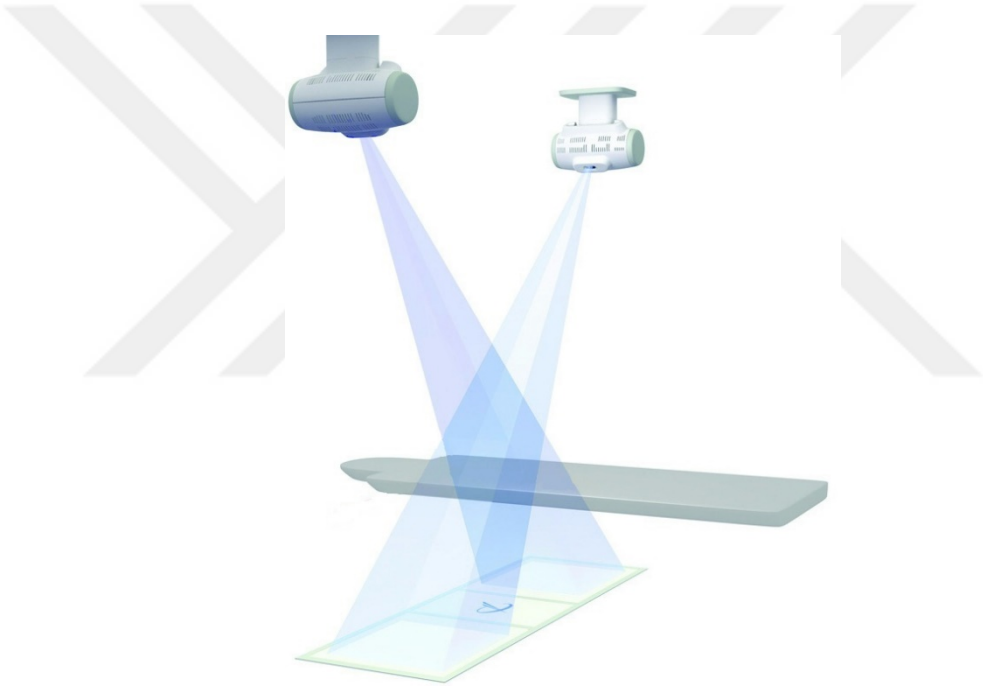
Robotik manipülatör 65-100 cm kaynak eksen mesafesinde (SAD) 1200 farklı açıdan ışın verebilmektedir ve 0,12 mm'den daha doğru pozisyon tekrarlanabilirliği mevcuttur.

Robotik manipülatör her bir ışını farklı noktalardaki pozisyonlarda uygulanması mümkündür. Böylece ışın geometrisi herhangi bir eş düzlemsel sınırlandırma olmadan non -coplanar verilir. Robotik manipülatörde eski versiyonlarda sadece masa altındaki açılardan ışınlama yapılamamaktadır (Kilby, 2010). Yeni versiyonlar masanın altına kısmen de olsa ışınlama yapılmasına olanak sağlamaktadır. Robotik manipülatör tedavi sırasında hedef pozisyonu ve yönündeki değişimlerde hastayı hareket ettirmek yerine, ışın

pozisyonu ve yönelimini ayarlayarak telafi eder. Böylece masa hareketiyle hastanın hareket etmesi yerine robotik manipülatörün pozisyon ayarlanması ile daha hassas hizalama doğruluğu ayarlanır.

3.7.2. X-Işın Görüntüleme Sistemi

CyberKnife® sistemi görüntü eşliğinde tedaviyi, (Şekil 3.31)'de görüldüğü gibi tavana monte edilmiş X-ışını tüpleri ve tabandaki amorf silikon yarı iletken dedektör sistemleri ile ayarlanmaktadır. CyberKnife® tedavi cihazında hedefin doğru takip edilebilmesi yani uygulanan tedavinin doğruluğu, tedavi esnasında kullanılan X-ışını görüntüleme sistemi ile ayarlanmaktadır (Kilby ve ark., 2010).



Şekil 3.31. X-ışını görüntüleme sistemi (Durmuş., 2013)

X-ışını görüntüleme sistemi; tavana 45◊ 'lik açı ile tavana monte edilen, iki tane X-ışını tüpü ve tabana monte edilmiş amorf silikon dedektörden oluşmaktadır. X-ışınlarının keşistiği merkezi eksen noktasında görüntülenen alan 15x15 cm^2 olarak verilmektedir. X-ışın tüpü 2,5 mm alüminyum filtre, 37,5 kW jeneratör, 40-125 kV enerji, 25-300 mA akım, 1-500 ms exposure zamanı mevcuttur. Dedektörler 41x41 cm^2 alan boyutuna sahiptir. Dedektörler tabana düz konumda yerleştirilen sezyum-iyodür sintilatörleri içeren Amorf-Silikon fotodiyot dedektörlerden ile yüksek çözünürlükte dijital görüntüler alınır (16 bit çözünürlükte -1024x1024 piksel). X-ışın tüpü ve dedektör

sistemi sabittir. Işın merkezi eksen noktası ve dedektör izdüşüm açısıyla ilgili bozulmalar özel bir programla ayarlanır (Kilby ve ark., 2010; CK-700071 2008).

3.7.3. CyberKnife® cihazı izleme algoritmaları

Bu kısımda takip sistemleri olan 6D-skull, X-sight spine, X-sight Lung, senkroni ve fidusel algoritmalarından bahsedilecektir.

3.7.3.1. 6D kafatası izleme algoritması

Kafatasına göre hareketsiz olarak düşünülen kafa içi yerleşimli ve servikal üçüncü omurgaya kadar olan tümörleri izlemek için kullanılan bir takip sistemidir. 6D Kafatası izleme yöntemi X-ışın görüntüleri ile DRR görüntüleri arasında karşılaştırma yaparak kafatasındaki yüksek kontrast kemik yapılarına göre sapma miktarlarını belirler. Hedefin doğru izlenmesi tümörün kafatası kemiğine göre ne kadar sabit olduğun ile ilişkilidir. DRR görüntüleri referans alınarak X-ışın görüntülerindeki düzlemsel ve rotasyonel sapma miktarları belirlenir (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK.).

3.7.3.2. X-Sight Spine izleme algoritması

X-Sight Spine izleme yöntemi ışın demetlerinin uygulanmasında hastanın pozisyonunun doğruluğu için omurga bölgesindeki iskelet yapıları izlenir. Bu sistem omurgada veya omurgaya yakın tümörleri izlemek için uygundur. Kafatası izleme yönteminde olduğu gibi, izleme yapılabilmesi için görüntü kaydı yüksek kontrast kemik yapılarına bağlıdır. Ancak X-sight spine takibinde görüntü işleme filtrelerini arttırmak için hem DRR hem de tedavi esnasında alınan X-ışını görüntülerinden faydalanılır. Böylece bu yapılardaki lokal hareketlerinde hesaba katılır.

İzlenecek iskelet yapılar tedavi planlaması yapılmadan önce ayarlanır. BT görüntülerinden referans bölge saptanır. Referans bölge genellikle hedef vertebra ve bitişik iki vertebra daha seçilerek belirlenir. X-ışını görüntüsündeki bir nokta ile ona karşılık gelen DRR noktası aynı hizada bir yer değiştirme vektörü meydana getirir. Belirli bir bölgedeki veya blok çevresindeki noktalar X-ışını görüntüsü ve DRR görüntülerinde kyaslanır. Bu şekilde yapılan blok eşleştirmenin amacı, etkinliği ve sağlamlığı arttırarak iskelet yapısındaki lokal yer değiştirmeyi yüksek çözünürlükle belirleyebilmektir. İskelet

yapısının düzlemsel ve rotasyonel pozisyonu DRR görüntüleri ile X-ışın görüntülerinin karşılaştırılması sonucu bulunur (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK.). Bu hesaplama ile hastadaki yer değiştirmeyi altı serbestlik açısında (x, y, z, roll, yaw, pitch) bulunabilmektedir. Tedavi öncesi hesaplanan yer değiştirme miktarları için hasta konumu masa hareketleri ile ayarlanırken, tedavi esnasında geriye kalan rotasyonel ve doğrusal kaydırmaları düzeltmek için robotik kolun pozisyonu yer değiştirir &CK-028096A-TRK., #4572; Durmuş., 2013).

3.7.3.3. X-Sight Lung İzleme Algoritması

X-sight Lung izleme yöntemi fidusel işaretçiler olmadan akciğer içindeki lokal tümörleri izlenerek, tümör ile akciğer arasındaki kontrast farkından yararlanılarak tümör takip edilir. Diğer izleme yöntemlerinden farklı olarak akciğer izleme yöntemi hasta hizalamayı ve tümör takibi ayrı ayrı yapılmaktadır (Kilby ve ark., 2010).

X-sight Lung izleme yöntemi sadece düzlemsel yer değiştirmeleri bulabilir. Bu nedenle X-sight Spine izleme yöntemi de rotasyonel hizalama düzeltmelerini belirlemek için faydalanılır. Tedaviye başlamadan önce, X-sight Spine izleme yöntemi ile tümör bölgesine yakın omurga bölgesi kullanılarak hastanın konumu ayarlanır ve rotasyonel hizalama düzeltmeleri bulunur. Bu yöntemle X-ışını görüntüleri alınarak hedef aranır ve potansiyel tümör yerleşimlerinin sayısı daraltılır. Daha sonra geriye kalan potansiyel tümör yerleşimlerinde, X-ışını görüntülerindeki ilgi alanı ile DRR görüntülerinde ilgi alanının eşleşme durumuna göre tümör konumu bulunur.

Hizalama yapıldıktan sonra X-sight Spine ile belirlenen omurga hizalama merkeziden, X-sight Lung tedavi merkezine masa hareket ettirilir. Bu merkez solunumla hareket edeceği için referans noktası tümöre yakındır.

X-sight Lung izleme sistemi hastanın solunumunu takip etmek amacıyla solunum senkroni sistemi ile bir korelasyon modeli sağlanır. Tedavi süresince X-sight Lung izleme algoritması ve solunum senkroni sistemiyle düzlemsel yer değiştirme miktarları bulunur. İlk aşamada X-sight Spine izleme yöntemiyle elde edilen rotasyonel yer değiştirme miktarları robotik kol ile ışınlama esnasında göreli konumlarını düzeltmek için sürekli ayarlanarak sabit rotasyonel olarak düzeltilir. Yani X-sight Lung izleme yöntemi rotasyonel masa düzeltmelerini bulamaz. X-sight Spine ile elde edilen rotasyonel düzeltmeler tedavi esnasında robotik kolun konumunun ayarlar.

X-sight Lung takip sisteminde her iki X-ışın tüpünden elde edilen görüntülerde izlenecek tümör volümünün tam olarak görüntülenebilmesi ile ilişkilidir.

Doğrudan bir tümörün tedavi takibi, X-ışını görüntüleriyle aynı bölgeye karşılık gelen DRR görüntülerinin içindeki tümör bölgesinin görüntü kaydı ile sağlanır. Özellikle DRR görüntülerindeki tümör bölgesinin yoğunluğunu model alarak X-ışın görüntülerindeki en benzer bölge ile ilişkilendirir. Her X-ışını görüntüsü alımında tümör pozisyonu tekrar belirlenerek eşleştirme penceresi belirtilmektedir.

Görüntü yoğunluk modelinde tümör bölgesinin çevresindeki diğer yapılara göre yeterince kontrast farkına sahip olmalıdır. Tümörün izlenebilmesi için başlıca iki faktör vardır. Bunlar izlenecek tümörün konumu ve boyutudur. Eğer tümörün konumu mediasten, omurga gibi radyoopak yapıların arkasında ise X-ışın görüntülerinde kontrast farkı görülmez ve de tümör takibi yapılamaz. Tümörün boyutu tüm yönlerde en az 15 mm çapı olmalı ve X- sight Lung izleme yöntemi akciğerin apex veya periferindeki 15 mm'den büyük çapa sahip tümörlerde tedavi etkinlği daha iyi olmaktadır (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; Durmuş., 2013).

3.7.3.4. Fidusel İzleme Algoritması

Fidusel izleme yöntemi ile kafatası ve omurgaya göre sabit olmayan yumuşak doku takip edilir. Bu yöntem prostat, pankreas, karaciğer gibi yumuşak doku hedeflerde ve tüm akciğer lezyonlarında yapılabilmektedir. Fidusel izleme DRR görüntüleri ile gerçek zamanlı X-ışın görüntülerinin analizi sonucu fidusel işaretçilerin konumunu ve yer değiştirme miktarlarını hesaplar. Fidusel işaretçilerinin konumlarına göre belirlenen bir ilgi alanında, X-ışın görüntüleri ve DRR görüntüsü arasında bir korelasyon modeli oluşturulur. DRR görüntüsünde belirlenen fidusel işaretçilerin konumları korelasyon modeli sayesinde X-ışın görüntülerinde hesaplanarak tanımlanır ve bu tanımlanan konumların DRR görüntüsündeki fidusel işaretçilerinin konumlarından olan sapmaya göre düzeltilir.

Fidusel işaretçiler tedavi edilen lezyona bitişik olarak referans bir çerçeve oluşturacak şekilde ve de genellikle görüntü eşliğinde 4 ile 6 arasında yerleştirilir. Fidusel işaretçilerin konumlarının sabit olması için yerleştirildikten sonra en az bir hafta sonra görüntüleme yapılmalıdır. Tomografi görüntülerinden elde edilen DRR görüntüleri ile fidusel işaretçiler tanımlandığı için görüntüleme yapıldıktan sonra tedavi en kısa zamanda yapılmalıdır.

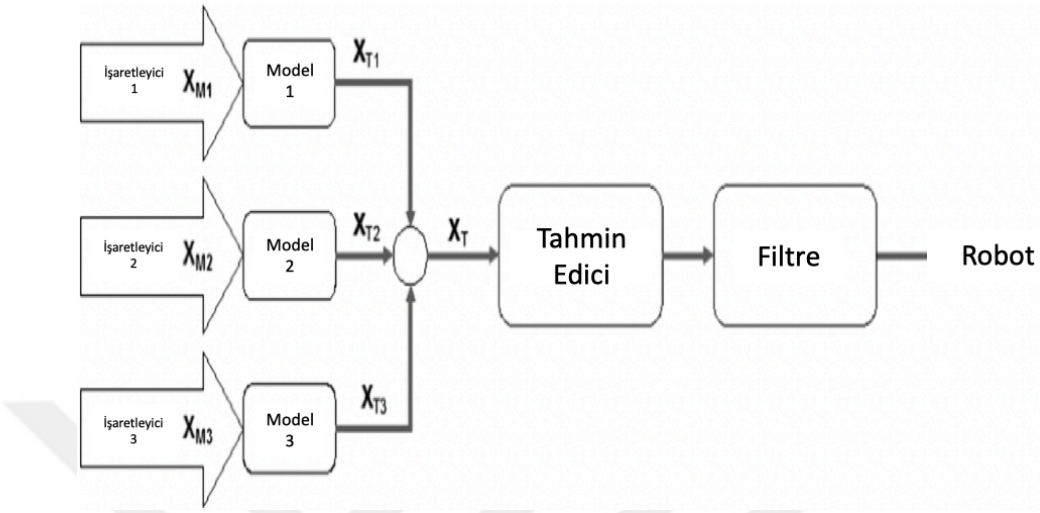
Fidusel izleme yöntemi ile hedefin düzlemsel ve rotasyonel olarak takip edilebilmektedir. Hedefin düzlemsel olarak takip edilebilmesi için en az bir, hedefin rotasyonel takip edilebilmesi için de en az üç fidusel işaretçinin aktif olarak izlenmesi gereklidir. Rotasyonel takip yapabilmek için rutin uygulamalarda hastaya 4 ile 6 arası fidusel işaretçi yerleştirilir. Hastaya yerleştirilen fidusel işaretçiler ile doğru ve etkin bir takip yapabilmek için; her bir fidusel işaretçinin arasında en az 20 mm ve $150^{\lozenge}$ 'lik bir açı bulunmalıdır. Hedeften en fazla 5-6 cm uzaklıkta ve X-ışın görüntü alanı 20 x 20 cm^2 mevcut olmalıdır. Fidusel işaretçiler olarak genellikle altın sid ve paslanmaz çelikten yararlanılmaktadır. Altın sidlerin çapları 0,7–12 mm, uzunlukları da 3–6 mm arasındadır. Paslanmaz çelik işaretçiler 2 x 5 mm^2 boyutlarında vida şeklindedirler, kemik yapılara da yerleştirilebilmektedir. Paslanmaz çelik işaretçiler kemiğe göre optimal kontrast sağlar ve vida biçiminde olduğu için konumu güçlükle değiştirilir. Fidusel izleme yöntemi solunum senkroni sistemiyle aynı anda çalışabilmektedir. Fakat X-sight Lung ve X-sight Spine izleme yöntemleriyle aynı anda çalışamamaktadır (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; CK-028096B-TRK.; Durmuş., 2013).

3.7.3.5. Seknroni Solunum İzleme Algoritması

Senkroni solunum izleme sistemi solunum ile hareket eden lezyonların tedavisinde yararlanılır. Bu sistem tedavi esnasında hedef konumunu belirler ve robotik kolun hedef ile eş zamanlı hareketi ile dinamik ışın hareketi oluşturulur. Robotik kol takibi ile hareketli hedefte nefes tutmaya gerek kalmadan solunum döngüsü boyunca ışın hizalanması ayarlanır. Böylece hem hastanın solunum döngüsü hem de hedef hareketi takip edilir.

(Şekil 3.32)'de görüldüğü gibi her bir LED işaretçi için ayrı ayrı korelasyon modeli ayarlanır. Her bir model hedef pozisyonunu belirler ve son olarak hedefin konumu üç bireysel modelin ortalaması alınarak saptanır. Üç bağımsız modelin birleşimi ile hedefin sağ-sol, ön-arka, alt-üst pozisyonların tahmini yapılır. Hedefin belirlenen konumu idealde doğrudan robotik kola gitmelidir. Ancak hedefin belirlenen konumu robotik kola gönderilirken gecikmeler ve robotik kolun eylemsizliği toplamda 115 ms gecikmeye neden olmaktadır. Bu nedenle bir predictor (belirleyici) gecikmeleri telafi etmek için hedef pozisyonunun geçmiş hareketlerinden faydalanır. Predictor her an çoklu tahminler üreten bir hibrid modeldir. Predictor her duruma kendini güncelleyebilir, öyle ki hedefin

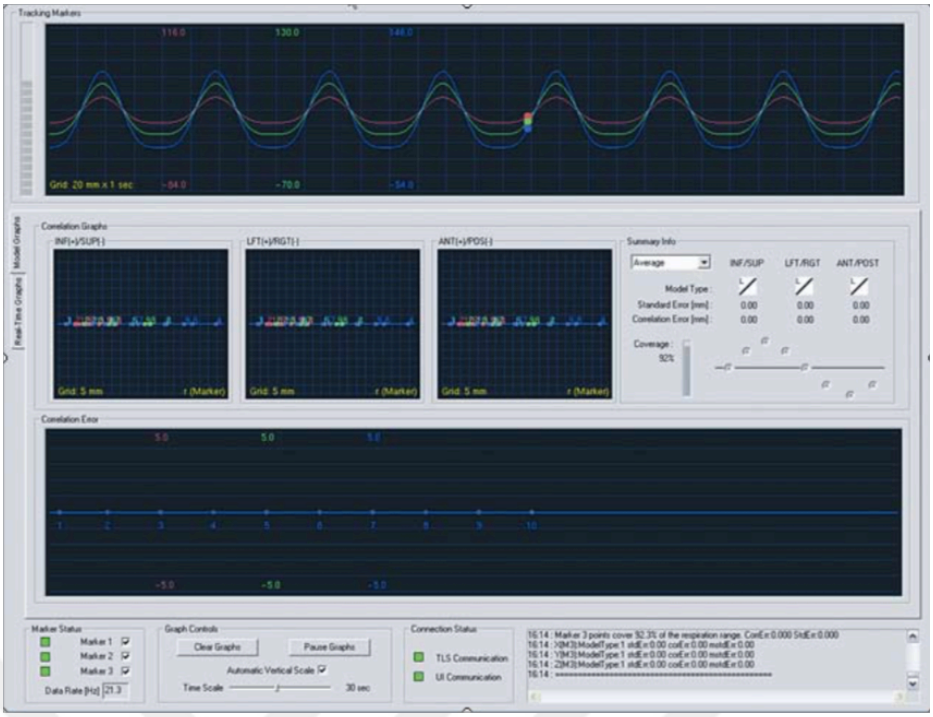
hareketi veya solunum modelinde ani değişimlere cevap verebilecek şekilde oluşturulmuştur. Tahmin edicilerden (predictor) elde edilen tahmini hedef pozisyonu robotik kola komut dosyası olarak gönderilmeden önce yumuşatıcı filtre uygulanır.



Şekil 3.32. Solunum senkroni sistemi blok gösterimi (Durmuş., 2013)

Her bir tedaviye başlamadan önce korelasyon modeli oluşturulur ve fraksiyonlar arası değişimler nümerikleştirilir. Ancak tedavi boyunca hedefin hareketindeki değişiklikler model güncellenmesi ve kontrol edilmesini zorunlu kılar. Tedavi esnasında belirli zaman aralıklarında kontrol amaçlı ek olarak görüntüleme yapılır. Bu görüntülemede modelin belirlediği hedefin konumu ile gerçek hedef konumu kıyaslanır. Korelasyon modelindeki hata hesaplanır ve grafiksel olarak görülür. Eğer hata önceden belirlenmiş değerden daha büyükse tedavi otomatik olarak durdurulur ve yeniden bir korelasyon modeli oluşturulmalıdır. Bir korelasyon modelinin X-ışın görüntüsü ile doğrulanması sağlanmazsa geçerlilik süresi 600 sn olarak verilmektedir.

Şekil 3.33'de görüldüğü gibi solunum döngüsünün aşamalarını belirlemek için 10 noktalı bir dalga formu mevcuttur. Her bir nokta solunum döngüsünün bir evresini göstermektedir, tepe ve dip noktalar soluk almayı ve vermeyi göstermektedir. Tedavi öncesinde alınan X-ışın görüntüsü dalga formunda yeni bir nokta oluşturur. Modelin doğru olabilmesi için modeldeki noktaların eşit dağılması ve solunum hareketinin tüm evrelerine yayılmış olması çok önemlidir. Dalga formundaki maksimum ve minimum noktaları arasındaki uzaklık, solunum döngüsünün büyüklüğünü göstermektedir. Tam bir senkroni modeli oluşturmak için farklı solunum evrelerinin %40'ını kapsayan en az üç model noktası gereklidir.



Şekil 3.33. Solunum senkroni algoritmasıyla tümör takibi (Durmuş., 2013)

Çünkü iki nokta ile model oluşturulur ve diğer bir nokta ile modelin doğrulaması yapılır. Rutin uygulamalarda sekiz veri noktası ile korelasyon modeli oluşturulur ve solunum döngüsünün yaklaşık %100'ünü kapsanması sağlanır. Bir korelasyon modelinde en fazla 15 veri noktası tutulabilir. Daha sonra yeni görüntüler elde edildikçe ilk görüntü çıkar ilkesiyle veri kümesi sürekli olarak update edilir. Korelasyon grafiği hedefin hareketi ile üç LED işaretçinin hareketini karşılaştırmalı olarak verir. Her grafikte model oluşturulurken, X-ışın görüntüsünün alındığı noktalar ekranda verilir. Bu noktalara en iyi uyan doğru oluşturulur. Eğer tüm noktalar ile çizilen doğru kesişiyor ise senkroni korelasyon modelinin iyi olduğunu düşünürüz. Solunum izleme sistemi solunum ile hareket edebilecek konumda olan tümörler için uygundur. Akciğer, pankreas, karaciğer, böbrekler ve diğer abdominal/toraks bölgelerinde yapılmaktadır. Solunum senkroni sistemi hedef doğruluğu 1,5 mm'nin altında olmalıdır (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; Durmuş., 2013).

3.7.4. Multiplan Tedavi planlama Sistemi ve Optimizasyon Algoritmaları

CyberKnife® sistemi için özel geliştirilen MultiPlan sistemi tersten planlama özelliği mevcuttur. MultiPlan sistemiyle konturlama ve füzyon da yapılır. MultiPlan planlama sisteminde iki veya versiyonuna göre üç grid çözünürlüğünde hesaplama

opsiyonu vardır. Düşük hesaplama gridinin çözünürlüğü 64x64x64, orta hesaplama gridi için 256x256x256 çözünürlüğü mevcut iken, yüksek hesaplama gridinin çözünürlüğü (512x512x512) birincil BT piksellerinin sayısına eşittir. Düşük çöznürllükte hesaplama işlemi çok uzun sürebilir. Yüksek çözünürlükte büyük bellek ve CPU kullanımı mevcuttur (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; Durmuş., 2013).

3.7.4.1. İzosentrik Optimizasyonu

İzosentrik planlamada, hedef içindeki bir nokta izomerkez olarak seçilir ve tedavi yolundaki her bir node'dan demetler seçilir ve hepsi bu noktada birleşir. Bu hızlı ve nispeten basit bir planlama yöntemidir. İzosentrik planlamalarda kritik organ koruması çok iyi yapılamadığı için, kompleks tedavi planlarında kullanılmaz.

3.7.4.2. İzosentrik Olmayan Optimizasyon

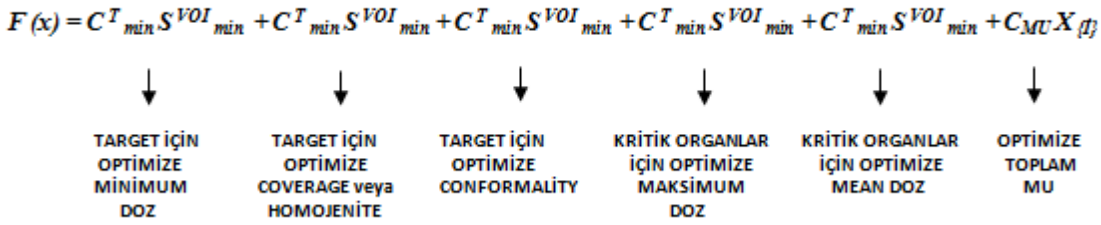
İzosentrik olmayan planlamada, tüm ışınlar hedef üzerinde yakınsak olsalar da tek bir noktada buluşmazlar. Her plan için seçilebilecek çok sayıda potansiyel demet vardır ve dikkate alınması gereken çok sayıda değişken vardır. Bu nedenle ters planlama optimizasyon algoritmaları burada kullanılmaktadır. MultiPlan'ın üç farklı optimizasyon algoritması vardır: Simpleks ve İteratif (konformal planlama algoritmaları) ve sequential optimizasyonudur. Bu optimizasyonlar içinden en fazla kullanılanı sequential optimizasyonudur.

- Sequential Optimizasyonu

Sequential optimizasyon yönteminde cost fonksiyonu, her bir tanımlanan sınırlama için ayrı ayrı değerlendirerek çözüm bulur (Şekil 3.34). Cost fonksiyonu bir dizi bağımsız optimizasyon adımı ile MU, target ve kritik organlar için ayrı ayrı çözümler. Sequential optimizasyonu hedeflenen amaçlara ulaşmak için birden fazla cost fonksiyonunda çözümler arar (CK-028096B-TRK. ; CK-028098B-TRK.). Sequential optimizasyonda hedeflenen amaçların önem ağırlıklarını belirten sayısal değerler yerine klinik öneme göre sıralanır. Optimizasyon dizisinde birinci sıradaki hedeflenen amaç ilk olarak elde edilmeye çalışılır ve bulunan çözüm diğer optimizasyon adımları için bir kısıtlama meydana getirir. Bu metot çok adımlı kriterleri olan optimizasyonudur.

Optimizasyona başlamadan önce mutlak sınırlamalar olan ışın başına MU, nod başına MU ve toplam MU değerleri sisteme girilir. Normal doku koruması için shell

(kabuk) kullanılır. Target, shell ve kritik organlar için maksimum doz değerleri girilir. İlk optimize adımı target olmak koşuluyla klinik gereksinime göre target, shell, kritik organ ve MU için hedeflenen amaçlar öncelik sırasına göre optimizasyon adımı olarak sırayla girilir. Bu hedeflenen amaçlar target için minumum doz, maksimum doz, doz homojenitesi ve doz konformitesi iken kritik organlar için maksimum doz ve mean doz olarak belirlenir. Her bir optimizasyon adımı ardından gelen adımlar için bir kısıtlama oluşturur. Her bir adımdaki sınırlamalar için belirli bir rahatlama (relaxasyon) payı verilmesi ardından gelen optimizasyon adımlarının daha az kısıtlanmasını mümkün kılar. Birçok amaçlanan hedef için cost fonksiyonları tek optimizasyonda sırayla çözümler.



Şekil 3.34. Tedavi planlamasında kullanılan cost fonksiyonu (Durmuş., 2013)

Sequential optimizasyonun her adımı cost fonksiyonun minimize edilmesi içindir. Bu optimizasyon yöntemi simplex yöntemini kullanarak cost fonksiyonuna çözüm oluşturur. Optimizasyon başlatıldığında hangi adımda ise C katsayı değeri bir, diğer optimizasyon adımlarının C katsayı değeri sıfır olur. Bu şekilde cost fonksiyonu birçok adımdan tek adıma indirgenir ve sadece o adım için çözüm oluşturulur (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008). Optimizasyon sürerken herhangi bir adımda duraklatıp, sürece ilk adımdan başlayabilme, bir önceki veya sonraki adıma geçilebilir. Duraklatma esnasında sisteme tanıtılan kısıtlama değerlerinin değiştirilmesine olanak sağlar (CK-028096B-TRK.). Işın azaltma segmenti ile kullanıcıya bağlı belirli bir MU eşik değeri uygulandığında o değerin altındaki tüm ışınlar kaldırılır. Kalan ışın demetleri basitçe tekrar ayarlanarak doz tanımlanır. Diğer bir ışın azaltma ise kullanıcıya bağlı olarak belirli bir MU değeri altındaki ışınları kaldırarak tekrar optimizasyon yapılır. Bu durumda tekrar ışın demetleri oluşturulurken düşük MU değerlerine sahip ışınlar tekrar meydana gelebilmektedir (Kilby ve ark., 2010; CK-028098B-TRK. ; CK-700071 2008; CK-028096B-TRK.). Sequential optimizasyon optimal tedavi planı elde etmek için

kullanıcıya dozimetrik kalite ile tedavi verimliliği arasında denge kurarak değerlendirme imkanı verir (CK-028096B-TRK. ; CK-028098B-TRK.; Durmuş., 2013).

3.7.5. Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritması

CyberKnife® Robotik SRS sistemi standart doz heaplama algoritması olarak, basit heterojen yoğunluk düzeltme tabanlı "effective path lenght (EPL) " metodunu kullanan Ray- Tracing doz hesaplama algoritmasını kullanarak optimizasyonlarını yapmaktadır (Wilcox ve ark., 2010).

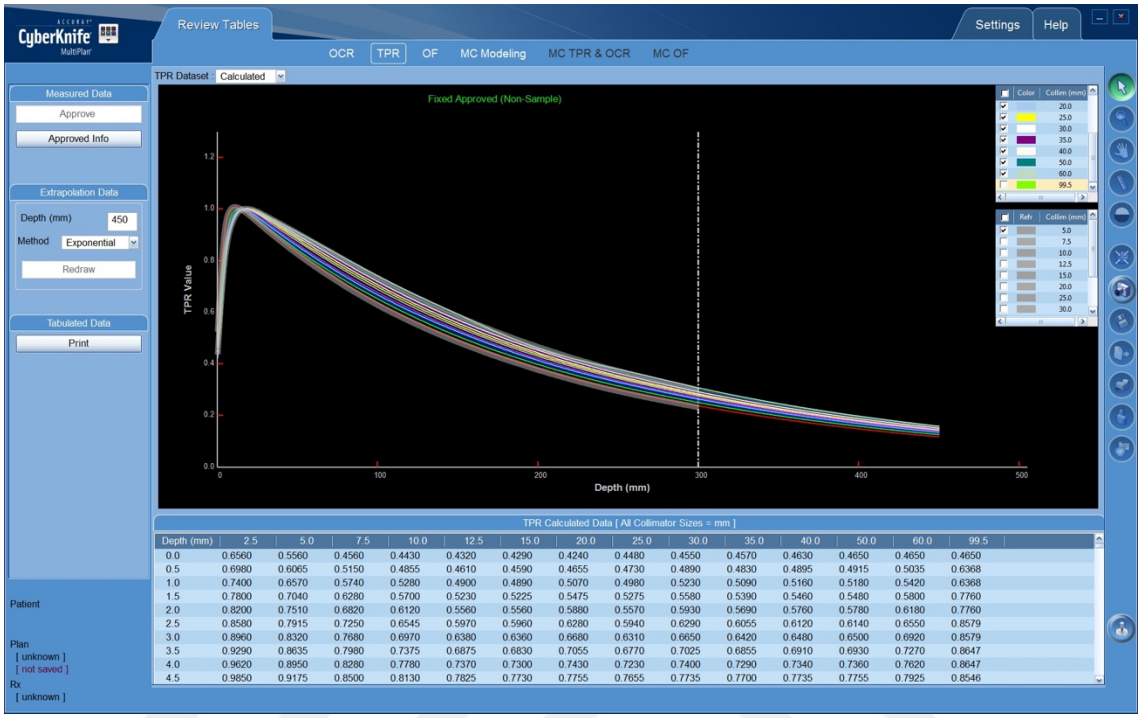
EPL metodu farklı bir ortamındaki doz dağılımını elde etmek için belirli bir derinlikte birincil foton akısındaki değişiklikleri su daki doz dağılımına göre ölçeklendirir. Ray–Tracing doz hesaplama algoritması göreceli elektron yoğunluğunu kullanarak hesaplama volümü içersinde bir noktanın efektif derinliğini dikkate alır. Göreceli elektron yoğunluğu suyun elektron yoğunluğuna bağlı olarak verilen bir BT sayısı (Hounsfield Unit) için elektron yoğunluğu olarak ifade edilmektedir (Kilby ve ark., 2010). Ray-Tracing algoritmasında hedef volüme uygulanan doz sonrası oluşan doz dağılımı, her bir ışın izleme fonksiyonu kullanarak bulunur. Ray–Tracing algoritması su fantomunda ölçülmüş dozimetrik verileri değerlendirmektedir. Bu veriler; Doku-Fantom Oranı (TPR, Şekil 3.35), Merkezden Sapma Oranı (OCR-Profil, Şekil 3.36) ve kolimatör Output faktörü (OF, Şekil 3.37)'dür (Durmuş., 2013).

İlgi alanı içersinde belirli bir noktada her bir ışın demetinden uygulanan doz dağılımı;

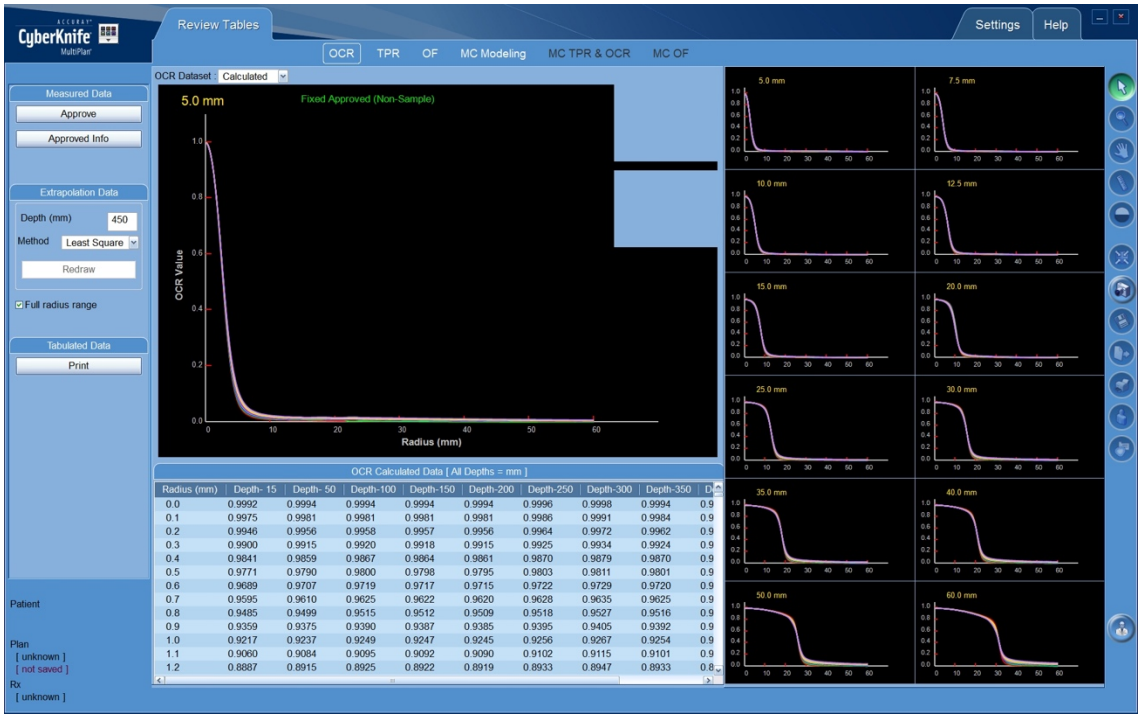
$$DOZ\ (MU) = OCR_{(Koll,\ R800,\ Deff)} x\ (800/SAD)^2 x\ TPR_{(Alan\ boyutu,\ Deff)} x\ OF_{(Koll,\ SAD)}$$

- TPR; Doku-Fantom Oranı, derinliğe ve kolimatör büyüklüğüne bağlıdır. Doz hesaplama da kullanılan TPR değeri, referans noktasını içeren merkezi eksene (CAX) dikey düzlemde olan efektif derinlik ile ilişkilidir. Efektif derinlik hedef vokselden düzleme kadar her bir vokselin katkısını toplayarak bulunur ve bu hesaplama için BT görüntülerinde HU değerleriyle suya göre elektron yoğunluğu kullanarak bulunur.
- OCR; Profil ölçümlerinde, merkezden sapma oranıdır. Her bir kolimatör için 0 mm yarı çapında normalize edilir ve her bir kolimatör için ayrı ayrı bulunur. Efektif derinlik sadece merkezi eksen (CAX) boyunca bulunur.

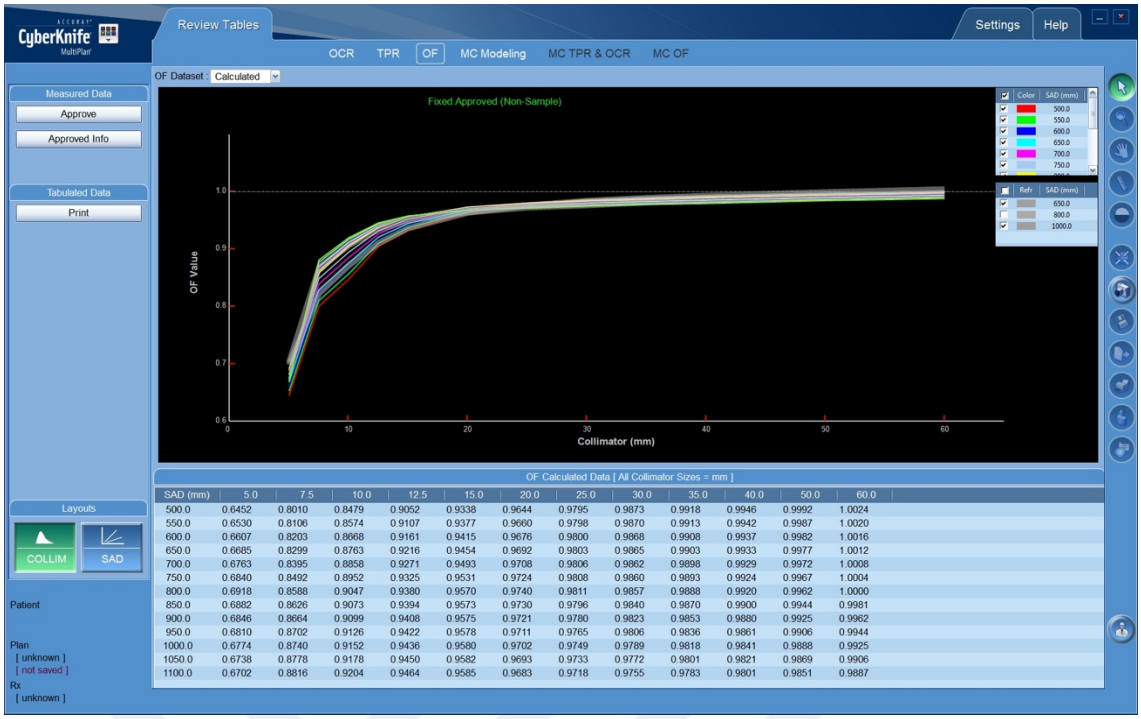
- Kolimatör Output faktör; verim faktörü, her bir kolimatörün verim faktörü SAD: 800 mm ve 60 mm'lik kolimatörle alınmış ölçüm değerine normalizasyon yapılır.



Şekil 3.35. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için TPR değerleri



Şekil 3.36. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OCR değerleri



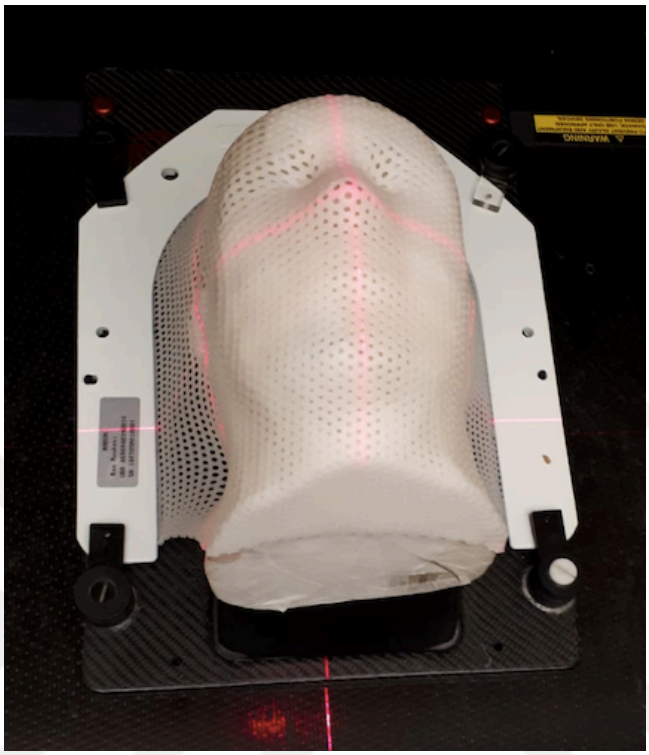
Şekil 3.37. CyberKnife® cihazında 12 kolimatör için OF değerleri

Ray-Tracing algoritmasında sadece merkezi eksen boyunca efektif derinlik bulunur. Merkezi eksen derinliği (CAX), hasta yüzeyi ile hastada belirli bir derinlikte belirlenen noktayla arasındaki öklit uzaklığıdır. BT (Hounsfield Unit) sayısına 200 eşik değeri sınırlaması getirilerek hastanın cildinden itibaren merkezi eksen derinliği bulunur ve buna bağlı olarak HU değeri 200'ün altındaki tüm göreceli elektron yoğunluğu değerleri 0 olarak değerlendirilir.

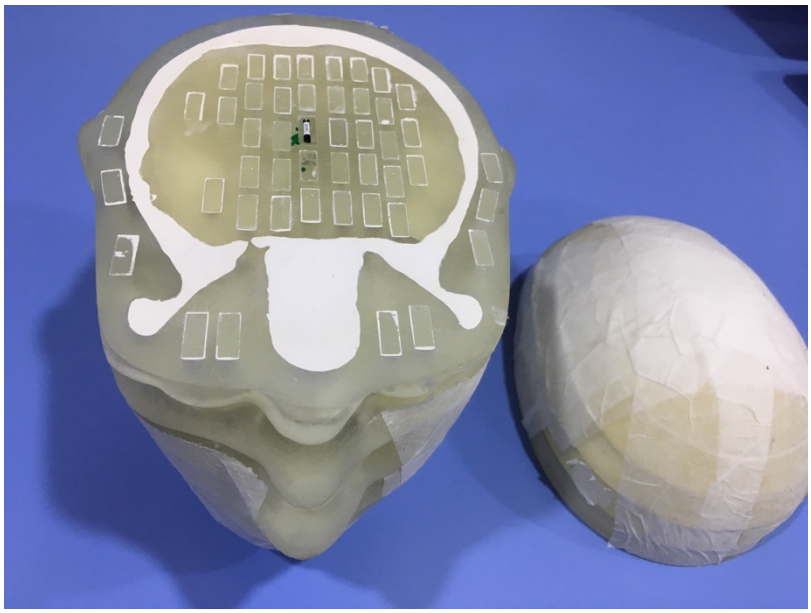
3.8. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi ve Multiplan Tedavi Planlama Sistemine Aktarılması

Fantom PHILIPS MX-6000 Dual cihazında, 1mm kesit kalınlığı ve boşluk olmaksızın görüntüleme işlemi yapılmıştır (Şekil 3.38). Fantomdaki ışınlamaların tekrarlanabilirliğini sağlamak için, fantoma termoplastik maske yapılmıştır. Görüntüleme işlemleri fantomun içine dozimetri sistemleri konularak yapıldı (Şekil 3.39). Daha doğru doz ölçümü için dozimetri sistemleri içindeki kristaller hedef olarak seçildi. Görüntüleme işlemi 6, 8, 9 ve 10. kesitlere ayrı ayrı Al_2O_3:C kristaller konularak çekildi. Ardından görüntüler tedavi planlama sistemine gönderildi.

8. kesitte 5mm, 7.5mm ve 10mm için küçük alan dozimetresindeki belirsizliği belirleyebilmek için fantomun içerisine BeO OSL dozimetre konularak bilgisayarlı tomografisi çekildi. Ardından görüntüler tedavi planlama sistemine gönderildi.



Şekil 3.38. Fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi



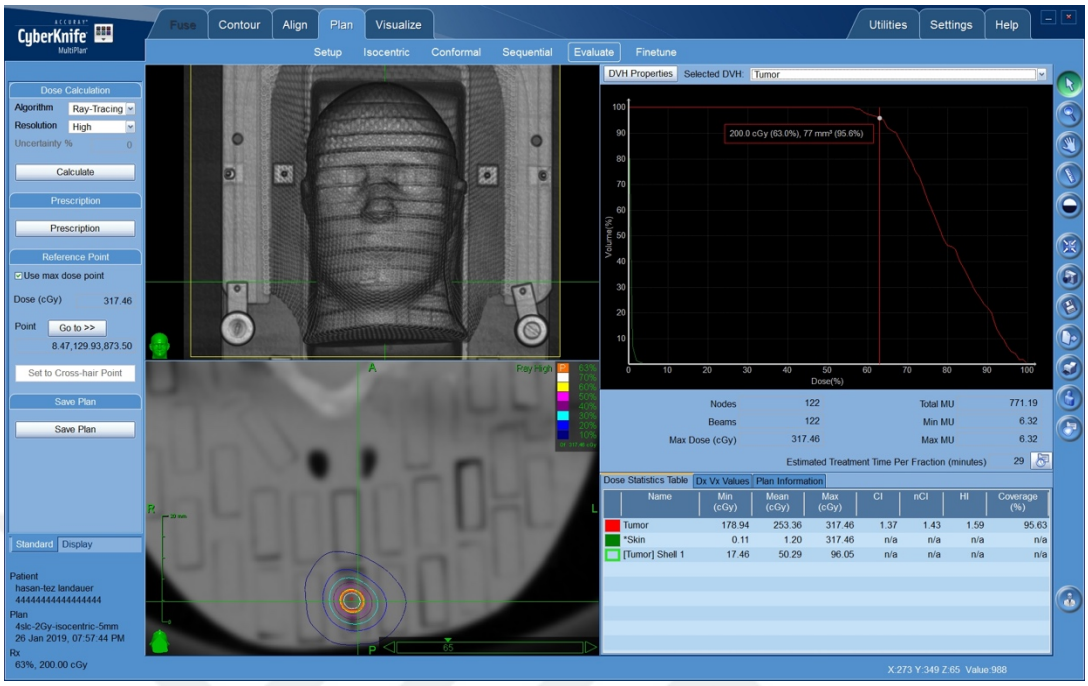
Şekil 3.39. Fantom içerisinde BeO kristalinin konulması

3.9. Fantom Üzerinde Hedeflerin Belirlenmesi ve Planlanması

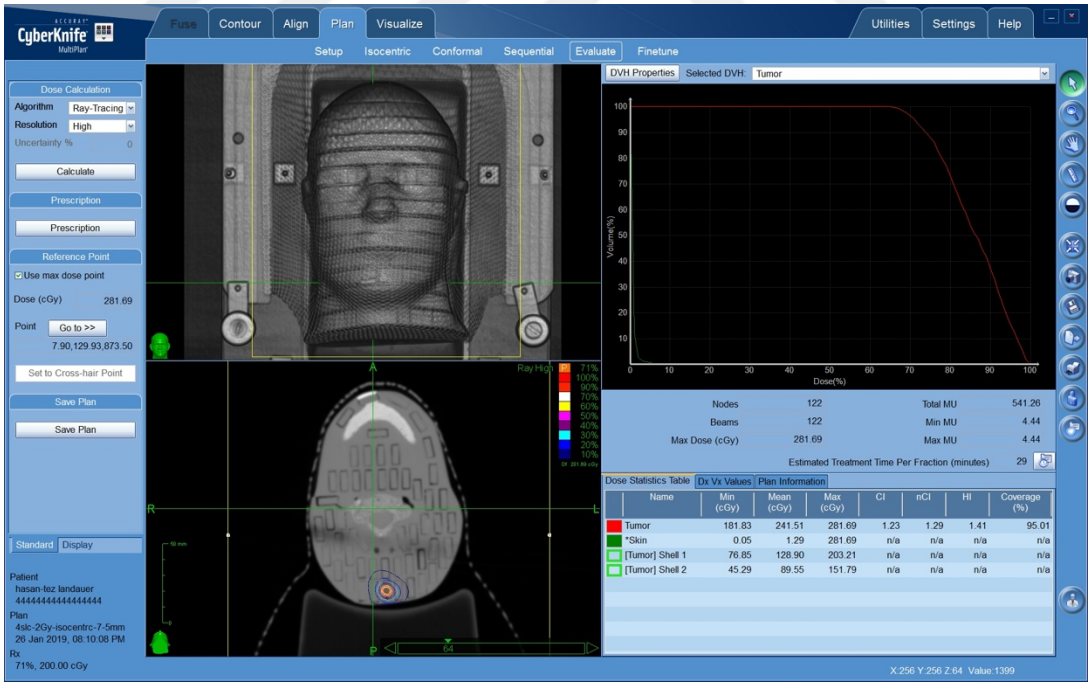
Fantom görüntüleri Multiplan tedavi planlama sistemine aktarıldıktan sonra 6,8,9 ve 10. kesitlerde Al_2O_3:C dozimetrelerin içindeki kristaller merkezde olacak şekilde konturlama işlemi yapıldı. Ardından her bir kesit için Ray-Tracing algoritması kullanılarak izosentrik tekniği ile hedefe 200 cGy verilecek şekilde tedavi planlaması yapıldı. Planlar 5mm, 7.5mm, 10mm, 12.5 mm, 20mm, 30mm, 40mm ve 60mm için yapıldı. Planlar yapılırken hedef kapsamasının %95'in üzerinde olmasına özen gösterildi. Isocentric tekniğinin kullanılmasından ötürü planlar heterojen ve ışınlanan hedefin konumuna göre beklenen ortalama değerler her birinde farklı çıktı. Planlama işlemleri bittikten sonra planlar onaylanarak, ışınlanmak üzere CyberKnife® cihazına gönderildi. Fantomda 4. kesit, 8. kesit, 9. kesit ve 10. kesit olmak üzere dört farklı bölgede ölçüm alındı.

Fantom görüntüleri Multiplan tedavi planlama sistemine aktarıldıktan sonra 8. kesitte BeO dozimetrelerin içindeki kristaller merkezde olacak şekilde konturlama işlemi yapıldı. Ardından her bir kesit için Ray-Tracing algoritması kullanılarak sequential tekniği ile hedefe 500 cGy verilecek şekilde tedavi planlaması yapıldı. Planlar 5mm, 7.5mm ve 10mm'lik kolimatörler için yapıldı. Planlar yapılırken hedef kapsamasının %95'in üzerinde olmasına özen gösterildi. Planlama işlemleri bittikten sonra planlar onaylanarak, ışınlanmak üzere CyberKnife® cihazına gönderildi. Fantomda 4. kesit, 8. kesit, 9. kesit ve 10. kesit olmak üzere dört farklı bölgede ölçüm alındı.

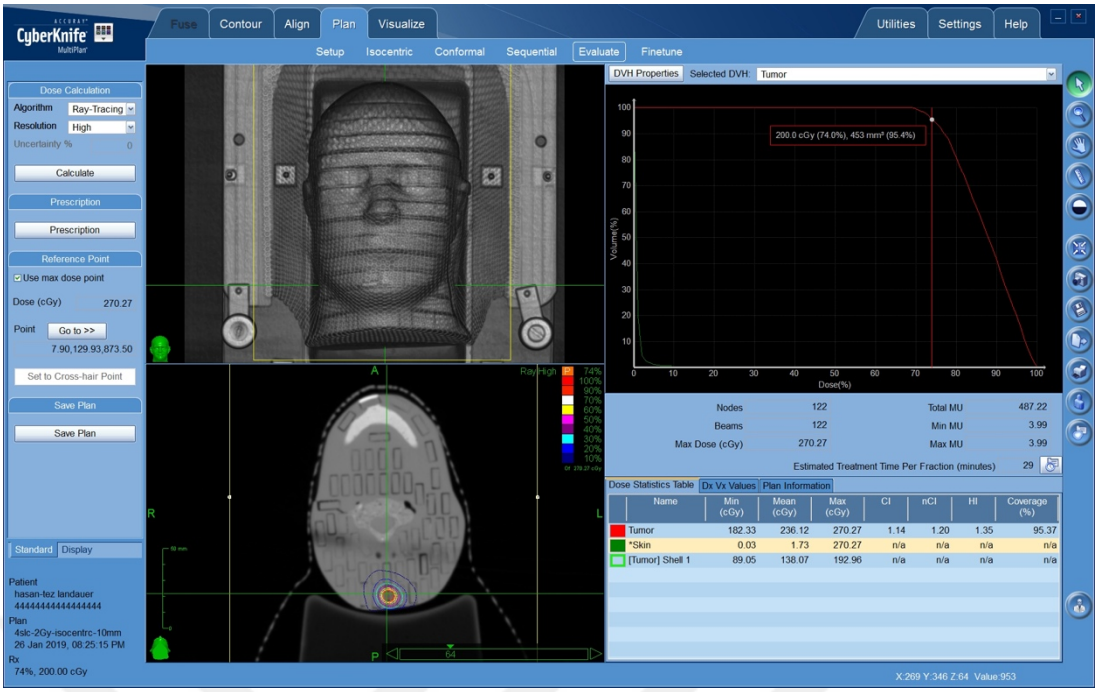
4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetre için yapılan tedavi planları aşağıdaki verilmiştir:



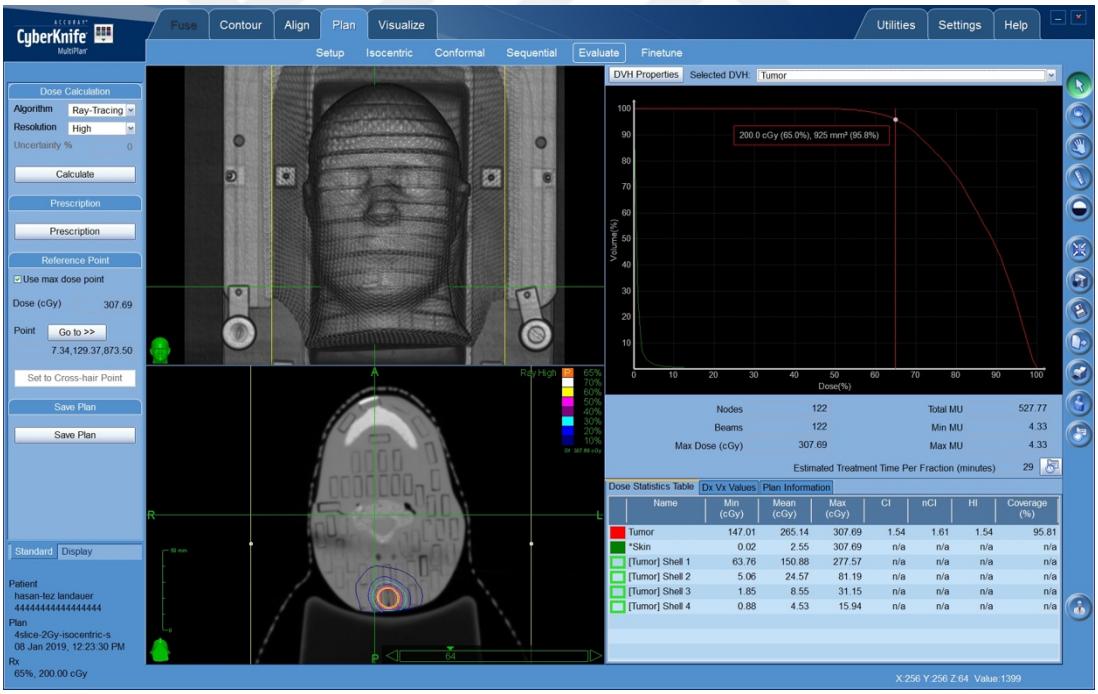
Şekil 3.40. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



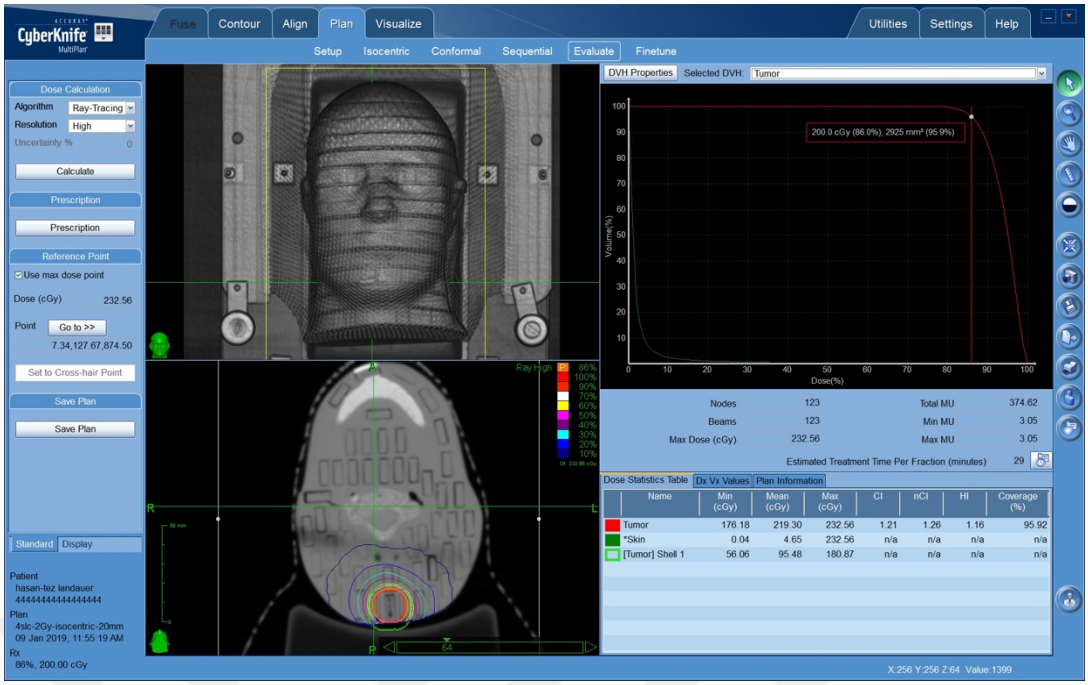
Şekil 3.41. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.42. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

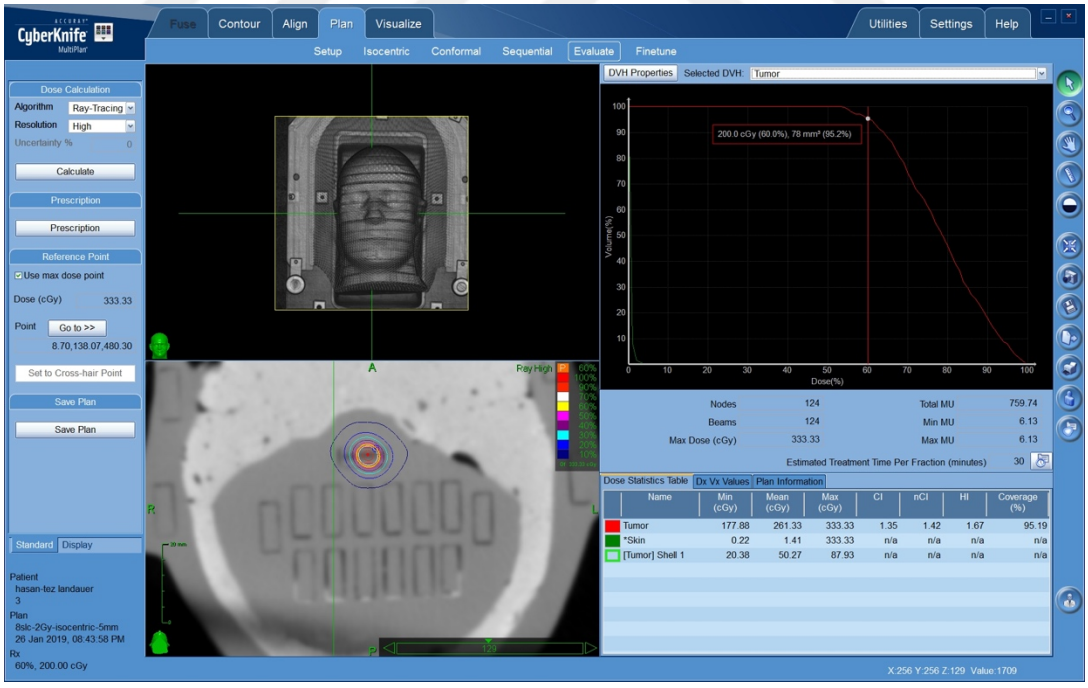


Şekil 3.43. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

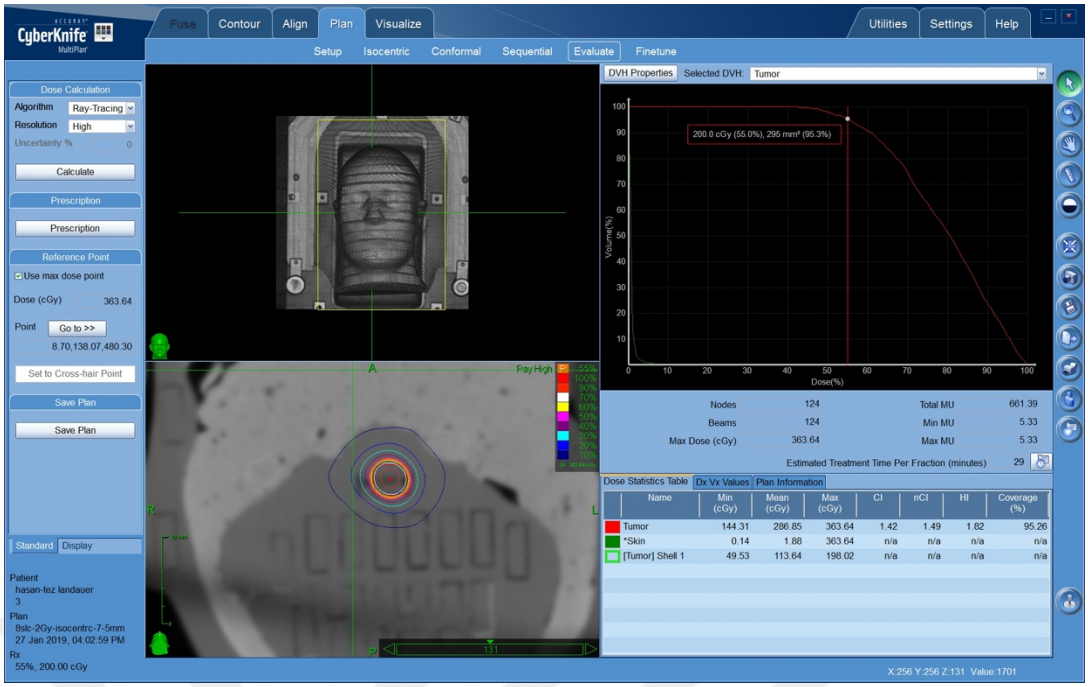


Şekil 3.44. 4. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

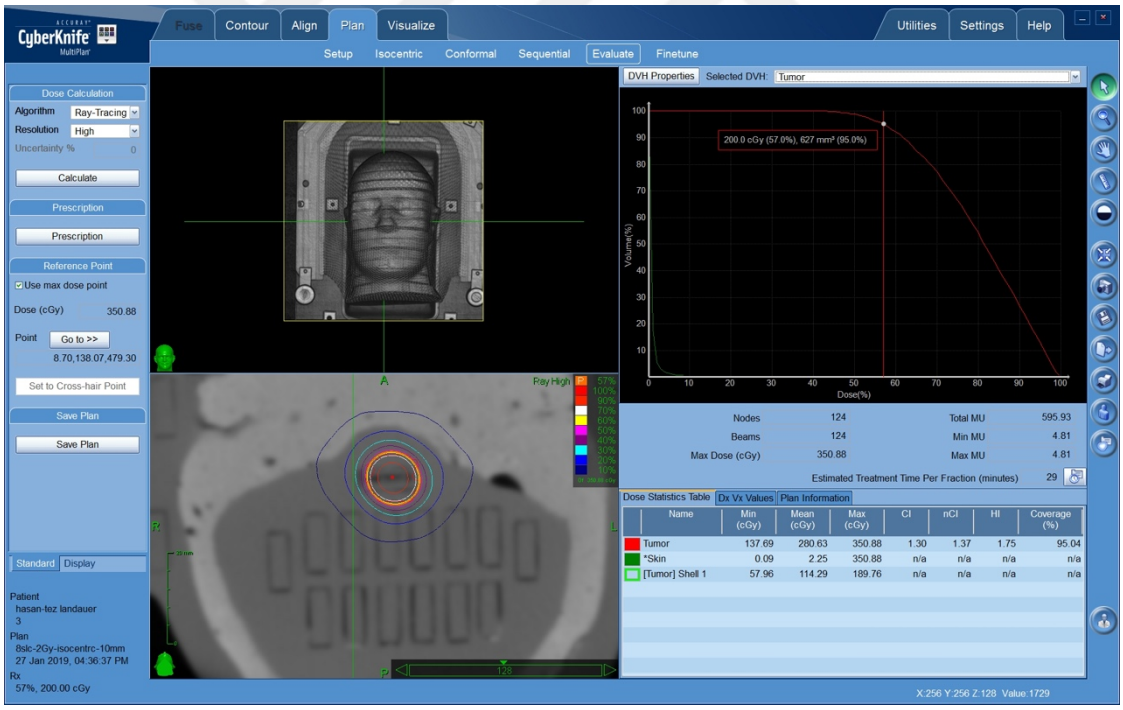
8 kesitteki Al2O3:C dozimetre için yapılan tedavi planları aşağıdaki verilmiştir:



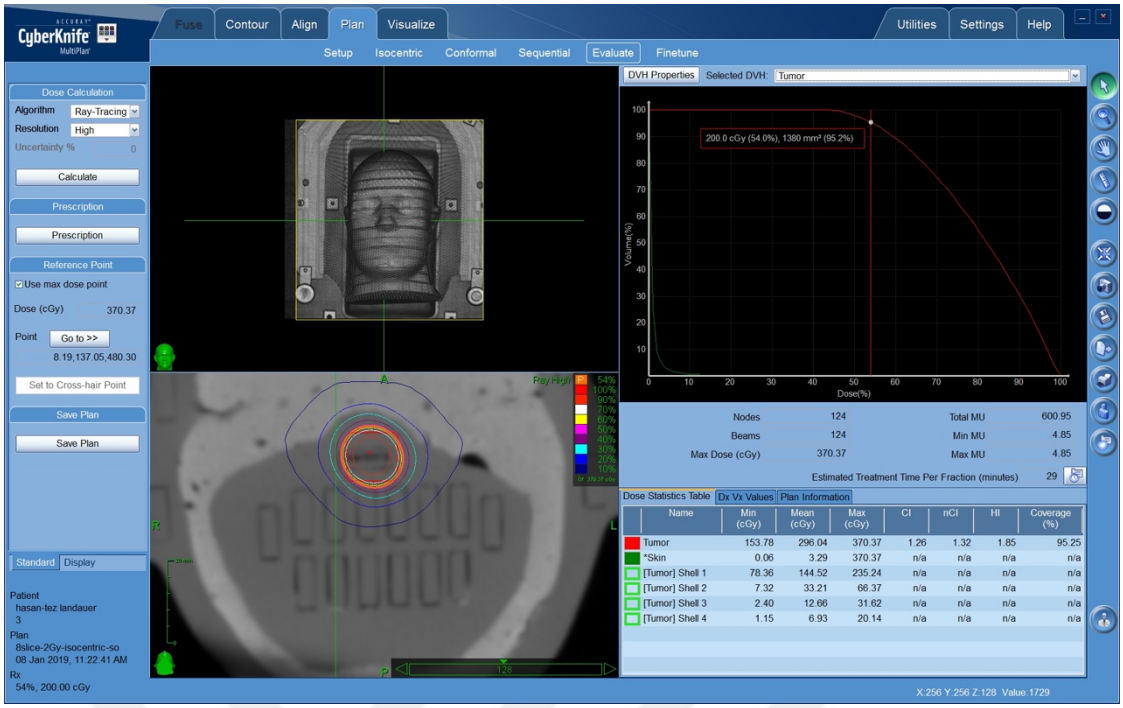
Şekil 3.45. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



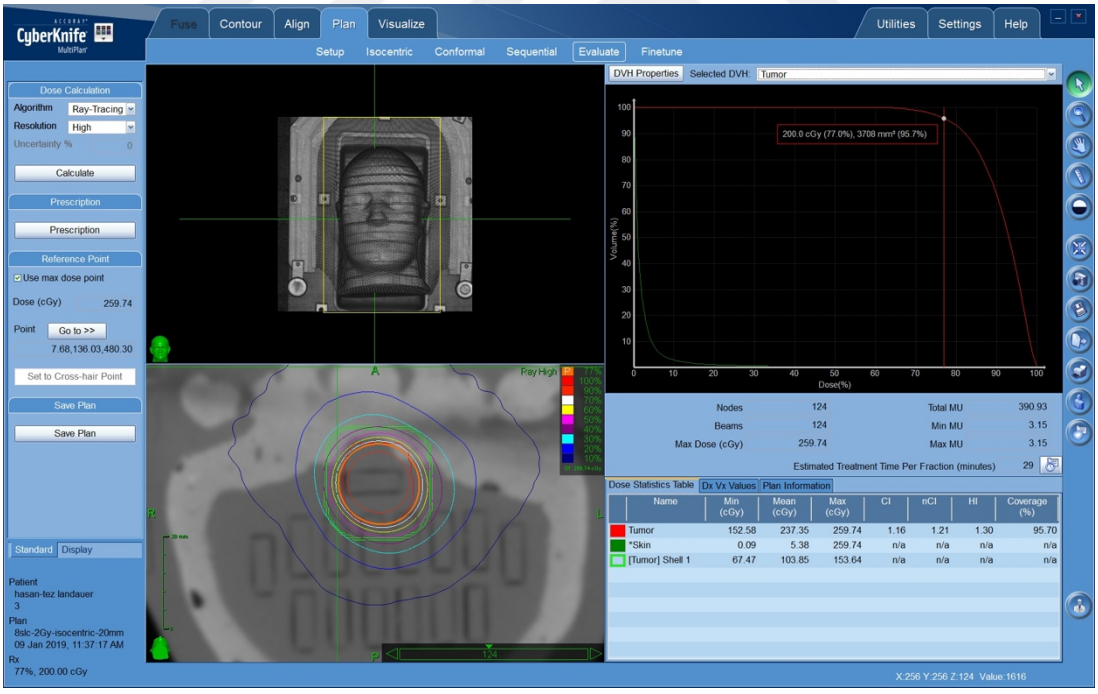
Şekil 3.46. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



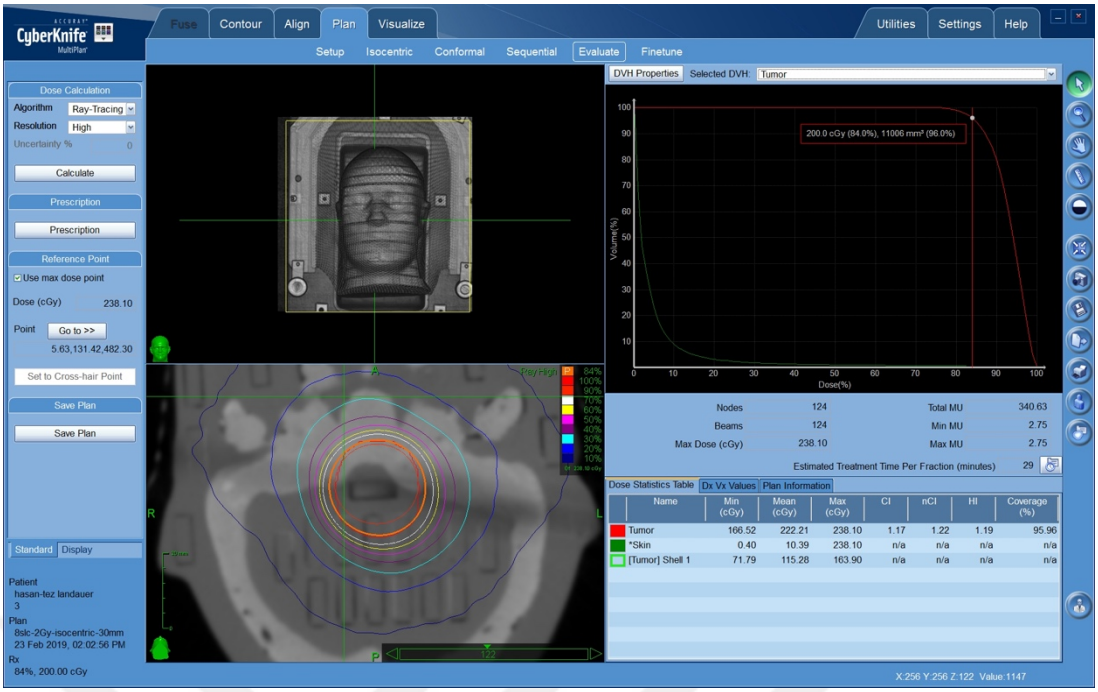
Şekil 3.47. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



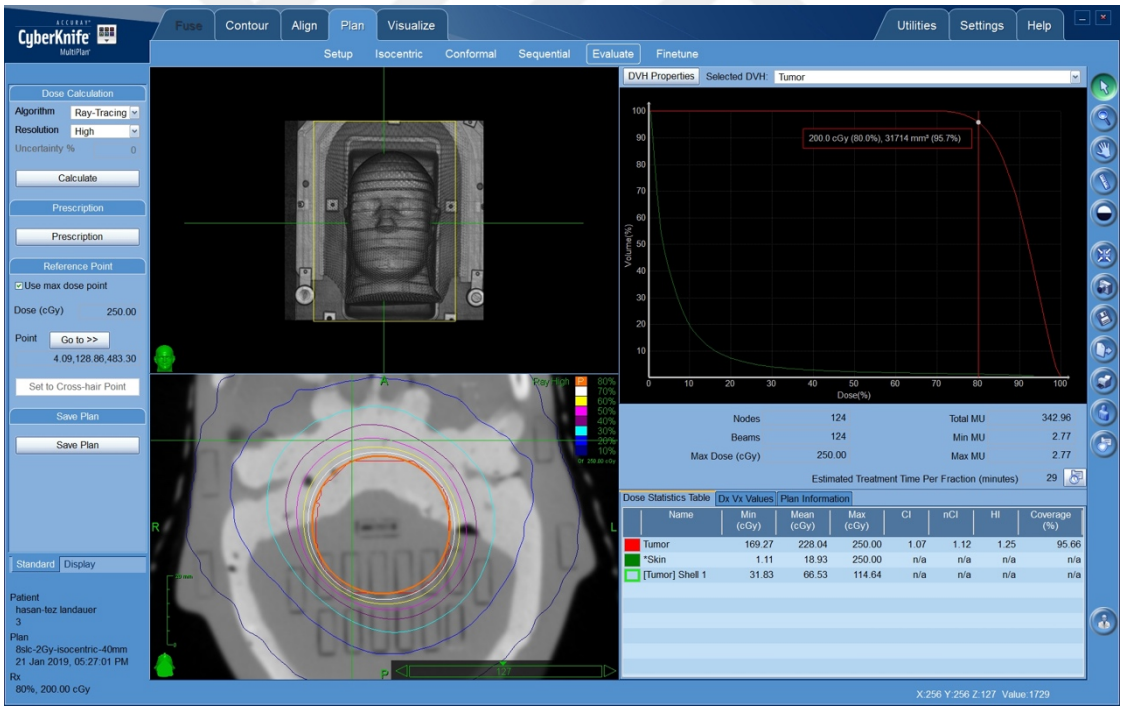
Şekil 3.48. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



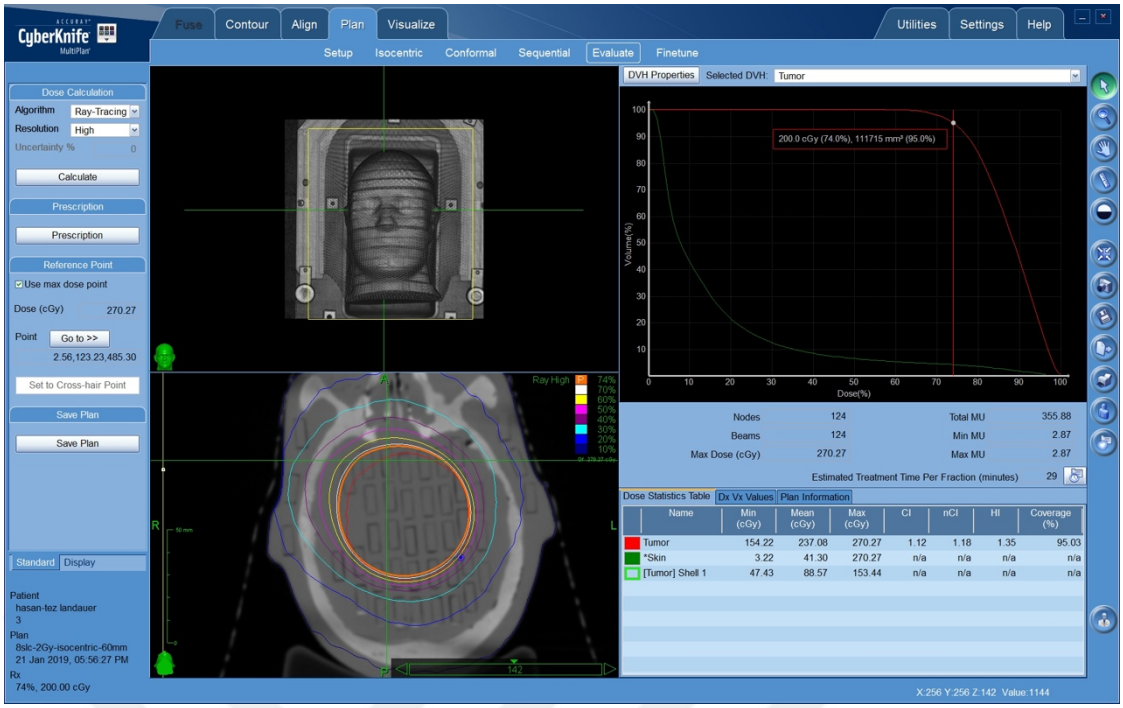
Şekil 3.49. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.50. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 30mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

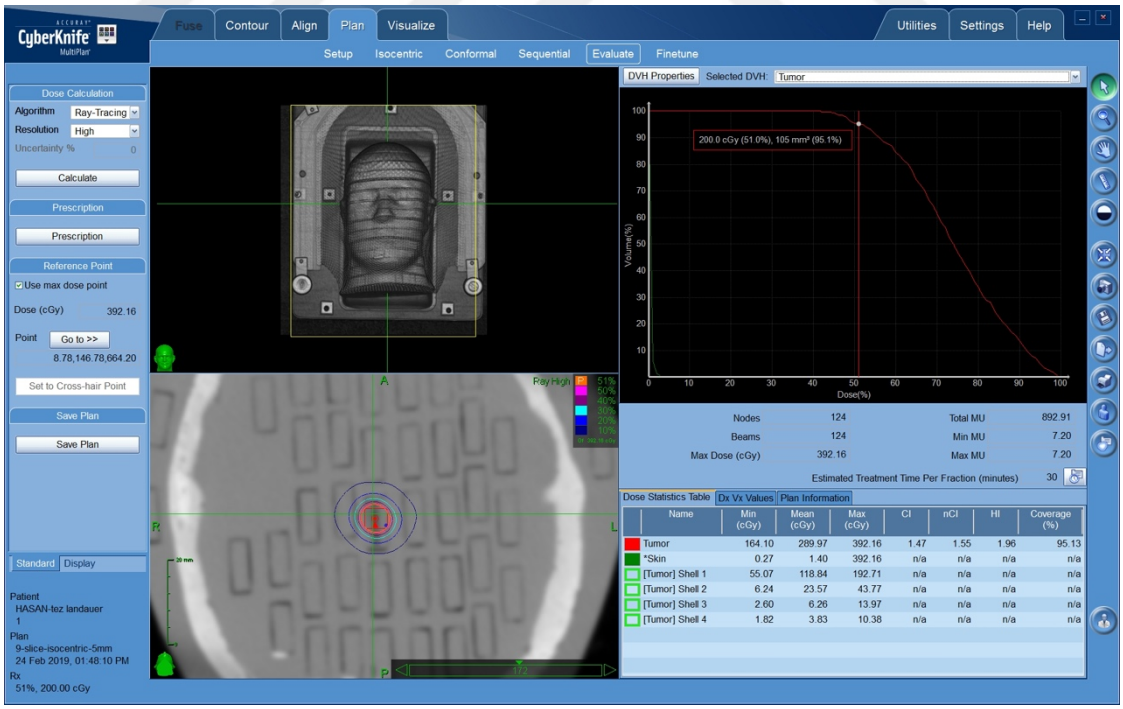


Şekil 3.51. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 40mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

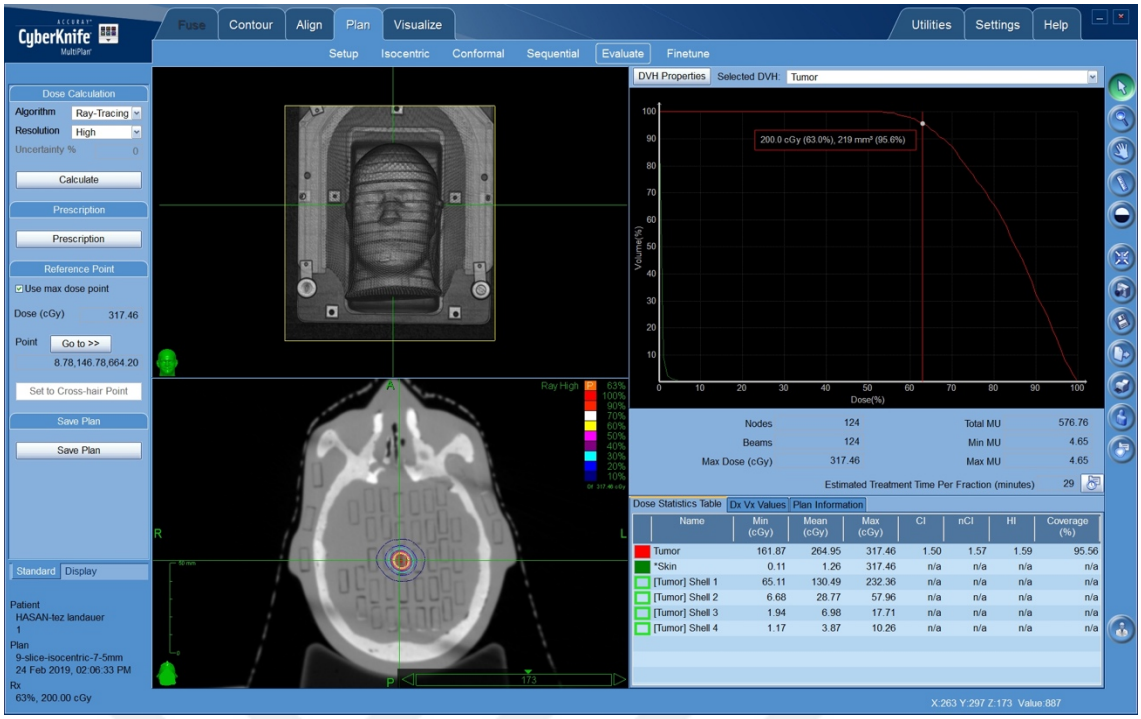


Şekil 3.52. 8. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 60mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

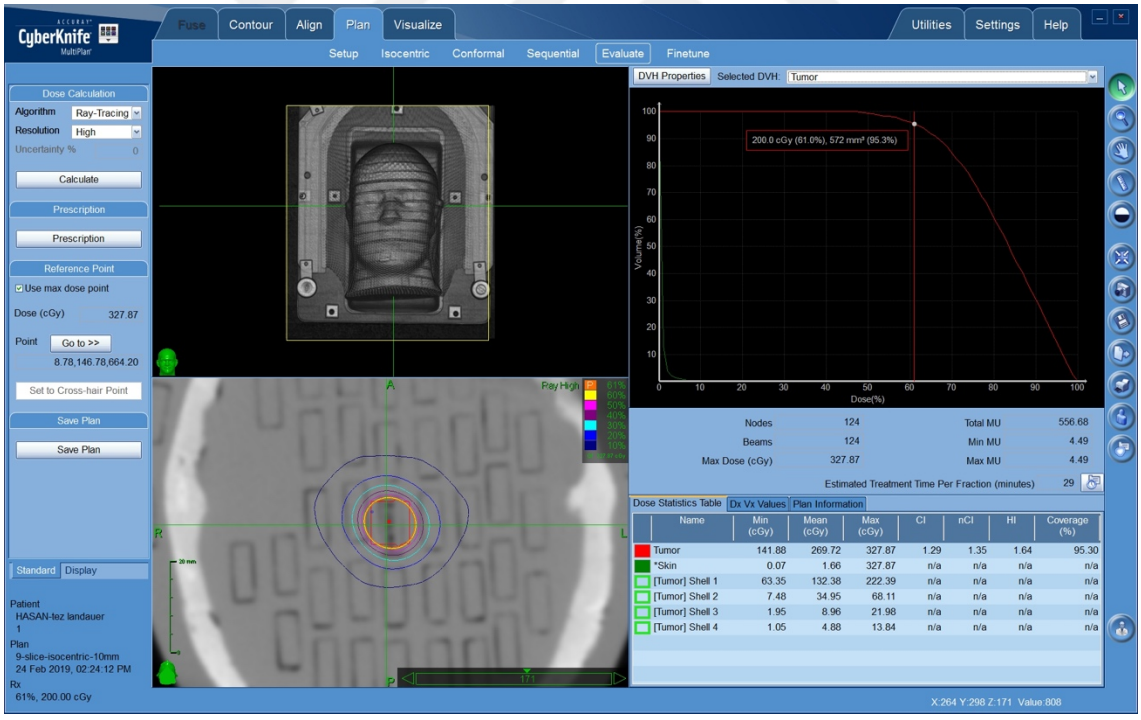
9. kesitteki Al2O3:C dozimetre için yapılan tedavi planları aşağıdaki verilmiştir:



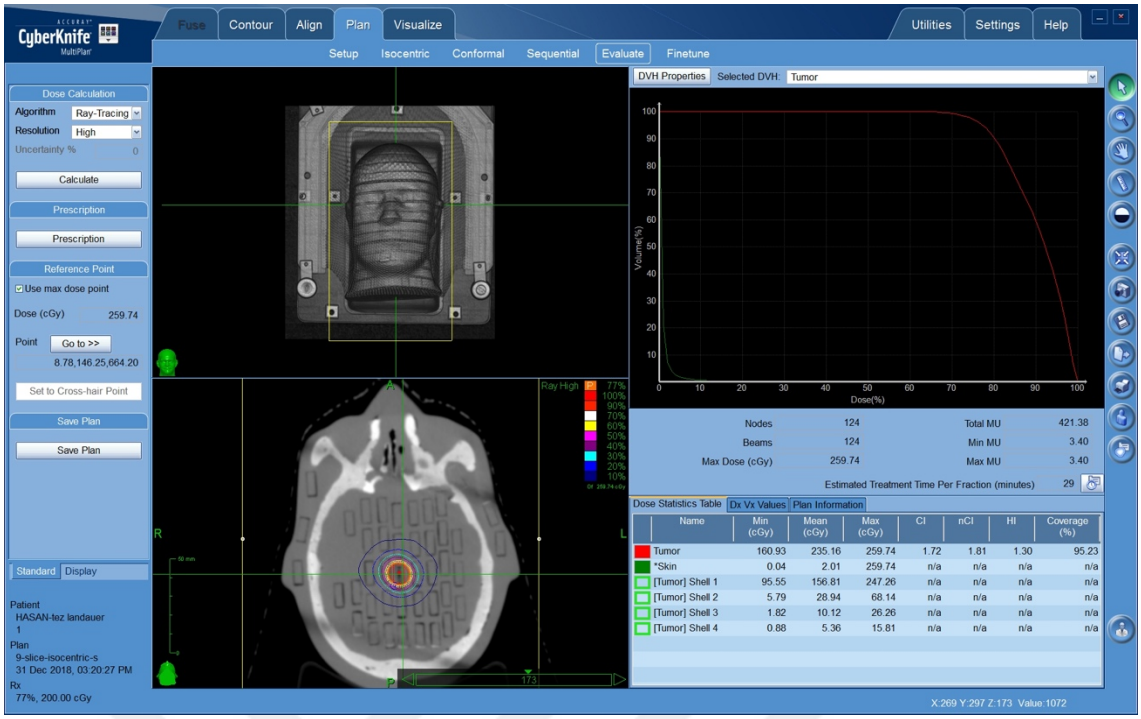
Şekil 3.53. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



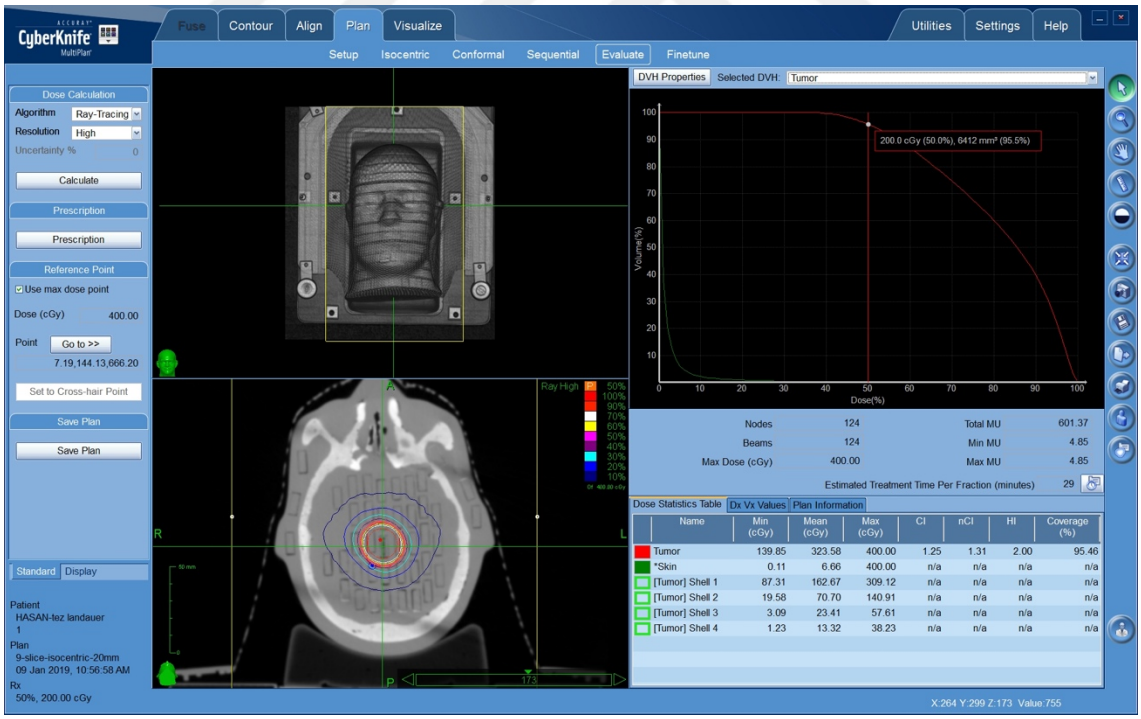
Şekil 3.54. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



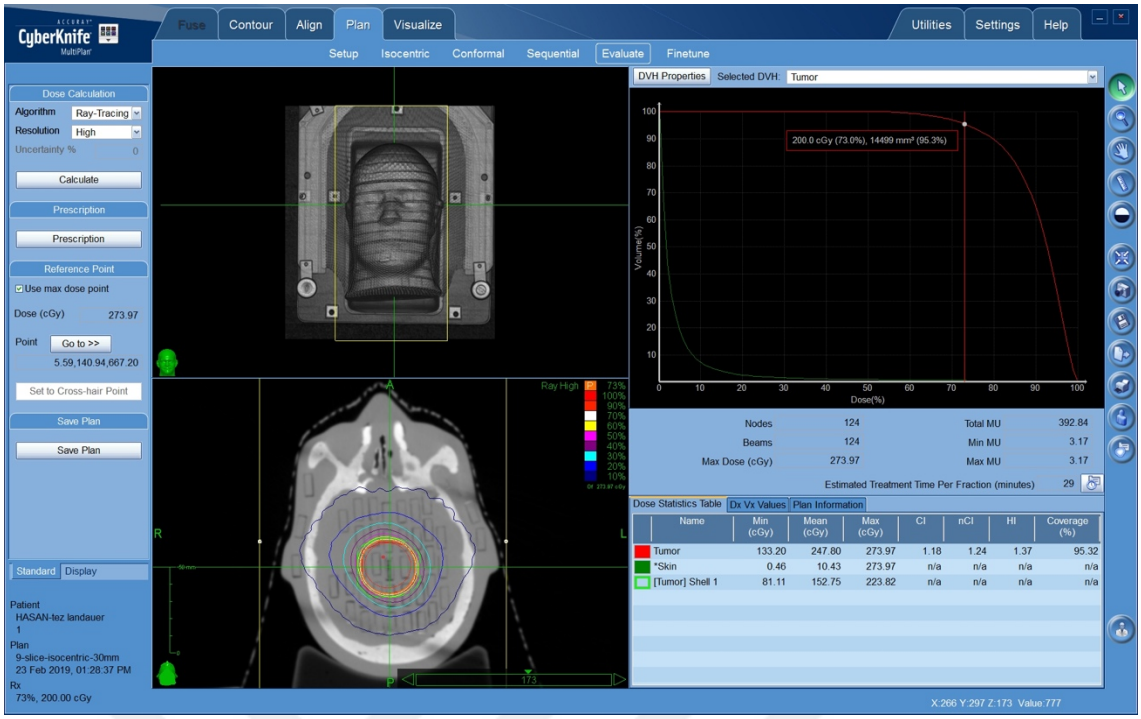
Şekil 3.55. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



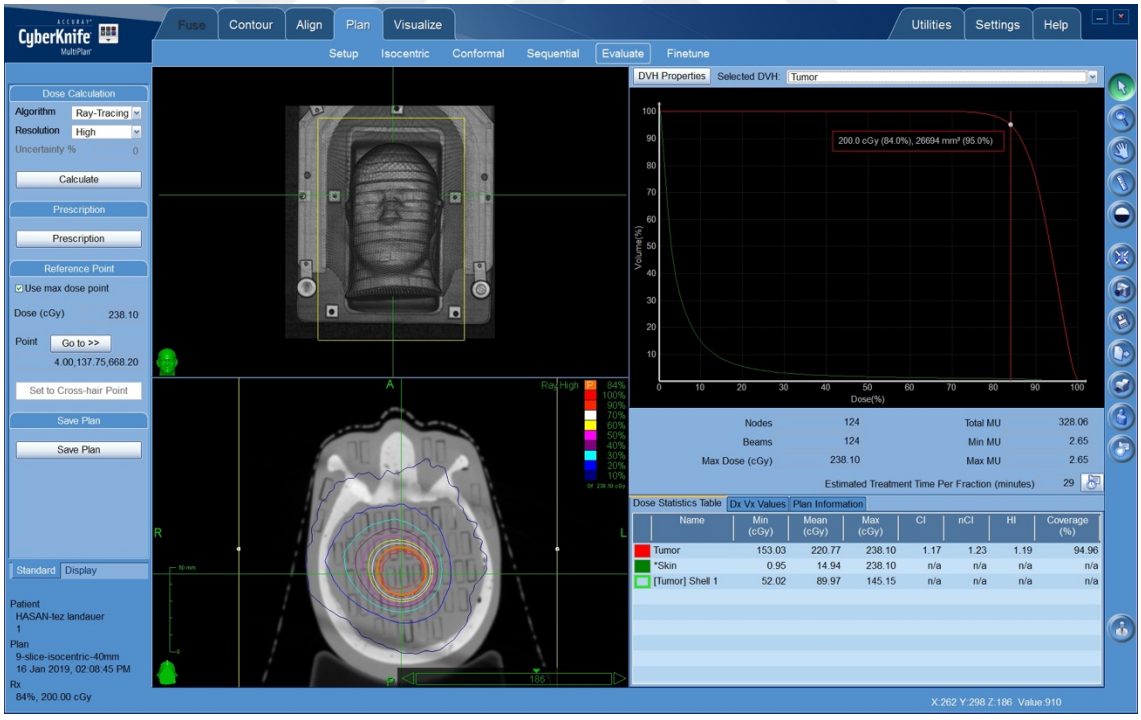
Şekil 3.56. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



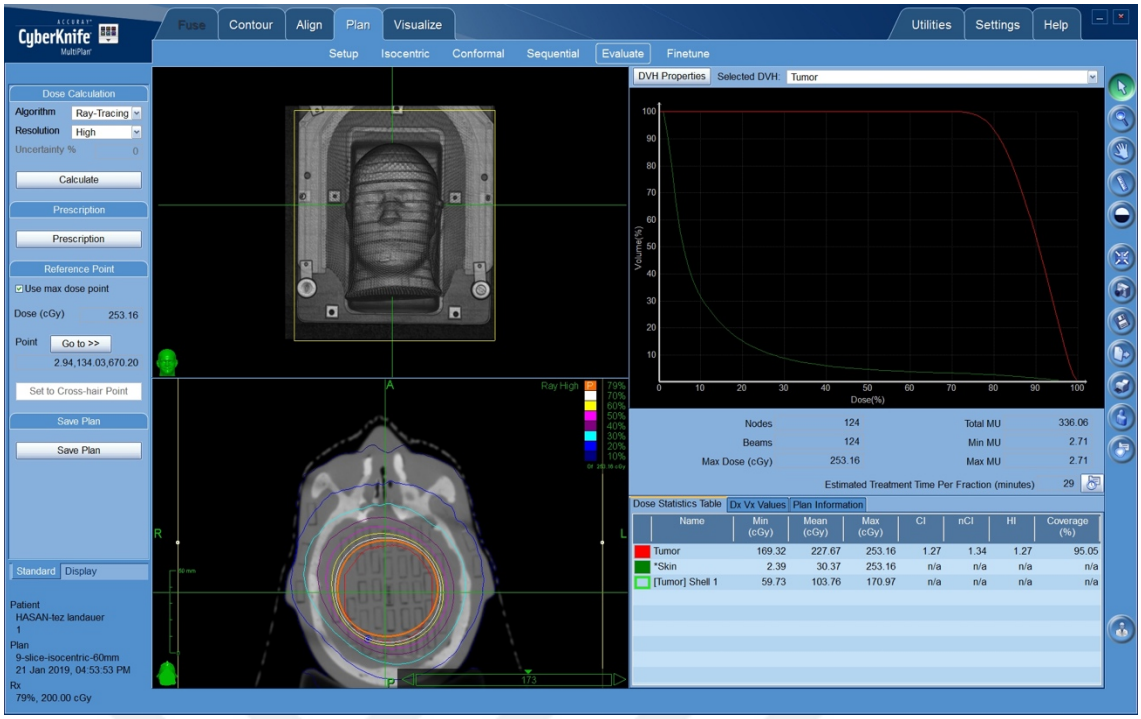
Şekil 3.57. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.58. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 30mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

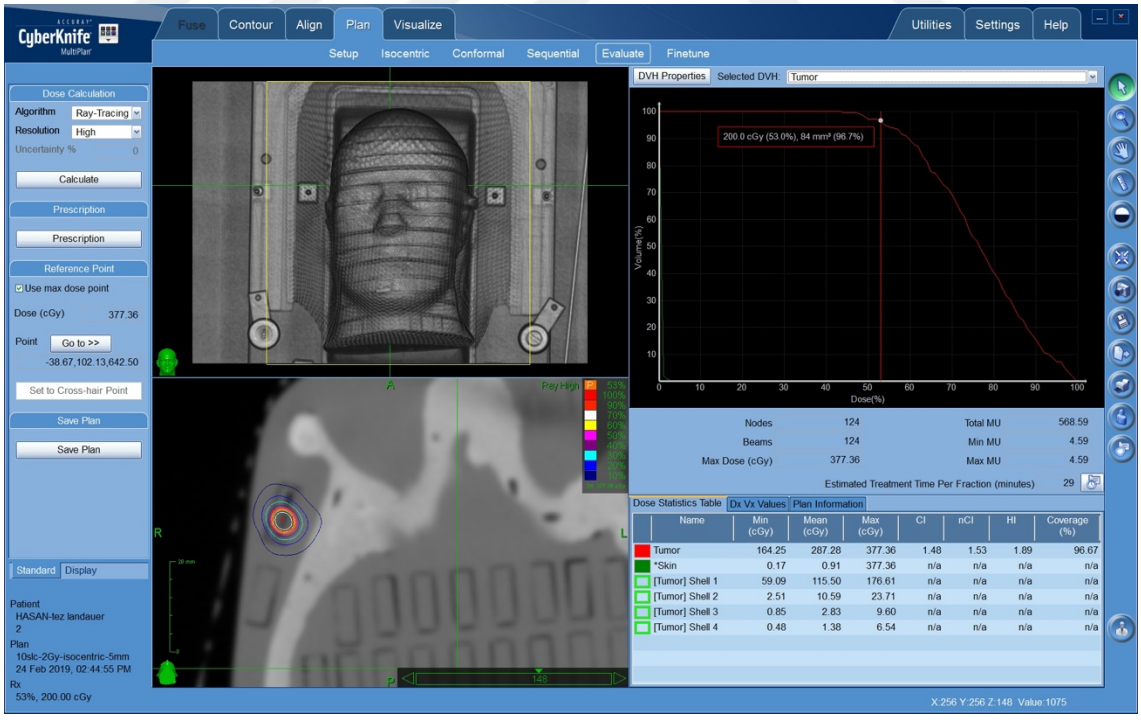


Şekil 3.59. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 40mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

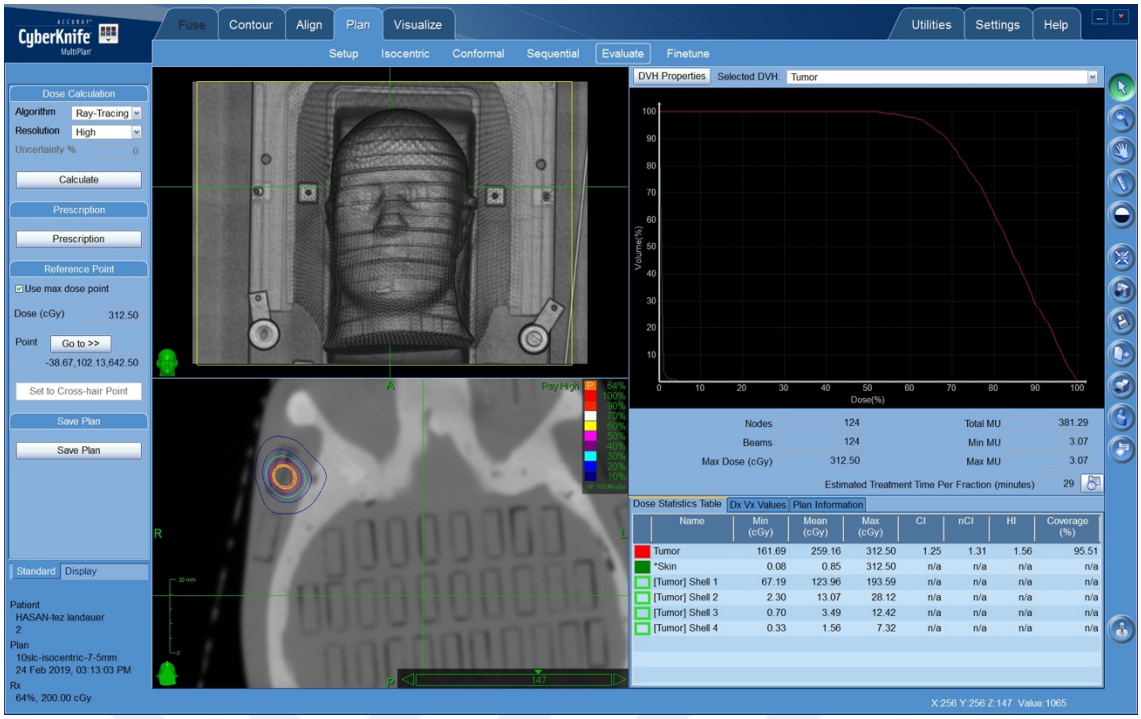


Şekil 3.60. 9. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 60mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

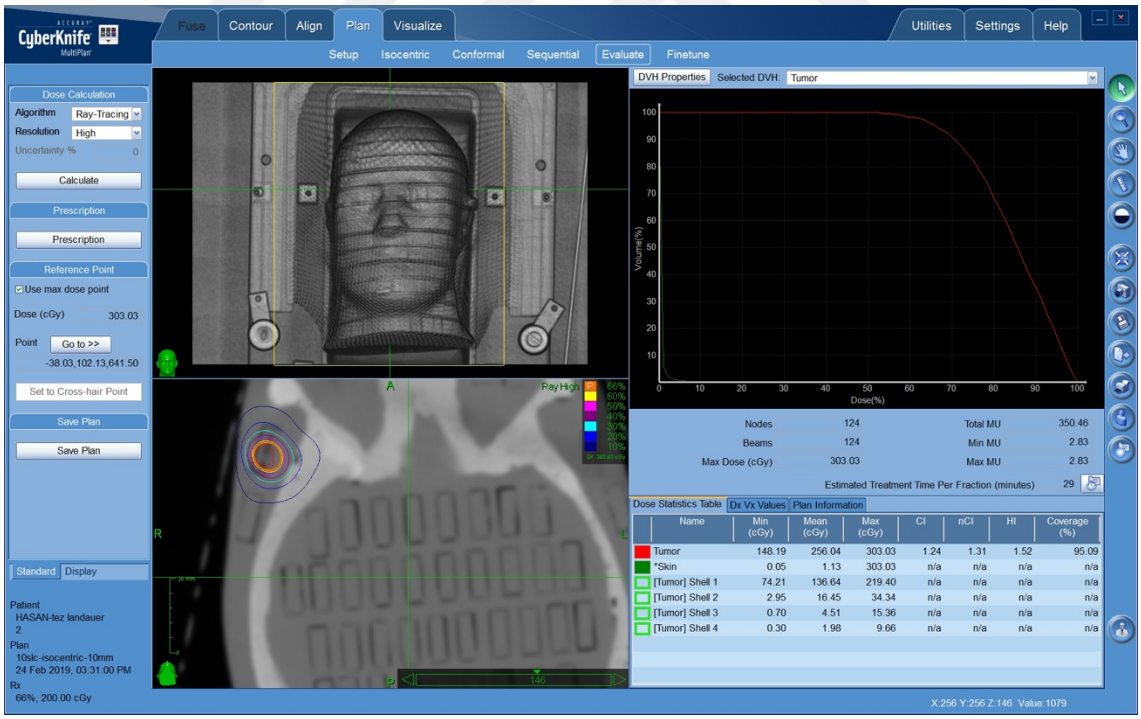
10. kesitteki Al2O3:C dozimetre için yapılan tedavi planları aşağıdaki verilmiştir:



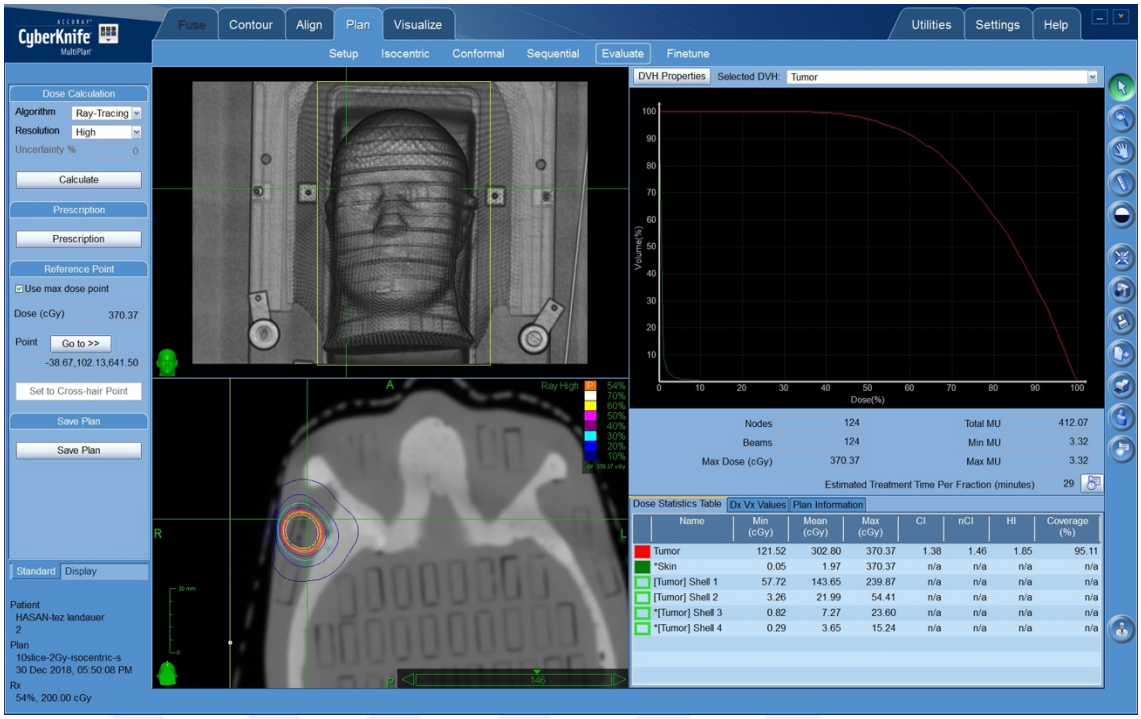
Şekil 3.61. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



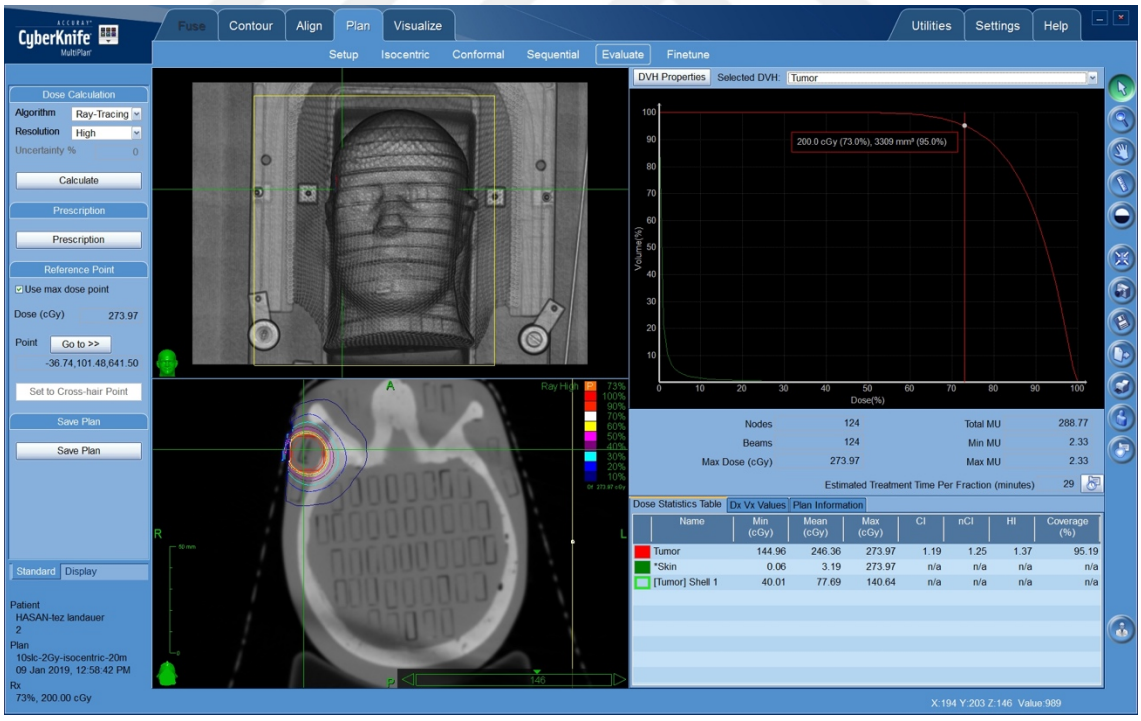
Şekil 3.62. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.63. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

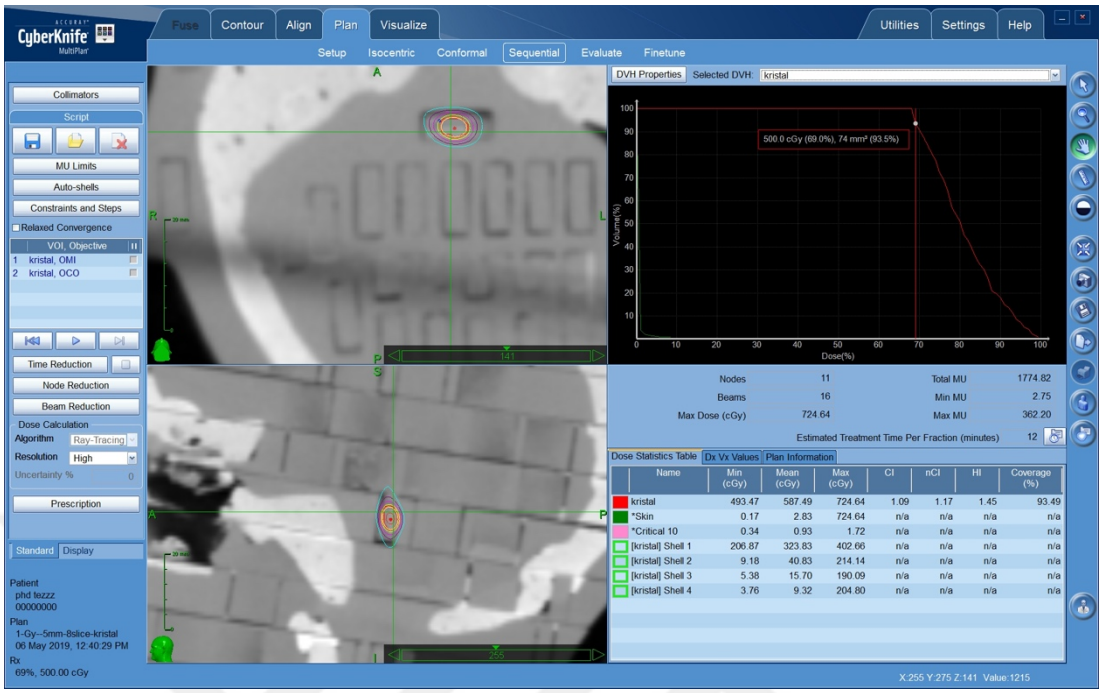


Şekil 3.64. 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 12.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

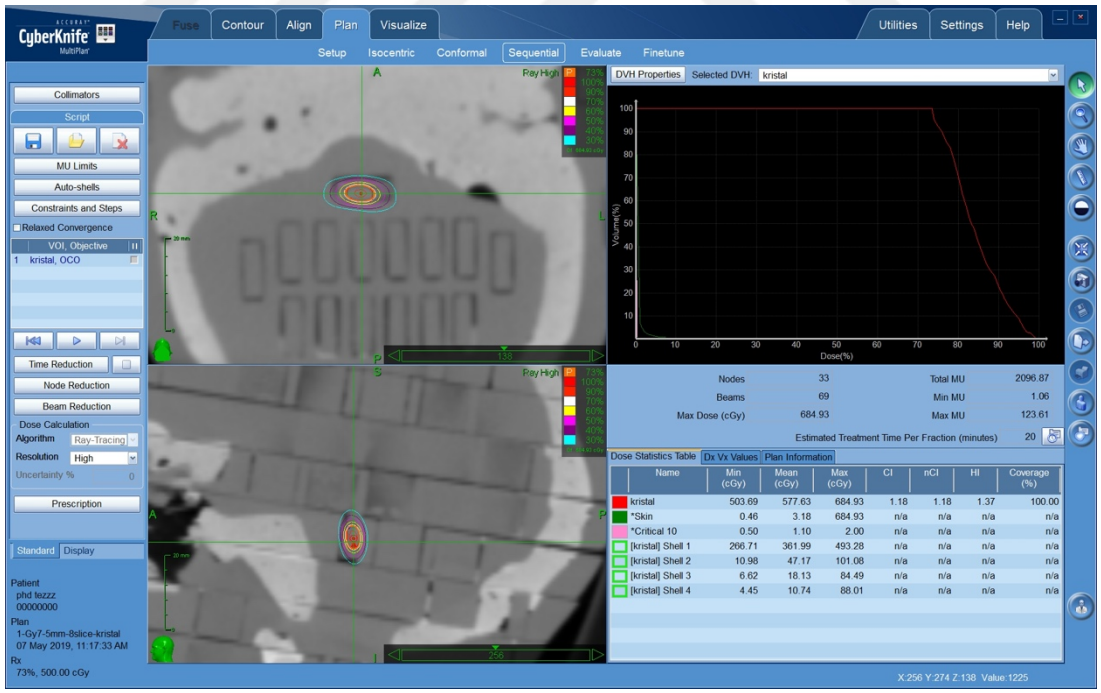


Şekil 3.65**.** 10. kesitteki Al_2O_3:C dozimetresi konulan hedefin 20mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

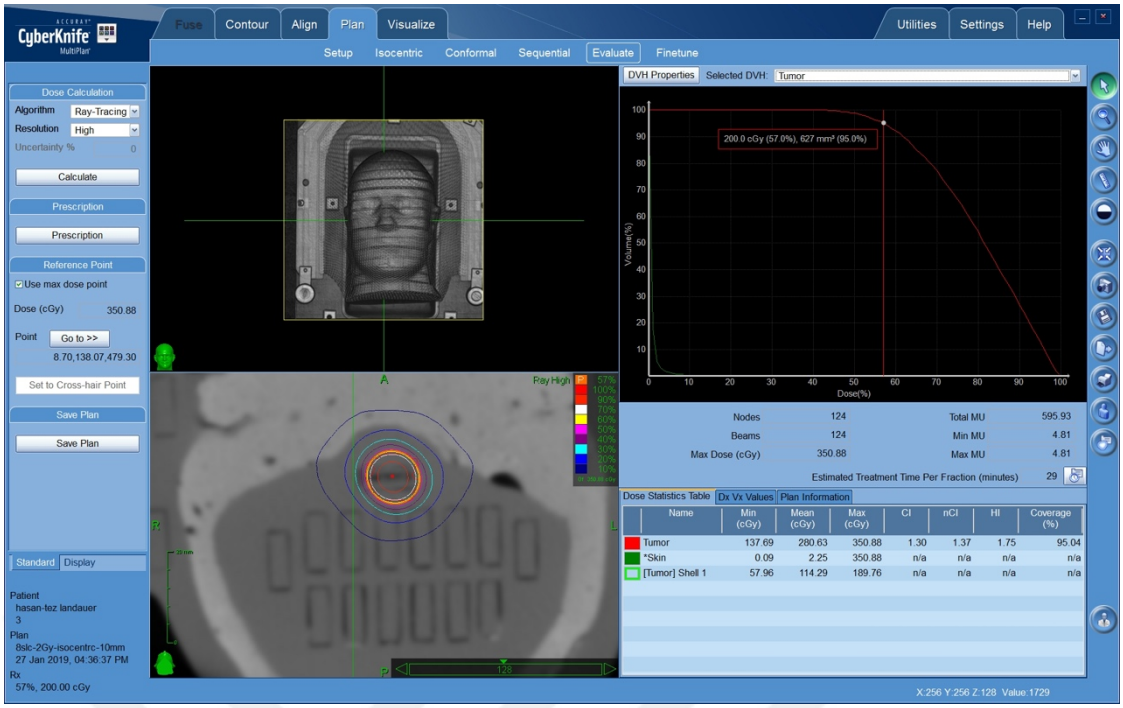
8. kesitteki BeO dozimetre için yapılan tedavi planları aşağıdaki verilmiştir:



Şekil 3.66. 10. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.67. 8. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 7.5mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı



Şekil 3.68. 8. kesitteki BeO dozimetresi konulan hedefin 10mm'lik kolimatör ile yapılan tedavi planı

3.10. BeO OSL Dozimetrelerin Kalibrasyonu

BeO dozimetrelerin hassasyetinin farklı olduğu ve herbirine ayrı ayrı bir katsayı atanması gerekmektedir. Kullanılacak dozimetreler seçildikten sonra 10mGy, 20mGy, 30mGy ve 40mGy olmak üzere dozlar verilmiştir. Her bir ışınlama işleminden sonra kullanılacak dozimetreler okunup ardından sıfırlanarak diğer ışınlama için hazır hale getirilmiştir. Bu işlem 4 ışınlamada da yaklaşık 25 BeO dozimetri için yapılmıştır. Her bir dozimetre için alınan sayımlar ışınlanan doza bölünerek dozimetrelerin kalibrasyon katsayısı bulunmuştur. Dört ışınlamada da kalibrasyon katsayısı birbirine yakın çıkan 16 dozimetre çalışmada kullanılmıştır.

3.11. Al_2O_3:C OSL Dozimetrelerin Kalibrasyonu

Al_2O_3:C dozimetrelerin de hassasyetinin farklı olduğu için bu sistmde firma tarafından önerilen kalibrasyon metodu kullanıldı. Su fantomunda elde edilen yüzde derin doz (PDD) değerleri ile herbir derinlikte 3'er defa ışınlanarak elde edilen Al_2O_3:C dozimetrelerin değerleri yazıldı. Daha sonra her iki okumanın standart sapmalarından elde edilen ortalamayı, sistem içinde kalibrasyon faktörü olarak kullandık. Yani bütün

dozimetreler için tek bir kalibrasyon faktörü belirlendi. Çalışmamızda kalibrasyon faktörümüz 1,05 olarak belirlenmiştir.

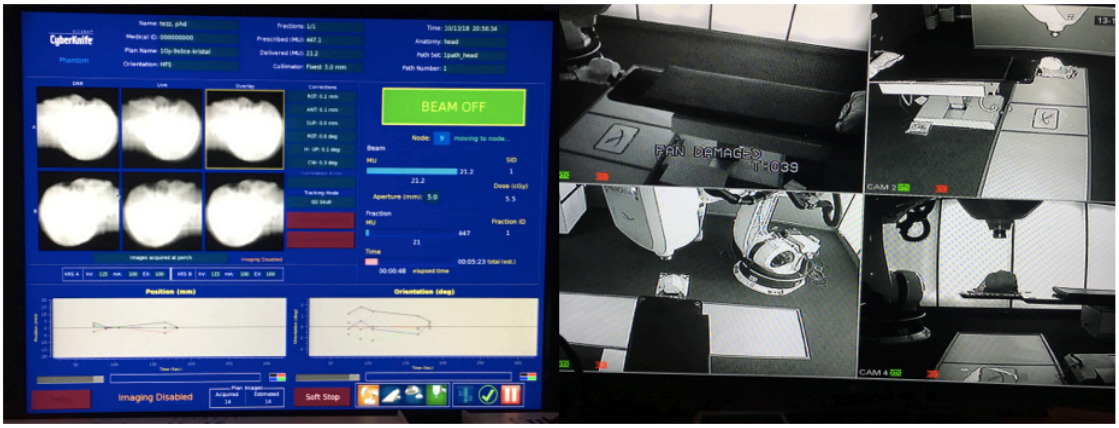
Çizelge 3.3. Al_2O_3:C dozimetreler için kalibrasyon faktörünün belirlenmesi

	PDD	**ÖLÇÜM**	**Standart Sapma**
15mm	199	190	1,058510638
35mm	179,8	171	1,076646707
45mm	169,6	163	1,087179487
55mm	160	152	1,066666667
65mm	149,8	145	1,10962963
95mm	111,4	104	0,91561939
120mm	104,6	103	1,015533981
140mm	91,8	97	1,05664488
160mm	80,8	84	1,03960396
			1,04733

3.12. Belirlenen Hedeflerin Işınlanması

Fantomda 6,8,9 ve 10. kesitte planlaması yapılan yere yeni Al_2O_3:C kristaller konularak CyberKnife® cihazına gönderilen planlar doğrultusunda her kesit ayrı ayrı ışınlanmıştır (Şekil 3.69). Sisteme gönderilen veriler eşliğinde fantomda belirlenen hedeflere yeni OSL' ler konularak her bir kesit için 3'er kez ışınlama işlemi yapıldı.

Fantomun 8. kesitine konulan BeO dozimetreler 5mm, 7.5m ve 10mm için ayrı ayrı 3'er kez ışınlanmıştır.



Şekil 3.69. Fantomda 9. kesite yerleştirilen bir Al_2O_3:C OSL dozimetrenin ışınlanması

3.13. Işınlanan Hedeflerin RMS (Root Mean Square) Değerlerinin Bulunması

Işınlamalar yapılırken cihazın düzeltme değerlerinin minimum olması istenmiştir. Cihazda ışınlama yapılırken, hata değerlerinin her ne kadar düzelterek ışınladığı söylense de, konu ile ilgili literatürde çok çalışma bulunmamaktadır. Işınlamalar yapılırken düzeltme değerleri kaydedilerek her iki dozimetre için RMS değerlerine bakılmıştır. RMS değerine L-R, S-I ve A-P yönlerinden gelen hata değerlerinin kareleri alındıktan sonra, toplanarak karekökü alınmıştır (3.1).

$$\text{RMS}= \sqrt{(\boldsymbol{L-R})^2 + (\boldsymbol{S-I})^2 + (\boldsymbol{A-P})^2} \qquad (3.1)$$

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Bu kısımda ışınlanan BeO ve Al_2O_3:C dozimetrelerin sonuçları, tedavi planlama sisteminden elde edilen sonuçlarla, her bir ışınlanan hedefte elde edilen yatak düzeltme değerlerinin root mean square (RMS) alınması, sonuçların literatür ile karşılaştırılması ve de ışınlamalarda karşılaşılan kısıtlayıcı faktörlerden bahsedilecektir.

4.1. Al_2O_3:C Dozimetreler İçin Tedavi Planlama Sistemi İle Işınlanan OSL'lerin Karşılaştırılması

Farklı kesitlerde oluşturulan hayali hedeflerin içerisine Al_2O_3:C dozimetreler konularak okuma işlemi yapılmıştır. Her bir dozimetre bir hedefte 3 kez ışınlanarak ortalaması alınmıştır. Aşağıdaki tabloda tedavi planlama sisteminden elde edilen değerler ve Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra elde edilen sonuçları verilmektedir (Çizelge 4.1, 4.2 ve 4.3). Genel olarak tedavi planlama sistemi ve okuma sonuçları arsında elde edilen farklar %8'in altında bulundu.

Çizelge 4.1. 5mm, 7.5mm ve 10 mm kolimatör için: Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir

	5 mm kolimatör			**7.5 mm kolimatör**			**10 mm kolimatör**		
	TPS (cGy)	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**
4.kesit	253	211	-16,6	241	214	-11,20	236	211	-10,59
8. kesit	261	209	-19,9	286	255	-10,89	280	243	-13,21
9. kesit	289	236	-18,3	264	234	-11,36	269	245	-8,92
10. kesit	287	213	-17,7	259	225	-13,12	256	237	-7,42

Çizelge 4.2. 12.5mm, 20mm ve 30mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir

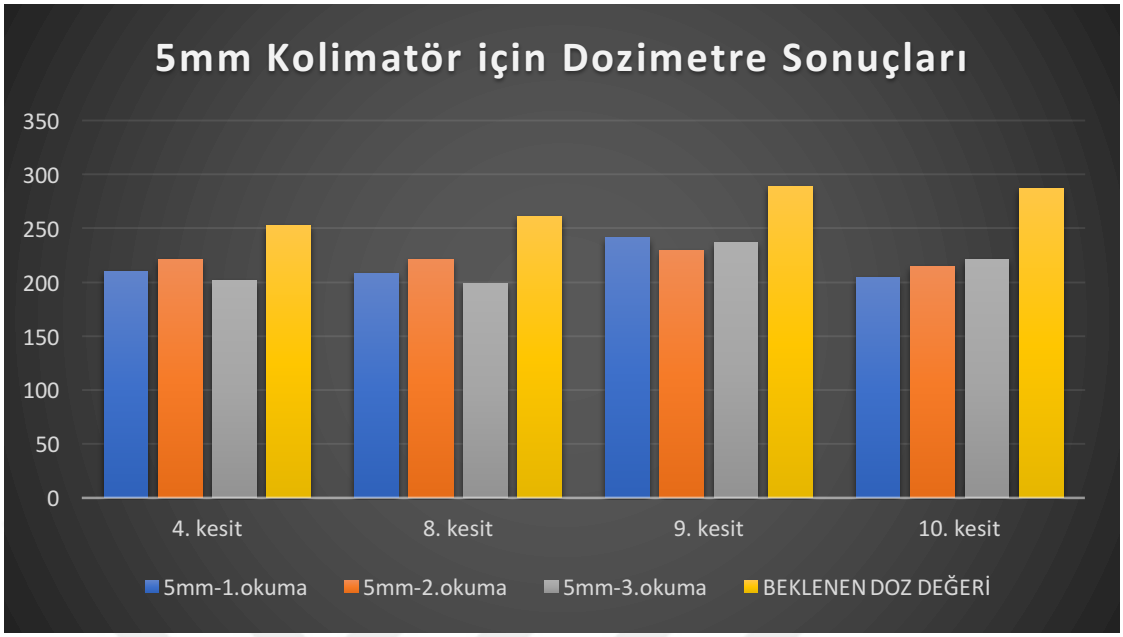
	12.5 mm kolimatör			**20 mm kolimatör**			**30 mm kolimatör**		
	TPS (cGy)	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**
4.kesit	265	254,66	-3,90	219	225	2,74	-	-	
8. kesit	296	320	8,10	237	246,33	3,93	222	235,33	6
9. kesit	235	255	8,51	323	300	-7,12	247	257,33	4,18
10. kesit	302	284,66	-5,74	246	254,33	3,39	-	-	

Çizelge 4.3. 40mm ve 60mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir

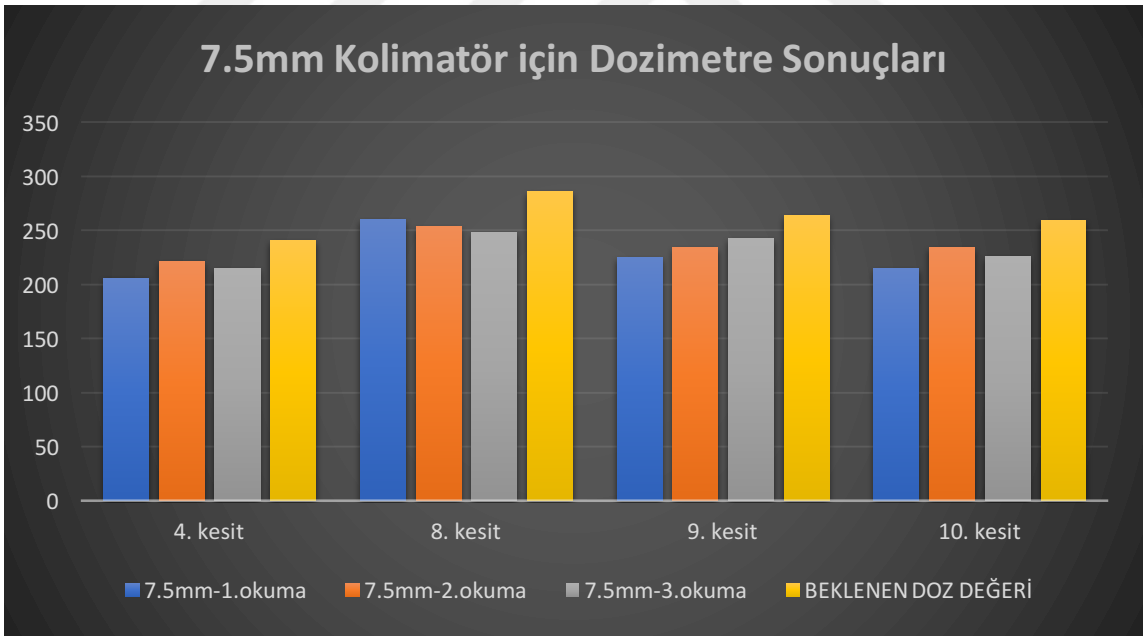
	40 mm kolimatör			**60 mm kolimatör**		
	TPS (cGy)	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**
4.kesit	-	-			-	
8. kesit	228	243,66	6,86	237	249,33	5,20
9. kesit	220	236,33	7,42	227	240	5,73
10. kesit	-	-			-	

Planlamalar CyberKnife® cihazında heterojen bir tedavi planlaması yapmasından dolayı minimum ve maximum arasındaki marj çek geniştir. Planlar 200 cGy'e göre ve dozimetrelerin içindeki kristali merkeze alacak şekilde planlandı. Hedef içindeki doz heterojenitesi çok fazla olduğu için, bazı planlarda hedeflenen ortalama dozun üstünde bir okuma yapılırken bazı planlarda ortalamanın altında bir değer okunmuştur. Bu yüzden de % fark değerleri + ve – çıkmıştır. Gene olarak % fark değerleri + çıkmıştır. Yani ölçülen dozlar, planlanandan daha yüksek çıkmıştır. 4. ve 10. kesitte bulunan hedefler fantomunda giriş ve çıkış dozlarının ölçülmesi için koyuldu. Bu hedeflerde büyük kolimatör konulduğunda havadaki dozun da hesaba katılmasından dolayı doğru bir sonuç elde edilmediği için bu hedeflerde büyük kolimatörler ihmal edildi.

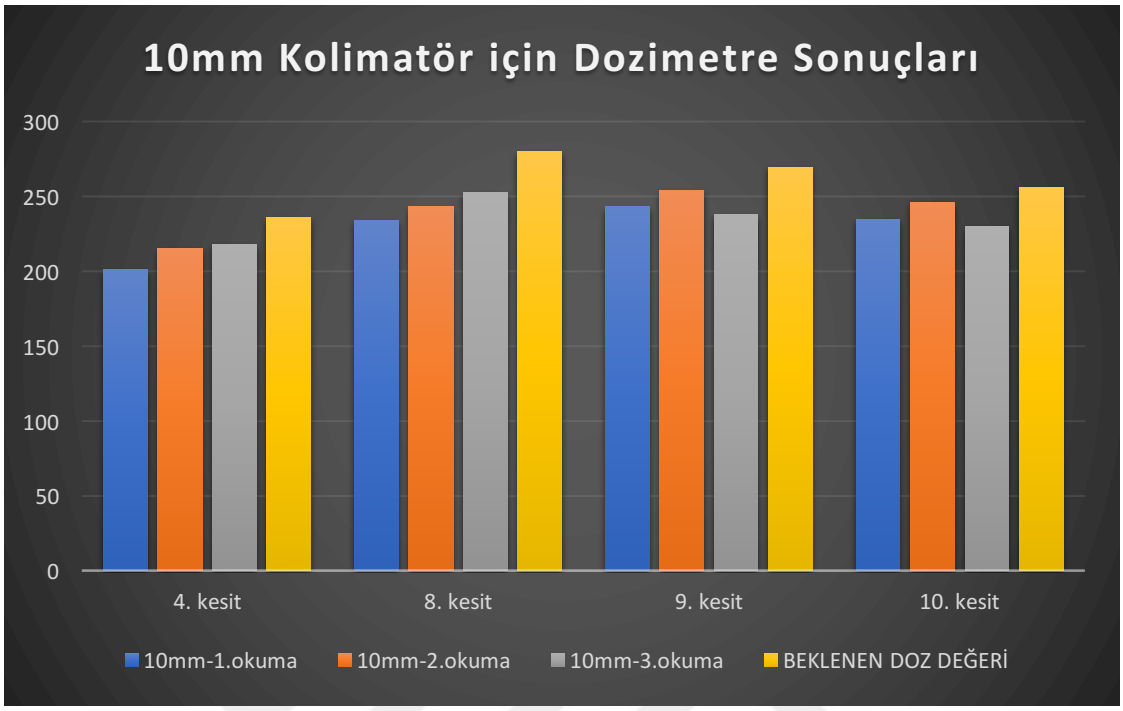
Çizelge 4.4. 5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir



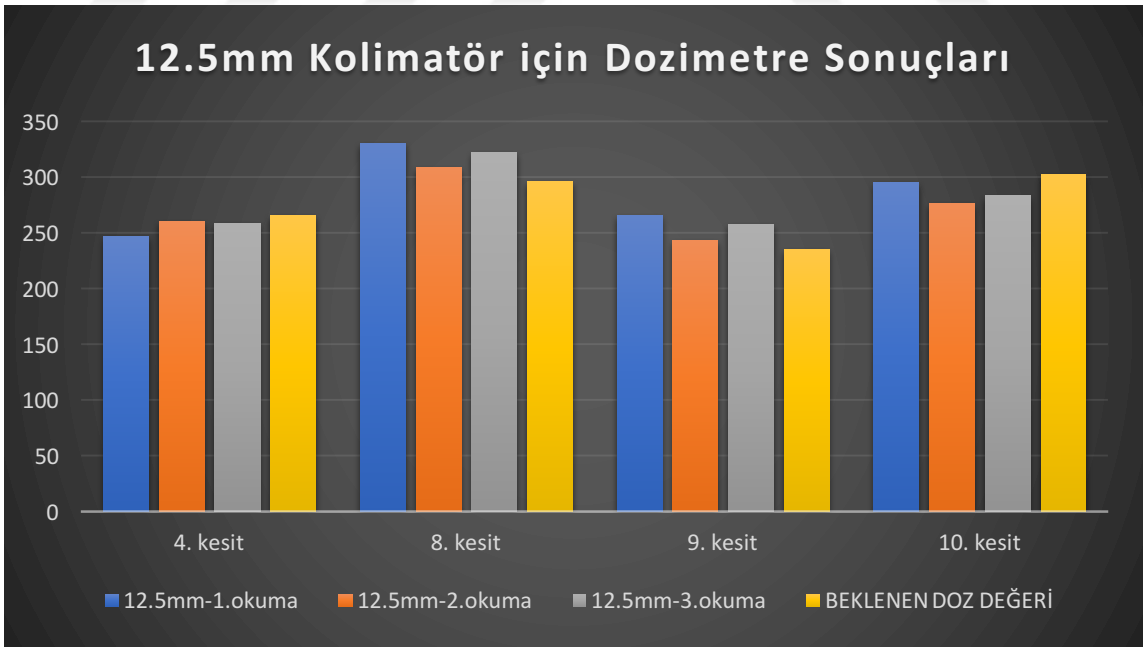
Çizelge 4.5. 7.5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 7.5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir



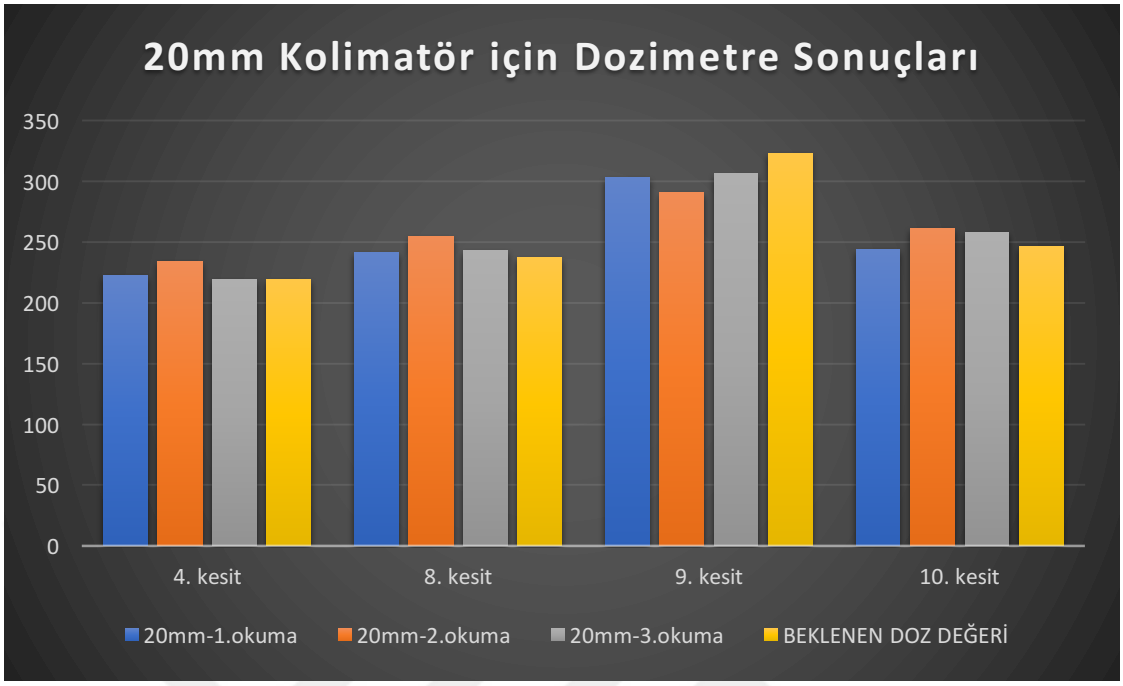
Çizelge 4.6. 10mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 10mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir



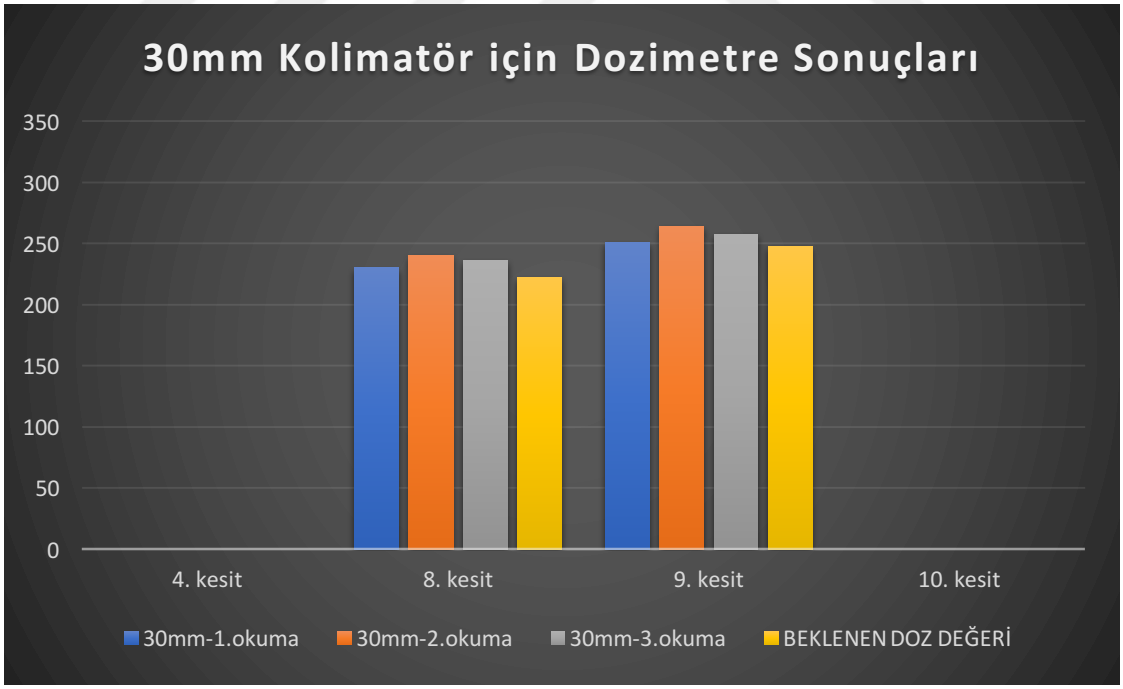
Çizelge 4.7. 12.5mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 12.5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir



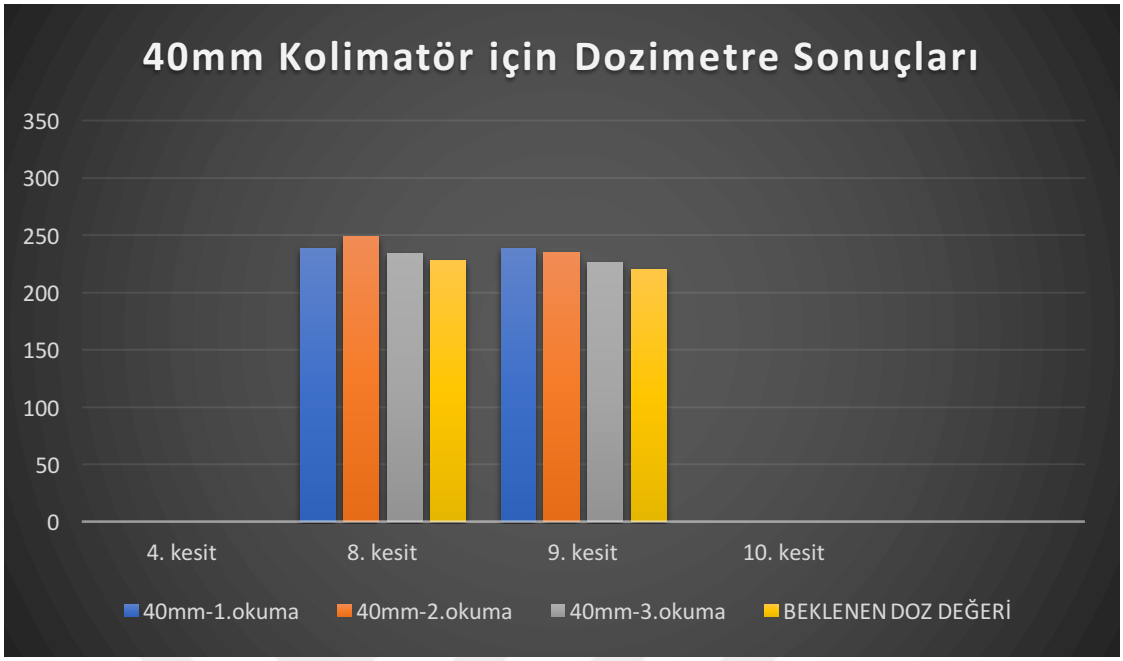
Çizelge 4.8. 20mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 20mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



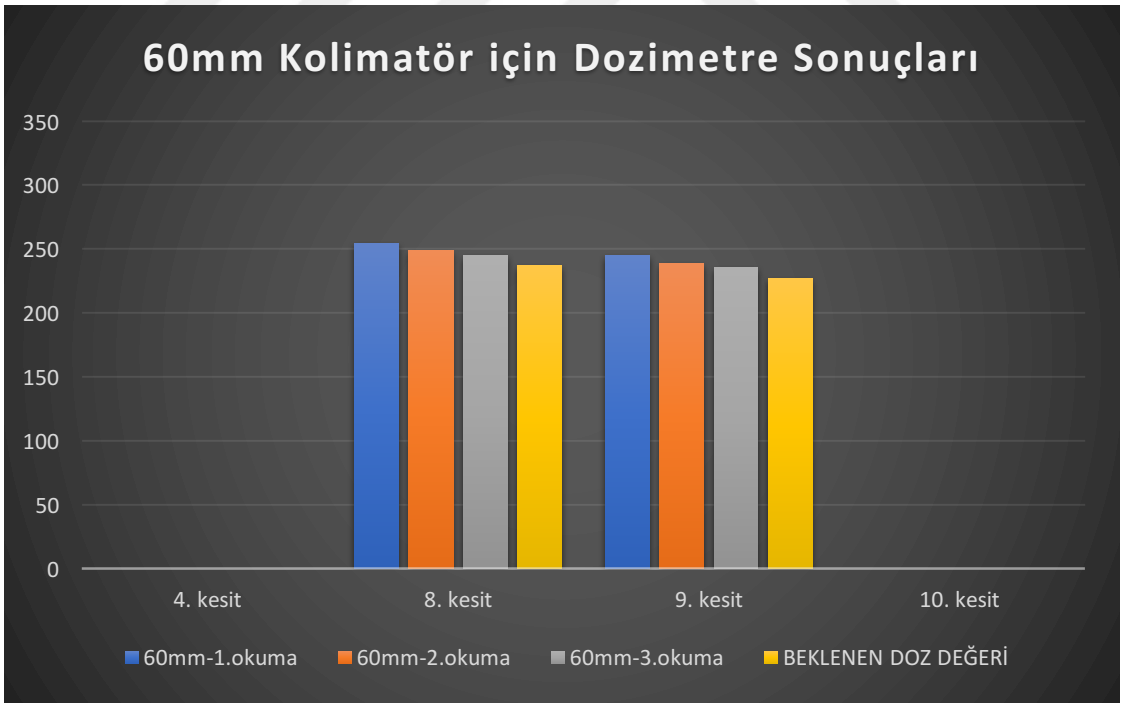
Çizelge 4.9. 30mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 30mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



Çizelge 4.10. 40mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 40mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



Çizelge 4.11. 60mm kolimatör için Al_2O_3:C dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 60mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



4.2. BeO Dozimerreler İçin Tedavi Planlama Sistemi İle Işınlanan OSL'lerin Karşılaştırılması

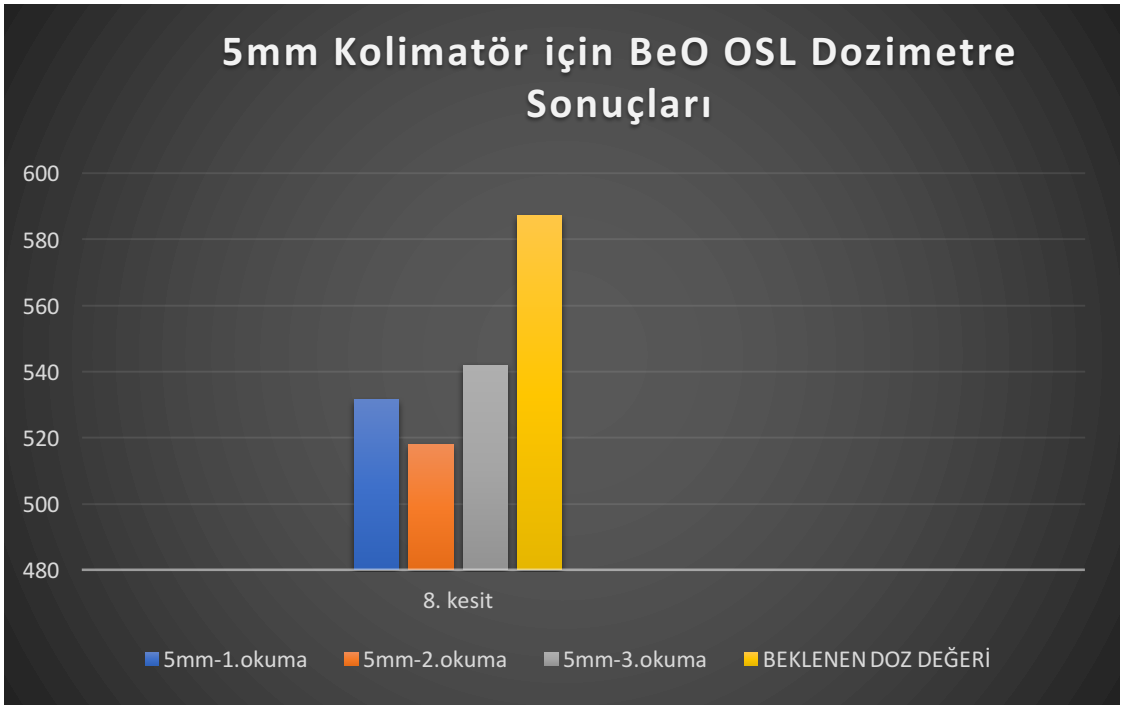
Sekizince kesite BeO dozimetreler yerleştirilerek okuma işlemi yapılmıştır. Her bir dozimetre bir hedefte 3 kez ışınlanarak ortalaması alınmıştır. Aşağıdaki tabloda tedavi planlama sisteminden elde edilen değerler ve BeO dozimetrelerin ışınlandıktan sonra elde edilen sonuçları verilmektedir (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. 5mm, 7.5mm ve 10mm kolimatör için BeO dozimetrelerin ışınlandıktan sonra okunan değerlerinin ortalamasını göstermektedir

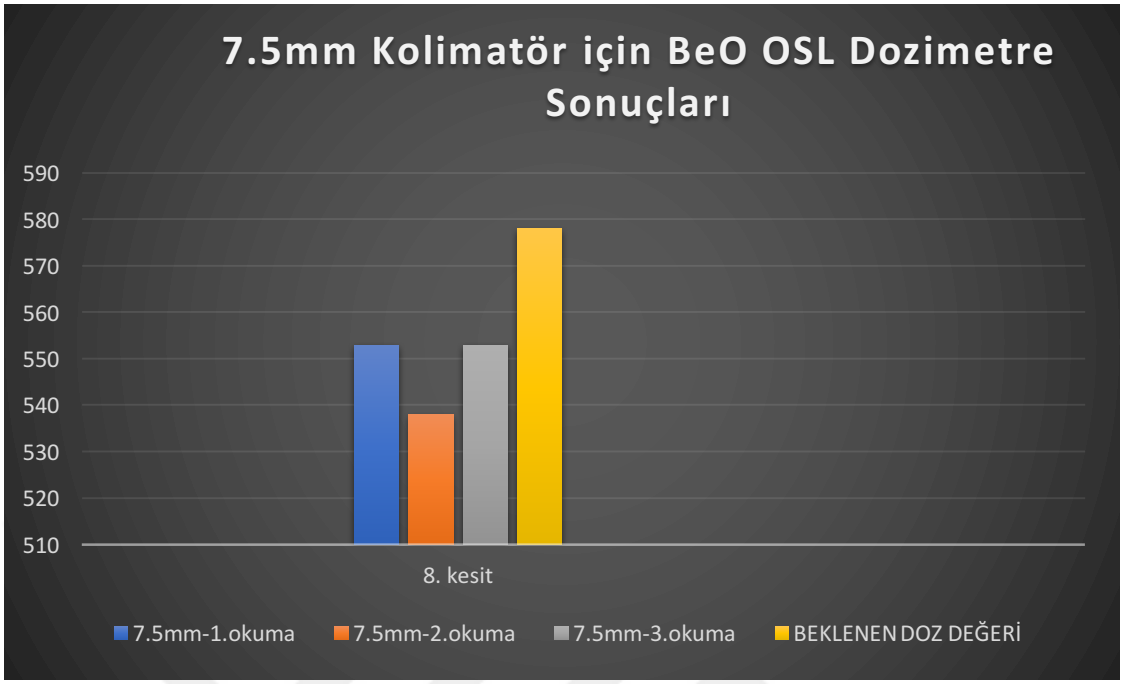
	5 mm kolimatör			**7.5 mm kolimatör**			**10 mm kolimatör**		
	TPS (cGy)	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**	**TPS (cGy)**	**OKUMA (cGy)**	**% fark**
8. kesit	587	530,5	-9,62	578	548	-5,19	583	551	-5,48

Al_2O_3:C dozimerelere kıyasla burda verilen doz daha fazladır. Burada kullanılan dozimetreler daha önce ışınlanmamış ve her okumadan sonra sonra tekrar kalibrasyon faktörü belirlenerek yapılmıştır. İmkanlar dahilinde tek bir kesitte yapılan bu BeO dozimetreler, küçük kolimatörlerde Al_2O_3:C'e kıyasla, tedavi planlama sisteminde elde edilen ve dozimetrelerden elde edilen sonuçlar arasında %fark değerleri daha az çıkmıştır.

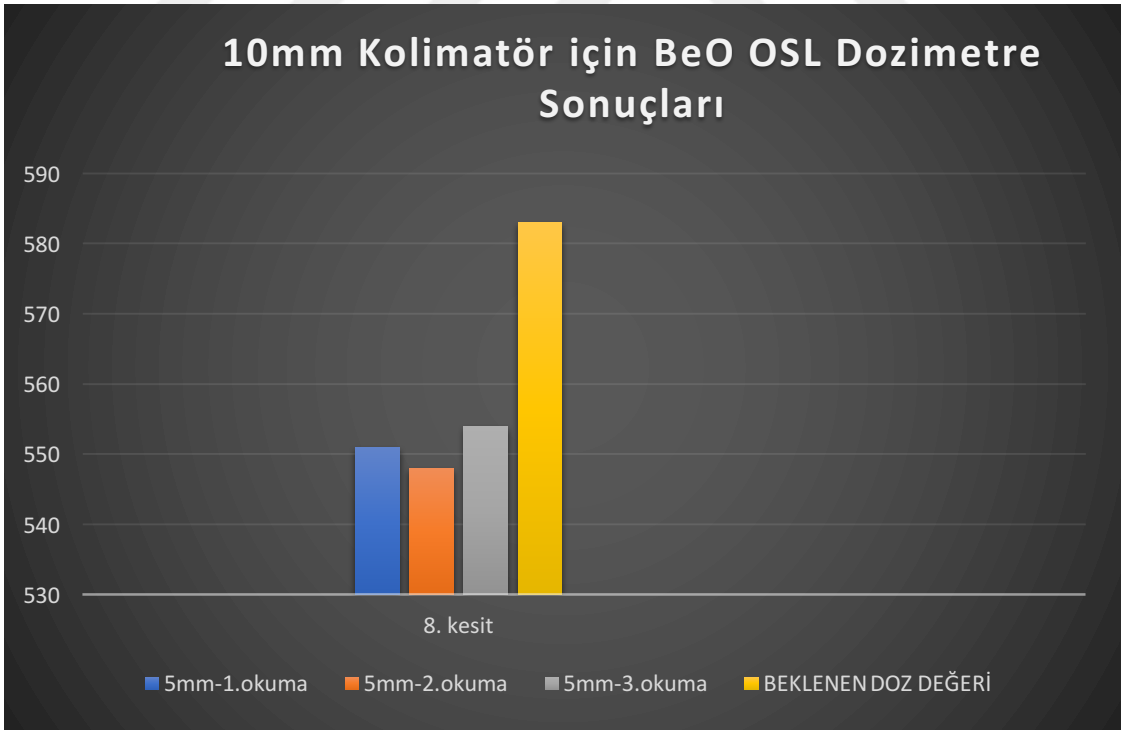
Çizelge 4.13. 5mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 5mm kolimatör için oluşturulan plandan alınan değeri göstermektedir



Çizelge 4.14. 7.5mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 7.5mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



Çizelge 4.15. 10mm kolimatör için BeO dozimetrelerden elde edilen üç okuma değeri ve tedavi planlama sisteminden 10mm kolimatör için oluşuturulan plandan alınan değeri göstermektedir



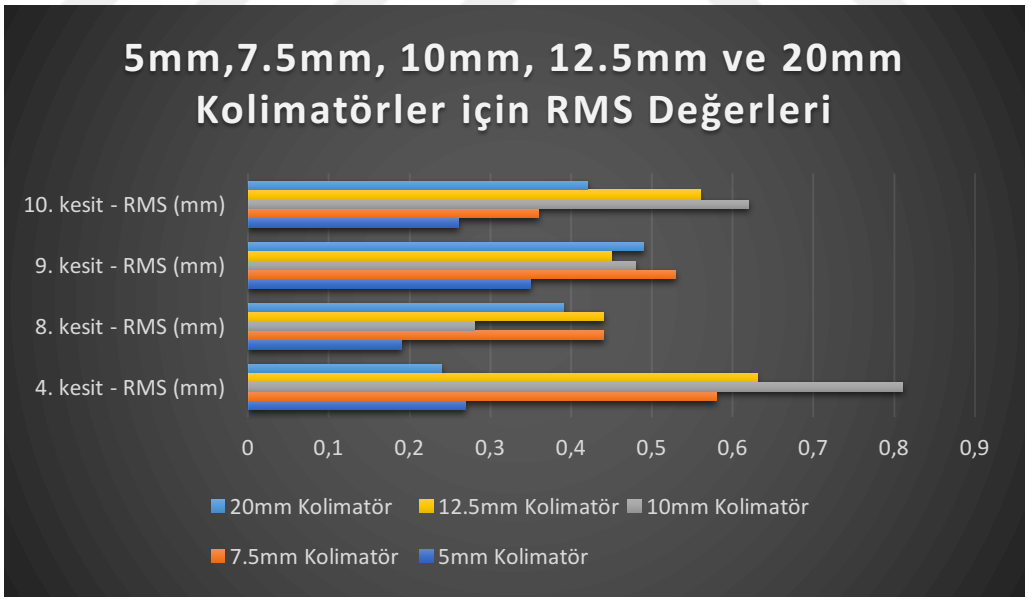
4.3. Al_2O_3:C Dozimetreler İçin Işınlanan Hedeflerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması

Genel olarak üretici firmanın önerdiği düzeltme değerlerin altında tutuldu. Ortalaması alınan RMS değerleri 0.19 ile 0.9 mm arasında değişmektedir.

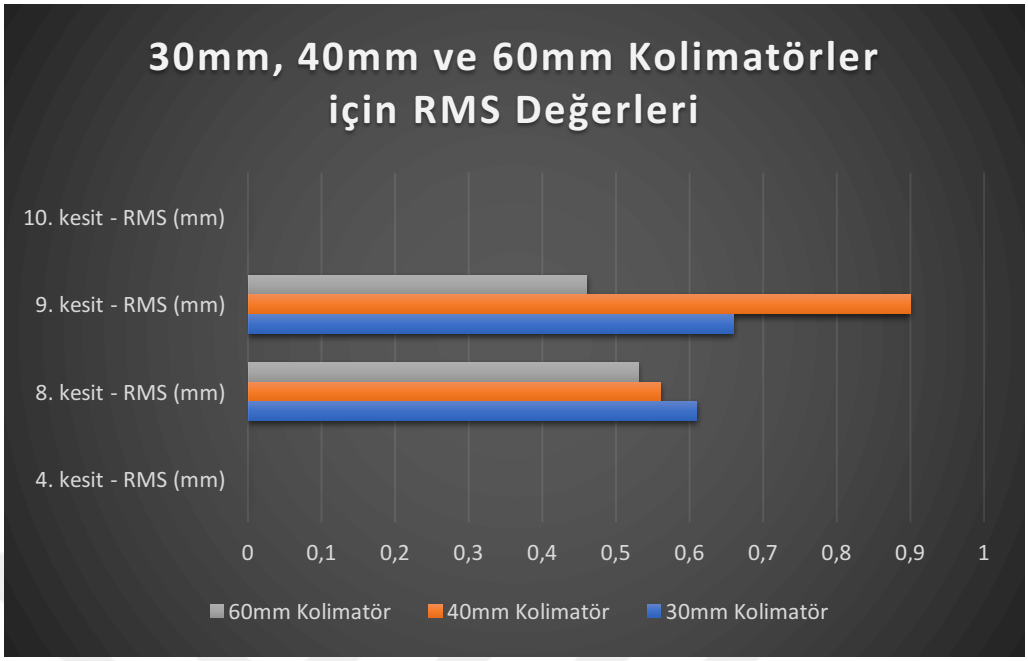
Çizelge 4.16. 4, 8, 9, ve 10. kesitlerin ışınlanmasında elde edilen RMS değerleri

	5mm kolimatör	7.5mm kolimatör	10mm kolimatör	12.5mm kolimatör	20mm kolimatör	30mm kolimatör	40mm kolimatör	60mm kolimatör
4.kesit RMS(mm)	0,27	0,58	0,81	0,63	0,24	-	-	-
8.kesit RMS(mm)	0,19	0,44	0,28	0,44	0,39	0,61	0,56	0,53
9.kesit RMS(mm)	0,35	0,53	0,48	0,45	0,49	0,66	0,9	0,46
10.kesit RMS(mm)	0,26	0,36	0,62	0,56	0,42	-	-	-

Çizelge 4.17. 5mm,7.5mm, 10mm, 12.5mm ve 20mm kolimatörler için RMS değerlerini göstermektedir

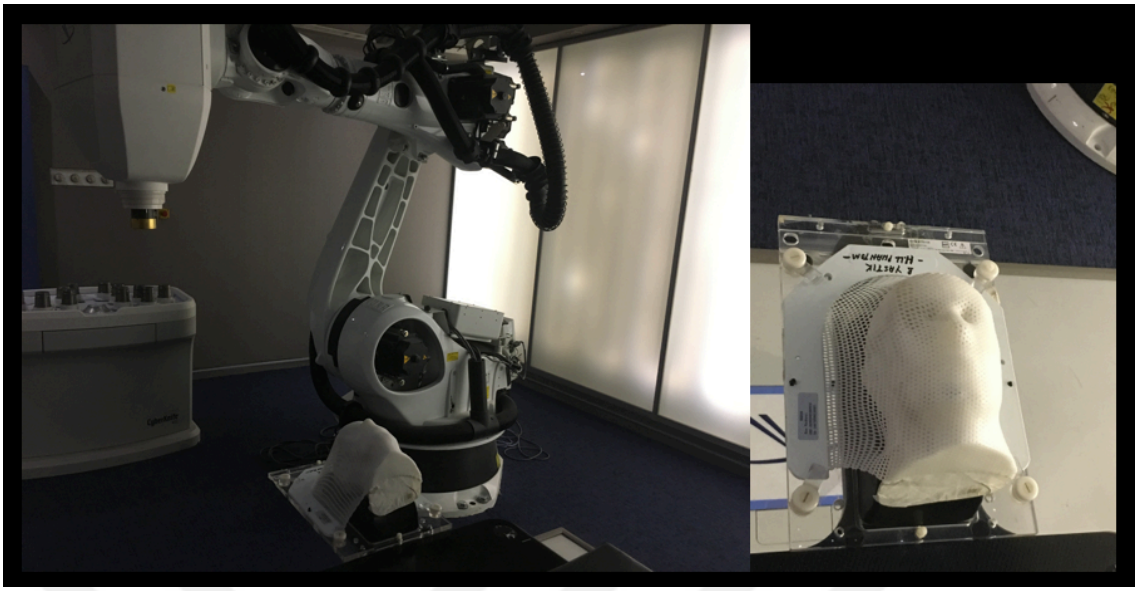


Çizelge 4.18. 30mm, 40mm ve 60mm kolimatörler için RMS değerlerini göstermektedir



Işınlamalarda düşük hata düzeltme değerleri ile çalışıldı. Fantoma yapılan termoplastik maske ile ışınlamaların tekrarlanabilirliği sağlanmıştır (Şekil 4.1). RMS değerleri 0,24 ve 0,9 aralığındadır. Ortalama RMS değeri 0,52, medyan RMS değeri 0,51 olarak bulunmuştur. Alınan hata değerlerinin, ışınlanan bölge ile herhangi bir ilişkisi bulunmamaktadır. Çünkü cihazın takip sisteminde, fantomun kafasındaki kemikler takip edilmektedir. Alınan hata değerleri, fantomun kesitlerindeki dizilimindeki farklılıklardan dolayı görülmüştür. Fakat alınan değerler oldukça küçük olduğu için bizim ölçümümüzü etkilememiştir. ve burada 4 farklı kesitte kolimatörlerin küçük olmasından dolayı rahatlıkla ölçüm alınabilmiştir. Çizelge 4.4' de daha büyük kolimatörler olan 30mm, 40mm ve 60mm ile alınan RMS değerleri gösterilmektedir. Burada 4. ve 10. kesitteki hedeflerin cilde yakın olmasından dolayı büyük kolimatörler ile ölçüm alınamamıştır. Çünkü büyük kolimatörlerde havanın da hesaba katılmasından dolayı ölçüm alamadık.

Çizelge 4.19. Fantomun her seferinde aynı pozisyonda ışınlamasını sağlamak için yapılan maske



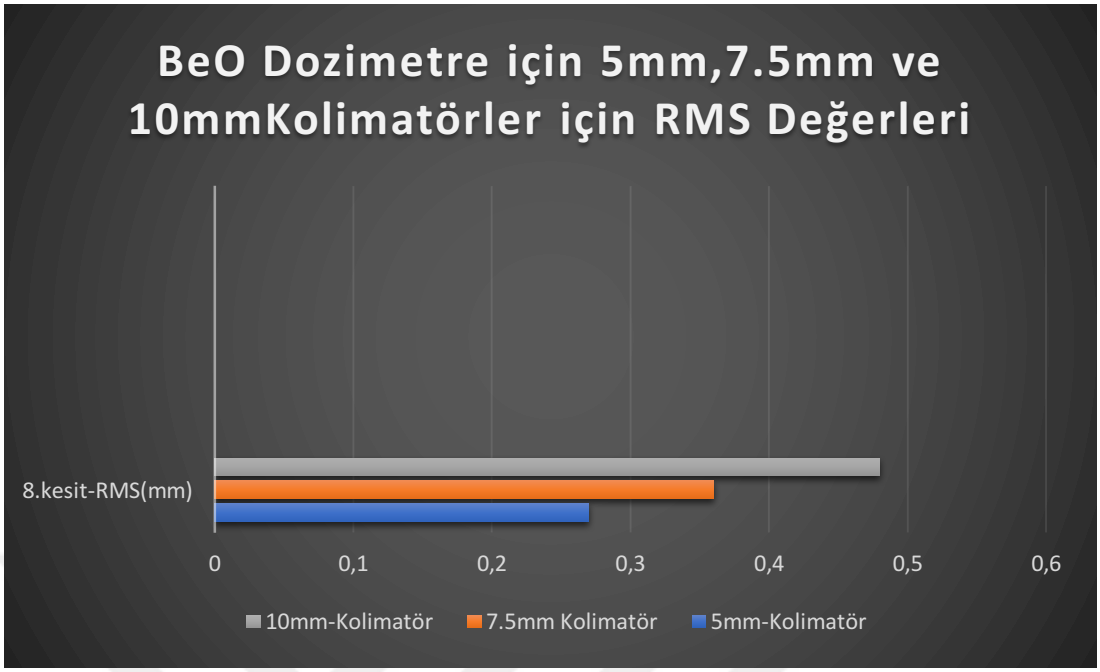
4.4. BeO Dozimetreler İçin Işınlanan Hedeflerin RMS Değerlerinin Karşılaştırılması

BeO dozimetrelerin 3'er defa ışınlamalarından elde edilen RMS değerlerinin ortalaması alınarak elde edilmiştir. Aşağıdaki tablo verilen değerler ortalama ışınlamalardan alınan ortalama değerdir (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.20. 5mm, 7.5mm ve 10mm için elde edilen RMS değerleri

	5mm kolimatör	**7.5mm kolimatör**	**10mm kolimatör**
8.kesit RMS(mm)	0,27	0,36	0,48

Çizelge 4.21. 5mm, 7.5mm ve 10mm için elde edilen RMS değerleri gösterilmektedir



Al_2O_3:C dozimetresinde olduğu gibi burada da ışınlamalarda elde edilen RMS değerleri oldukça düşük çıkmıştır. BeO dozimetresinde de, fantomun her ışınlamada benzerliğini sağlamak ve de kesitler arasındaki oynamayı engellemek için maske kullanılmıştır.

4.5. Işınlanan OSL'lerin Literatür İle Karşılaştırılması

Yukihara E. G. ve ark (2005) yaptıkları çalışmada Al_2O_3:C dozimetrelerin radyoterapide yüksek doğrulukla olasılığına bakmışlar. 6MV ile yapılan ışınlamalarda tek bir OSL'den gelen belirsizliğin %0,7 olduğunu belirtmişler. Derinliğe bağlı olarak bu varyans değişmiş. Daha iyi uzaysal bir çözünürlük için küçük OSL dozimetre (1 mm x 1 mm × 0,3 mm) ile de araştırmalarının devam etmekte olduğunu bildirmişler(Yukihara ve ark., 2005).

Bizim çalışmamızda Al_2O_3:C ve BeO OSL dozimetre kullanıldı. Al_2O_3:C için bütün kolimatörlerde ölçümler alınırken, BeO için küçük kolimatörlerde (5mm, 7.5mm ve 10mm) ölçüm alındı. Al_2O_3:C dozimetre 10x10x2 mm boyutlarında iken, BeO dozimetre 12x12x2mm boyutlarındadır. Işınlamalar 6MV ile yapıldı. Tek bir OSL dozimetreden gelen belirsizlik bulunmadı.

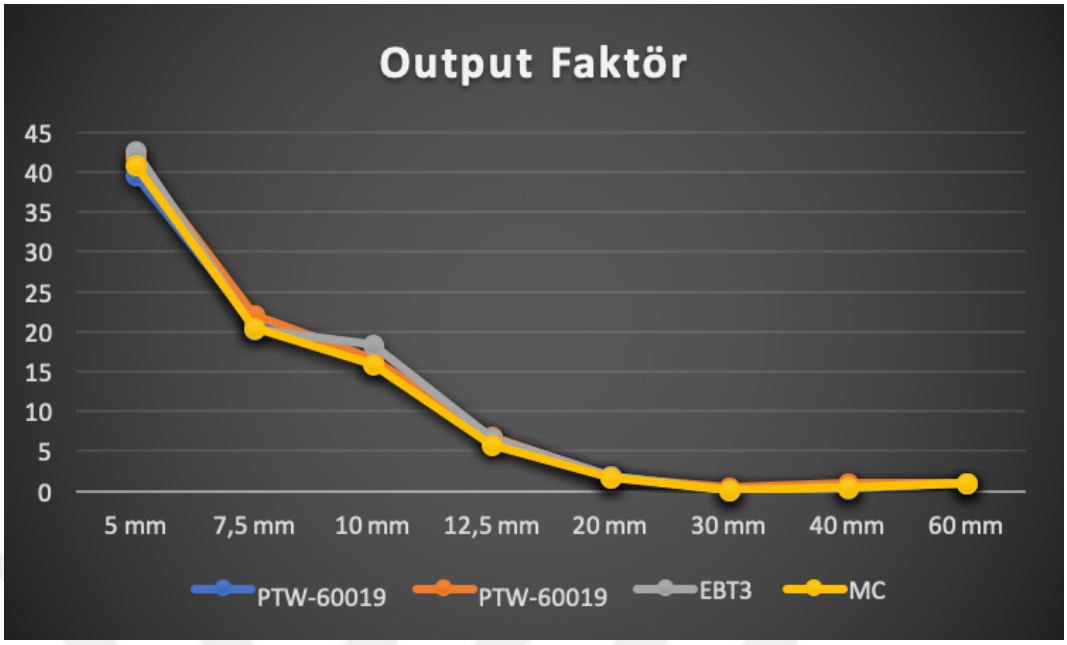
Schembri V. ve Heijmen J. M. (2007) yaptığı çalışmada OSL filmi kullanılmış. Toplam 787 OSL filmi ışınlanmıştır. Işınlamalar 6MV ve 18MV fotonlar için, 6-22 MeV

elektronlar ile yapılmış. Genel olarak, elektron demetleri için OSL cevabı foton demetlerinden %3,6 daha düşük bulunmuştur. Çeşitli elektron demet enerjileri arasındaki farklar anlamlı bulunmamıştır. 6 ve 18 MV foton demetlerinin cevabı %4 oranında farklı bulunmuştur. Al_2O_3:C içeren ışınlanmış filmlerin OSL sinyalinin ölçülmesi, doz hızı, demet kalitesi, alan boyutu ve derinlik ile ilişkili veya küçük cevap varyasyonları yapılarak radyoterapide film dozimetrisi için ümit verici bir teknik olduğu belirtilmiştir. 0 ile 200 cGy arasında lineer bir cevap verdiği belirtilmiştir (Schembri and Heijmen 2007).

Bizim çalışmamızda Al_2O_3:C ve BeO dozimetre kullanıldı. Işınlamalar 6MV ile yapıldı. Al_2O_3:C için yapılan planlar 200cGy'e reçete edilirken, BeO için yapılan planlar 500 cGy'e reçete edildi.

Akyol ve ark (2019) yaptıkları çalışmada katı fantomlar aracılığı ile nanoDot (OSL) dozimetrenin küçük alan yeterliliği araştırmıştır. Çalışmalarında, PTW 60018 SRS Diyot, 60019 microDiamond ve Gafchromic EBT3 filmler, ışın verlerini toplayıp karşılaştırmak için karbon katkılı alüminyum oksit (Al_2O_3:C) dozimetre ile birlikte kullanılmıştır. Ayrıca EGSnrc / BEAMnrc kodu, CyberKnife® SRS sisteminin 6-MV foton ışınlarını simüle etmek için kullanılmıştır. 15mm'den büyük kolimatörler için output faktörü ölçümlerinde iyi bir tutarlılık göstermiş ve farklılıklar %3 içerisinde bulunmuştur. Bununla birlikte 15mm'den küçük olan kolimatörlerde OSL dozimetre, diğer dedektörlere kıyasla büyük tutarsızlık göstermiş. 5mm kolimatör için yaklaşık %40'a varan farklılık gözlenmiştir (Çizelge 4.18). OSL dozimetrenin output sonuçlarına bağlı olarak 15mm ve daha büyük kolimatörler için yüzde derin doz (PDD) ölçülmüştür. PDD ölçümlerindeki farklılıklar, 5-200 mm arasındaki derinlikler için %5 aralığında bulunmuştur.

Çizelge 4.22. Farklı dozimetrik materyaller ile elde edilen OF eğrisi (Akyol ve ark., 2019)



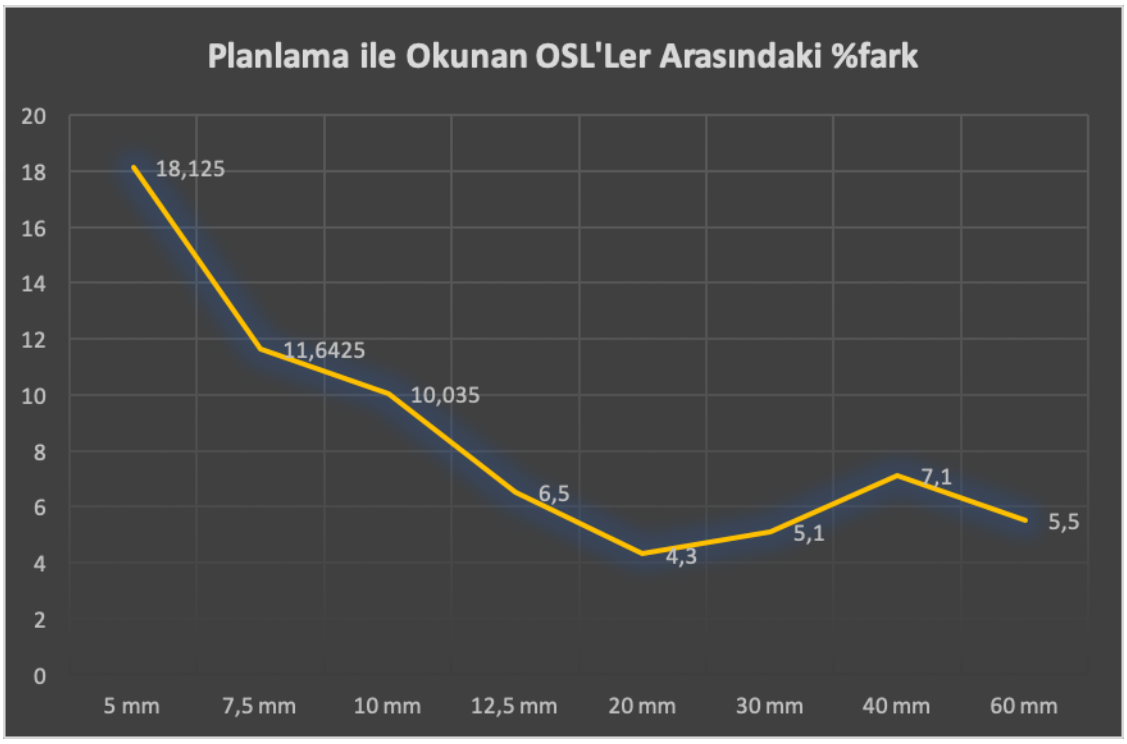
Bizim çalışmamız doku eşdeğeri kemik ve yumuşak dokunun mevcut olduğu bir kafa fantomu içerisinde, tedavi planları oluşturularak ışınlama yapıldı. Al_2O_3:C dozimetresinde, 8. kesitte 12.5mm kolimatör ile alınan ölçümde planlama ile arasında %8 lik bir fark bulumuştur. Genel olarak baktığımızda 10mm'den büyük kolimatörler için alınan ölçümlerde planlama ile arasında % fark değerleri düşük çıkmıştır ve de kolimatör boyutu arttıkça %fark azalmaktadır (Çizelge 4.16). Bu grafikte elde edilen değerler bütün kesitlerde elde edilen % fark değerlerin ortalaması alınarak elde edilmiştir. 20mm'den büyük kolimatörlerde 4. ve 10. kesitlerde hedeflerin cilde yakın olmasından dolayı ölçüm alamadık.

Çizelge 4.19 'da bütün kesitlerdeki % farkların ortalaması olduğu için, 8. ve 9. kesitteki % farkların yüksek olmasından dolayı 20mm'den sonraki değerlerde artış gözlendi. 8. ve 9. kesitte ışınlanan hedefler, heterojen yapıda olması nedeniyle ışınlamalardaki % farklar daha büyüktür. 5mm, 7.5mm ve 10mm için OSL'den okunan değerler planlamadaki değerin altında kalırken, 12.5mm'den itibaren artan kolimatörler için OSL'den okunan değerler planlamadakinden genelde yüksek çıkmıştır (Çizelge 4.1., Çizelge 4.2., Çizelge 4.3.).

BeO OSL dozimetre ile alınan ölçümlerde küçük kolimatörler ile çalışılmıştır. Verilen doz Al2O3:C'te 200 cGy iken, bu dozimetrede 500 cGy verilmiştir. Kristaller için BeO dozimetrede herbir kristal için ayrı ayrı kalibrasyon faktörü belirlenirken, Al2O3:C 'te standart sapma kaynaklı tek bir kalibrasyon faktörü verildi. Al2O3:C

krsitalleri bir radyoterapi kliniğinde kullanılan faal dozimetreler iken, BeO dozimetreler sadece bu ışınlama için kullanılan ve her seferinde tekrar kalibrasyon faktörü belirlenen dozimetreler oldu. Aldığımız ölçümlerde 8. kesitte BeO dozimetrede; 5mm için %9,62, 7.5mm için %5,19 ve 10mm için %5,48 % fark değerleri idi. Al2O3:C dozimetrede 8. kesitte; 5mm için %19,9, 7.5mm için %10,89 ve 10mm için %13,21 olarak % fark değerleri bulunmuştur.

Çizelge 4.23. Al_2O_3:C dozimetresi ile artan kolimatör boyutu ile azalan belirsizliği göstermektedir



Genel olarak literatüre bakıldığında 5Gy'e kadar lineer bölgede kalındığı için böyle bir doz tercih edilidi. Bu bölgenin dışına çıkıldığında termal sıfırlama işleminin mutlaka yapılması gerektiği belirtlimiştir. Bu çalışmada en iyi doz cevabını veren dozimetreler tercih edimiş olsa da, bu dozimetrelerin daha önce hangi dozlarda ışınlandığı bilinmemektedir. Çıkan sonuçlar neticesinde literatür ile uyumlu sonuçlar çıkmasına rağmen, termal sıfırlamanın sonuçların daha iyi çıkabileceği yönünde bir kanıya varılmıştır. Çünkü; Markey ve arkadaşlarının (1996) OSL özelliklerine ilişkin daha önceki çalışmalar, 1Gy'den daha yüksek ışınlama dozları kullanılıyorsa, derin tuzaklardaki yüklerin tekrarlanan ölçümler üzerine etkisini önlemek için 900℃'de ön tavlamanın yapılmasının gerekli olduğunu göstermişler(Markey, 1995). Botter-Jensen ve

arkadaşları (1999), maruz kalan doz 1 Gy kadar yüksek olsa bile, 500℃ tavlama sıcaklığının sıfır Al_2O_3:C dozu için yeterli olduğunu göstermişler (Botter-Jensen, 1999).

4.6. Elde Edilen Fantomun Literatür İle Karşılaştırılması

Kim M. J. ve ark (2017) yapıtıkları çalışmada DLP ve Polyjet teknolojisi kullanılarak T11-L3 arasında vertebra üretilmiştir. Bu çalışmada vertebra kemiklerinin kafatabanına kadar olan kemikten daha az yoğunlukta olduğunu göstermişlerdir. Vertebralar 1.29–1.39 g/cm^3 yoğunluklu, ~ 150 HU malzemeler kullanılarak dökülmüştür (Kim ve ark., 2017).

Bizim fantomumuzda vertebralar polidimetilsiloksan (120-150 HU) malzemesi kullanılarak hem bu çalışma ile hem de literatür ile uyumlu bir vertebra elde edildi.

Ding C. ve ark (2017) yaptıkları çalışmada baş boyun tümörlerinin kalite kontrolünü yapabilmek için bir fantom yapmışlar. Fantomun tamamı wax ile yapılmıştır. Işınlanan hedefin takibini sağlamak amacıyla 3 tane fiducial yerleştirilmiş ve fantomun arasına film konularak doz okuma işlemi yapılmıştır (Graves ve ark., 2015).

Bizim fantomumuzda iki farklı kemik ve de ayrı bir yumuşak doku kullanılarak oluşturuldu. Yapılan çalışmalar sonucunda kafa tabanına olan kemik kısım $CaSO_4 2H_2O$ karışımı (800-2000 HU), yumuşak doku için clear resine (30-70 HU) ve omurgalar için olan kısım polidimetilsiloksan (120-150 HU) kullanılması karar verilmiştir. Fantom kullanılan malzemeler itibariyle daha önce literatürde bulunmayan, tekrar niteliğinde olmayan malzemelerdir. Ölçümlerimiz kesitler arasına konulan OSL'ler ile yapılmıştır.

Niebuhr N. I ve ark (2016) yaptıları çalışmada pelvik fantom oluşturmuşlardır. Fantomda birden fazla malzemeyi bir matematiksel formül ile birleştirerek, en doğru malzemeyi bulmaya çalışmışlardır. Fantom daha çok adaptif radyoterapide kullanılmak için tasarlanmıştır (Niebuhr ve ark., 2016).

Bizim fantomumuzda özellikle elektrofarazi uygulamalarında sıkılıkla kullanılan agaroz jel kullanmak için denendi. Fakat malzemenin su tabanlı olması nedeniyle çok çabuk deforme olduğu görülerek vazgeçildi. Agaroz jel ~20-40 HU sahip iken, bizim kullandığımız clear resin ~ 30-70 HU arasında değişmektedir.

4.7. Işınlamalardaki Kısıtlayıcı Faktörler

Genel olarak OSL okumalarında dozimetrelerin kullanılma sıklığı ile doz cevabında farklı sonuçların elde edildiği gözlemlendi. OSL sinyali ısıtma yoluyla da sıfırlanabilir. Genellikle derin tuzakların boşalabilmesi için, bir materyalin 500° C'nin üzerindeki sıcaklıkta ısıtılması materyalin sıfırlanması için çok etkili bir yol olabileceği belirtilmiş. Aynı zamanda uygulanan sıcaklığın süresi de önemlidir ve bu süre materyalden materyale değişiklik gösterebilir. Uygulanan yüksek sıcaklıklarda ısıtmanın, iyonize radyasyona olan duyarlılığı arttırması (yani soğurulan doz başına OSL sinyali artar) ısıtılmış materyalin kullanılmasının bir avantajıdır(Thomsen, 2004).

Tam olarak sıfırlanmayan materyaller için bir diğer olasılık ise ön ısıtma ile termal geçişlerin olma olasılığıdır. Bu durumda OSL ölçümünden önce materyalin ön ısıtmaya (genellikle 200–300C arası) tabi tutulması standart bir uygulamadır. Bu uygulama laboratuvarda radyasyona maruz bırakma sonucu elde edilen sinyal ile doğal OSL sinyalinin karşılaştırılmasına olanak sağlar. Materyalin ön-ısıtılması yoluyla, ışığa duyarsız tuzaklarda tuzaklanmış, yüklerin OSL tuzaklarına geçme ve buradan OSL sinyaline katılma olasılığı vardır(Thomsen, 2004). Godfrey-Smith ve ark (1988) kuvarslardaki OSL sinyalinin tam bir güneş ışığında birkaç saniyelik bekletilme ile yaklaşık olarak %50'sinin azalabileceğini rapor etmişlerdir(Godfrey-Smith, 1988). Markey ve arkadaşlarının (1996) OSL özelliklerine ilişkin daha önceki çalışmalar, 1Gy'den daha yüksek ışınlama dozları kullanılıyorsa, derin tuzaklardaki yüklerin tekrarlanan ölçümler üzerine etkisini önlemek için 900℃'de ön tavlamanın yapılmasının gerekli olduğunu göstermiştir(Markey, 1995). Botter-Jensen ve arkadaşları (1999), maruz kalan doz 1 Gy kadar yüksek olsa bile, 500℃ tavlama sıcaklığının sıfır Al_2O_3:C dozu için yeterli olduğunu göstermiştir (Botter-Jensen L. 1999). Bulur ve Göksu (1998) yaptıkları çalışmada; yüksek dozda ışınlanan kristallerde bantlar arasındaki tuzakların boşalması için 650 ℃ kadar ısıtmak gerekli olduğu Bulur ve Göksu tarafından bildirilmiş (Bulur, 1998). Radyoterapide genellikle daha yüksek dozlar kullanıldığı için OSL dozimetrelerin ısıtılarak derin tuzakların tamamen boşalması ile ilgili çalışmalara ihtiyaç vardır. Yapılan karşılaştırmalarda; daha önce fantom içerisinde OSL dozimetre kullanılarak yapılan bir çalışma olmadığı için OSL dozimetrelerin lüminesans değerlendirmelerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldı.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmalar neticesinde radyoterapi uygulamalarında kullanılmak üzere bir fantom üretildi. Üretilen fantomda farklı OSL dozimetrelerin (Al_2O_3:C ve BeO) kullanılabilirliği kanıtlanmıştır. Fantom literatüre bakıldığında üç farklı malzemenin kullanıldığı ve de iki farklı kemik malzemesi kullanılarak üretilen ilk fantom özelliği taşımaktadır. Yapılan fantomun hounsfield unit (HU) değerleri literatür ve protokoller ile tamamen uyum içindedir. Bu çalışmada Al_2O_3:C dozimetresi kullanıldı. Genel olarak okunan dozimetreler ile planlama arasındaki % fark değeri %2,74 ile %19,9 arasında çıktı. Çıkan sonuçlarda termal sıfırlama yapılmadığı için dozimetrelerden alınan sinyallerin farklı olduğu göze çaptı. İlerde termal sıfırlama yapılarak ve de yapılmayarak elde edilen sonuçların karşılaştırılması planlanmaktadır. Bu sayede termal sıfırlamanın okuma sonuçlarına katkısı daha net belirlenebilecektir. Termal sıfırlamada bir diğer parametre ise çalışmalarda çıkan farklı sıcaklık değerlerini verilen doza bağlı olarak hangi sıcaklıkta sıfırlanabileceğini belirtmek anlamlı olacaktır. CyberKnife® cihazında 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 ve 60 mm olmak üzere 12 adet kolimatör bulunmaktadır. Aldığımız ölçümlerde 8. kesitte BeO dozimetrede; 5mm için %9,62, 7.5mm için %5,19 ve 10mm için %5,48 % fark değerleri idi. Al_2O_3:C dozimetrede 8. kesitte; 5mm için %19,9, 7.5mm için %10,89 ve 10mm için %13,21 olarak % fark değerleri bulunmuştur. BeO dozimetre için bulunan değerler literatür ile uyumlu bulunmuş olmasına rağmen, Al_2O_3:C dozimetre için bulunan değerler uygun değildi. Her iki dozimetrede küçük kolimatörlerde görülen bu farklılığın; Al_2O_3:C dozimetrede kalibrasyon faktörünün bir kez bulunması, herhangi bir termal sıfırlama yapılmaması ve her bir krsital için ayrı ayrı kalibrasyon faktörleri bulunmaması gibi faktörlerin etkili olduğunu düşünmekteyiz. Al_2O_3:C kristalinin efektif atom numarasının doku eşdeğerine yakın olmaması sebebiyle bir faktör kullanıyoruz. Aldığımız ölçümlerin hassasiyeti açısından ve de çok küçük alanlarda çalışmamız sebebiyle, bu dozimetre kullanılırken özellikle hassas olmamız gerekmektedir.

Büyük kolimatörler ile alınan ölçümler Al_2O_3:C kristalleri ile yapıldı. Büyük kolimatörlerde doğru gidilirken % fark değerlerimizin %1'lere doğru yaklaşmasını beklemekteydik. Ancak; herhangi bir termal sıfırlama yapılmamış, derin tuzakları olduğu düşünülen bu dozimetreler %4'ün altında bir %fark göremedik. Daha keskin doz ölçümleri için her iki kristal içinde derin tuzakları bulunmayan kristaller ile ölçüm yapılması gerekmektedir. 30mm, 40mm ve 60mm'de heterojenitenin fazla olduğu 8. ve

9. kesitte ışınlama yapılması nedeniyle % fark değerleri Çizelge 4.19'da yüksek çıktı. Bu kolimatörlerde havanın hesaba katılması sebebiyle 4. ve 10. kesitler dikkate alınmadı.

Bu çalışmada 10x10x2 mm boyutlarında Al_2O_3:C dozimetresi kullanıldı. Uzaysal çözünürlüğün arttırılarak daha hassas ölçümlerin alınabilmesi için dozimetre boyutlarının küçültülmesi gerekmektedir. İleride dozimetre boyutlarının değiştirilerek, dozimetre sonuçlarına katkısının araştırılması gerekmektedir.

Fantomumuzda Al_2O_3:C dozimetre için dört farklı hedefte ölçümler aldık. Dört farklı hedefin seçilmesindeki amaç; yerleşim yeri nedeniyle dozimetrik olarak bir belirsizlik olup olmadığını belirlemek için tercih edildi. 4. kesitteki ölçüm yerimiz arka kısımda, 10. kesitteki ölçüm yerimiz göz hizasında ve ön kısımda, 9. kısımdaki ölçüm noktamız beyinin içinde ve orta hatta ve son olarak 8. kesitteki ölçüm yerimiz kemiğin arka kısmında hava boşlukların arka kısmındadır. Farklı yoğunluğa sahip ölçüm noktalarında, doz ölçümleri yaptık. 8. ve 9. kesistteki ölçümlerde belirsizlik biraz daha fazla iken, 4. ve 10. kesitteki ölçümlerdeki belirsizlik daha az bulunmuştur. Çünkü; 8. ve 9. kesitte heterojen bir ortam vardır. 5mm, 7.5mm ve 10mm için Al_2O_3:C dozimetreler için belirsizlik mevcutken, büyük kolimatörler için belirsizlik %5'in altındadır. Termal sıfırlama ve de kalibrasyon faktörünün ayrı ayrı yapıldığı durumlarda bu belirsizliğin daha da düşeceğini düşünmekteyiz.

Fantomumuzda BeO dozimetre ile küçük kolimatörler (5mm, 7.5mm ve 10mm) için heterojenitenin en fazla olduğu 8. kesitte ölçümler alındı. Bulunan planlamadan elde edilen veriler ile dozimetre ölçümlerinden gelen belirsizlikler 5mm için %9,62, 7.5mm için %5,19 ve 10mm için %5,48 olarak bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar litratür ile uyumludur.

Genel olarak bakılıdğında hasta dozimetre sistemi olarak tasarlanan bu sistemler, hastaların aldığı dozların ölçülmesinde ve de diğer dozimetrik ölçümlerde kullanılabilir. Ancak; 5mm, 7.5mm ve 10mm'lik kolimatörlerde daha fazla dikkat edilmelidir. Dozimetreler herbiri hassas kalibrasyon faktörleri belirlenerek ve de özellikle radyoterapide çok fazla ışınlamaya maruz kalan dozimetreler termal sıfırlama işlemi yapılarak kullanılması önerilir.

Literatüre bakıldığında hasta OSL dozimetrelerin fantom içinde özel olarak kullanıldığı ilk fantom olma özelliği taşımaktadır. Çalışma radyoterapide bu anlamda öncü bir çalışma olup, bundan sonraki süreçte farklı dozimetrelerin fırınlanarak kullanımı, dozimetre boyutlarının boyutu küçültülerek kullanımı ve OSL dozimetrelerin radyoterapideki kullanımının artarak devam edeceğini düşünmekteyiz. OSL

dozimetrenin diğer dozimetre tiplerine göre dezavantajı oldukça azdır. Bu tez ile beraber bu tarz çalışmaların bir çığ etkisi yaratarak devam edeceğini ve de radyoterapide gelecekte vazgeçilmez dozimetre ekipmanı olarak kullanılacağını öngörmekteyiz.

KAYNAKLAR

Anonim, 2015, X-ışınları ve Kullanım Alanları, Yakın Doğu Üniversitesi, https://neu.edu.tr/wp-content/uploads/2015/11/BMT-211-ders-notu-X-Isinlari.pdf [Ziyaret Tarihi: 4 Kasım 2017].

Accuray®, 2010, Monte Carlo Dose Calculation Algorithm for The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System

Akselrod, M.S. and Gorelova, E.A., 1993, Deep traps in highly sensitive, *Nucl. Tracks Radiat. Meas.*, 21: 143-46.

Akselrod, M.S. and McKeever, S.W.S., 1999. 'A radiation dosimetry method using pulsed optically stimulated luminescence', *Radiat. Prot. Dosim.*, 81: 167-76.

Akselrod, M.S., and Kortov, V.S., 1990, Thermoluminescent and exoemission properties of new high sensitivity TLD α, *Radiat. Prot. Dosim.*, 33: 123-26.

Akselrod, M.S., Kortov, V.S., Kravetsky, D.J., Gotlib, V. I., 1990, Highly sensitive thermoluminescent anion-defective α, *Radiat. Prot. Dosim.*, 32: 15-20.

Akselrod, M.S., Larsen, N. A., and McKeever, S.W.S., 2000, A procedure for the distinction between static and dynamic radiation exposures of personal radiation badges using pulsed optically stimulated luminescence, *Radiat. Meas.*, 32: 215-25.

Akselrod, M.S., Lucas, A.C., Pulf, J.C., and McKeever, S.W.S., 1998, Optically stimulated luminescence of Al_2O_3:C, *Radiat. Meas.*, 29: 391-98.

Akyol F., Sarigul N., Yeginer M., Yedekci Y., Utku H. 2019, Evaluation of nanoDot optically stimulated luminescence dosimeter for cone-shaped small-field dosimetry of CyberKnife® stereotactic radiosurgery unit: A monte carlo simulation and dosimetric verification study, *Journal of Medical Physiscs*, 44: 27-34.

Alejo, L., Koren C., Ferrer, C., Corredoira, E., and Serrada, A., 2015, Estimation of eye lens doses received by pediatric interventional cardiologists, *Appl Radiat Isot*, 103: 43-7.

Andreo, P., 2018, The physics of small megavoltage photon beam dosimetry, *Radiotherapy Oncology*, 126: 205-13.

Aygün, E. ve Zengin, M., 1998, Atom ve Molekül Fiziği

Banerjee, D., Blair, M., and McKeever, S. W., 2002, Dose and dose-rate dependence of optically stimulated signals in quartz: theoretical simulations, *Radiat. Prot. Dosimetry*, 101: 353-8.

Banerjee, D., Botter-Jensen, L., and Murray, A. S., 2000, Retrospective dosimetry: estimation of the dose to quartz using the single-aliquot regenerative-dose protocol, *Appl Radiat Isot*, 52: 831-44.

Beckmann, E. C. 2006, CT scanning the early days, *Br J Radiol*, 79: 5-8.

Botter-Jensen L., Banerjee D., Jungner H., and Murray A.S. 1999, Retrospective assessment of environmental dose rates using optically stimulated luminescence from Al_2O_3:C and quartz, *Radiat. Prot. Dosim.*: 537-42.

Bøtter-Jensen, L. and Murray, A.S., 1999, Developments in optically stimulated luminescence techniques for dating and retrospective dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry*, 84: 307-16.

Bøtter-Jensen, L., 1997, Luminescence techniques: instrumentation and methods, *Radiation Measurements*, 17.

Botter-Jensen, L., Andersen, C.E., Duller, G.A.T., and Murray, A.S., 2003, Developments in radiation, stimulation and observation facilities in luminescence measurements, *Radiat. Meas.*, 37: 535-41.

Bøtter-Jensen, L., Bulur, E., Duller, G.A.T., Murray, A.S. 2000, Advances in luminescence instrument systems, *Radiation Measurements*, 32: 523-28.

Bøtter-Jensen, L., McKeever, S.W.S., Wintle A.G., 2003, Optically Simulated Luminescence Dosimetry, *Elsevier*: 15-56.

Bölükdemir, M.H. and Tanır, G., 2007, Determination of equivalent dose by using the slow component of IRSL decay curves, *Journal of Science*, 20: 1-7.

Buckman, W.G., 1972, Aluminum oxide thermoluminescence properties for detecting radiation, *Health Physics*, 22.

Bulur, E. and Göksu, H.Y., 1997, IR stimulated luminescence from ZnS and SrS based phosphors: A re-examination with linear modulation technique, *Phys. Stat. Sol. (a)*, 161: R9–R10.

Bulur, E. and Yeltik, A., 2010, Optically stimulated luminescence from BeO ceramics: An LM-OSL study, *Radiation Measurements*, 45: 29-34.

Bulur, E. ve Göksu, H.Y., 1998, OSL from BeO ceramics: new observations from an old material, Radiation *Measurements*, 29: 639-650.

Bulur, E., 1996, An alternative Technique for optically stimulated luminescence (OSL) experiment, *Radiation Measurements*, 26: 701-09.

Bulur, E., 2000, A simple transformation for converting CW-OSL curves to LM-OSL curves, *Radiation Measurements*, 32: 141-145.

Bulur, E., Bøtter-Jensen, L., Murray A.S., 2001, LM-OSL signals from some insulators: An analysis of the dependency of the bleaching rate on stimulation light intensity', *Radiation Measurements*, 33: 715-19.

Buzug., T.M., 2008, Computed Tomography: From Photon from statistics to modern Cone-Beam CT, *Springer*: 475.

C. Passmore, M. Kirr, and M. Salasky., 2008, Internal Landauer report. Inc.

Chen, R. and Leung, P.L., 2002, The decay of OSL signals as stretched exponential functions, *Radiation Measurements*, 37: 519–26.

Chetty, I.J.C., Rosu, M., McShan, D.L., Benedick, A.F. and Randall, K.H., 2007, The Influence of Beam Model Differences In The Comparison of Dose Calculation Algorithms for Lung Cancer Treatment Planning, *Physics in Medicine and Biology*, 50: 801-15.

Cierniak, R., 2011, *In: X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering,* (1st ed. Springer: London).

CK-028096A-TRK, CyberKnife® *Tedavi Uygulama Klavuzu* (Accuray®).

CK-028096B-TRK, CyberKnife® *Tedavi Planlama Sistemi Kullanım.*

CK-028098B-TRK., CyberKnife® *Fizik Esasları Klavuzu* (Accuray®).

CK-700071, 2008, *Technical Training for Physicists-Physics Essentials Guide* (Accuray®).

Colyott, L. E., Akselrod, M.S., and McKeever, S.W.S., 1996, Phototransferred thermoluminescence in Alpha- Al_2O_3:C, *Radiat. Prot. Dosim.*, 65: 263-66.

Cormack, A.M. 1963. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications, *J. Appl. Phys.*, 34: 7.

Cullity., B.D., 1996, X ışınlarının Difraksiyonu, *İstanbul Teknik Üniversitesi Yayınları, İstanbul*

Das, I. J., Ding, G. X. and Ahnesjo, A., 2008, Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry, *Med Phys*, 35: 206-15.

Ding, C., Chun, S. G., Sumer, B. D., Nedzi, L. A., Abdulrahman, R. E., Yordy, J. S., Lee, P., Hrycushko, B., Solberg, T. D., Ahn, C., Timmerman, R. D. and Schwartz, D. L., 2017, Phantom-to-clinic development of hypofractionated stereotactic body radiotherapy for early-stage glottic laryngeal cancer, *Med Dosim*, 42: 90-96.

Duller, G.A.T., 1996, Recent developments in luminescence dating of Quaternary sediments, *Prog. Phys. Geogr.*, 20: 127-45.

Duller, G.A.T., Bøtter-Jensen, L., Murray, A.S., Truscott, A.J. 1999, Single grain laser luminescence (SGLL) measurement using a novel automated reader, *Nuclear Instruments and Methods*, 155: 506-14.

Gagliardi, R., McClennan, B.L., 1975, A History of the Radiological Sciences, http://www.arrs.org/publications/HRS/diagnosis/RCI_D_c15.pdf.

Galloway, R.B., 1993, Stimulation of luminescence using green light emitting diyotes, *Radiation Protection Dosimetry,* 47: 679-82.

Gammage, R. B., Crase, K.W. and Becker, K., Role of Silicon Activator in Exoelectron Emission from BeO, *Health Phys.*, 22(1): 57-63.

Godfrey-Smith, D.L., Huntley, D.J., Chen, W.H., 1988, Optically dating studies of quartz and feldspar sediment extracts, *Quaternary Science Reviews,* 7: 373-80.

Gordon, R., Bender, R., Herman, G. T., 1970, Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography, *J Theor Biol*, 29: 471-81.

Graves, Y. J., Smith, A. A., McIlvena, D., Manilay, Z., Lai, Y. K., Rice, R., Mell, L., Jia, X., Jiang, S. B., and Cervino, L., 2015, A deformable head and neck phantom with in-vivo dosimetry for adaptive radiotherapy quality assurance, *Med Phys*, 42:1490-7.

Günalp, B., 2005, Radyasyonun Sağlık Etkileri ve Radyasyon Yaralanmalarının Tanı ve Tedavisi, *GATA Basımevi*, 23: 15-24.

Güngör, G., Aydın, G., Yapıcı, B., 2016, Stereotaktik Radyoterapi ve Radyocerrahi, *Türkiye Klinikleri Radyasyon Onkolojisi*, 2: 163-71.

Hicabi, M.H., 2007, Sodyum Klorür ve Potasyum Klorür'ün Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) Kinetiği, Ph.D. Thesis, Gazi Üniversitesi.

Huntley, D.J., Godfrey-Smith, D.I., Thewalt, M.L.W., 1985, Optical dating of sediments, *Nature*, 313: 105-07.

Hütt, G., Brodski, L., Bailif, I.K., Göksu, Y., Haskell, E.H., Junger, H., Stoneham, D. 1993, Accident dosimetry using environmental materials collected from regions downwind of Chernobyl: a preliminary evaluation, *Radiation Protection Dosimetry*, 47: 307-13

Hütt, G., Jaek, I., Tchonka, J., 1988, Optical dating: K- feldspars optical response stimulation spectra, *Quaternary Science Reviews,* 7: 381-85

IAE., AGENCY. 2017. "Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy." In. Vienna.

İnce, M.Z., 2002, Tanısal Radyolojide Radyasyondan Korunma, *Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Yayınları*, 2: 34.

Kaczmarz, S., 1993, Approximate solution of systems of linear equations', *Int J Control.*, 57: 71.

Khan, F.M., 2010, *The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition* (Lippincott Williams & Wilkins Company, USA).

Kılavuzu (CyberKnife®).

Kilby, W., Dooley, J. R., Kuduvalli, G., Sayeh, S., and Maurer, C. R.Jr., 2010, The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System in 2010, *Technol Cancer Res Treat*, 9: 433-52.

Kim, M. J., Lee, S. R., Lee, M. Y., Sohn, J. W., Yun, H. G., Choi, J. Y., Jeon, S. W., and Suh, T. S., 2017, Characterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy, *PLoS One*, 12: e0176227.

Lapraz, D., Iacconi, P., Sayady, Y., Keller, P., Barthe, J. and Portal, G., 1988, Some thermoluminescence of an α- Al_2O_3:C, *Phys. Stat. Sol. (a)*, 108: 783-94.

Larsen, N. A. 1999, Dosimetry based on thermally and optically stimulated luminescence, Ph.D. thesis, University of Copenhagen.

Levy, P.W. 1985, Thermoluminescence kinetics in materials exposed to the low doses applicable to dating and dosimetry, *Nuclear Tracks Radiation Measurements,* 10: 547-56.

Ma, C.M., Li, J.S., Deng, J. and Fan, J., 2008, Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife® Treatment Planning, *Journal of Physics*, 102.

Markey, B.G., Colyott, L.E. and McKeever, S.W.S., 1995., Time-resolved optically stimulated luminescence from α- Al_2O_3:C, *Radiat. Meas.*, 24: 457-63.

McDougall, R.S. and Rudin, S., 1970, Thermoluminescent dosimetry of aluminum oxide, *Health Physics*, 19: 281-83.

McKeever S.W.S., Markey, B.G., Akselrod, M.S. 1996. 'Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using α-Al2O3:C', *Radiation Protection Dosimetry,* 65: 267-72.

McKeever, S.W.S. and Whitley, V.H., 2000, Photoionization of deep centers in Al2O3', *J. Appl. Phys.*, 87: 249-56.

McKeever, S.W.S., Akselrod, M.S. and Markey, B.G., 1996, Pulsed optically stimulated luminescence dosimetry using, *Radiat. Prot. Dosim.*, 65: 267-72.

McKeever, S.W.S., Moscovitch, M. and Townsend P.D., 1995, Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses, Ashford: Nucl. Tech.

McKeever, S.W.S., Moscovitch, M., and Townsend, P.D., 1995, Thermoluminescence dosimetry materials: Properties and uses, *Ashford: Nucl. Tech.*

Media, Nobel. 1979, The Nobel Prize in Physiology or Medicine. http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/.

Mehta, S.K. and Sengupta, S., 1976, Gamma dosimetry using Al_2O_3:C 3: Si,Ti thermoluminescent phosphor, *Phys. Med. Biol.*, 21: 955-64.

Mittani, J.C.R., Silva, A.A.R., Vanhavere, F., Akselrod, M.S., Yukihara, E.G., 2007, Investigation of neutron converters for production of optically stimulated luminescence (OSL) neutron dosimeters using Al_2O_3:C, *Nucl. Instr. Meth.*, 260: 663-71.

Molnar, G., Benabdesselam, M., Borossay, J., Iacconi, P., Lapraz, D, and Akselrod, M. S., 2002, Influence of the irradiation temperature on the dosimetric and high temperature TL peaks of Al_2O_3:C, *Radiat. Prot. Dosim.*, 100: 139-42.

Murray, A.S and Roberts, R.G., 1998, Measurement of the equivalent dose in quartz using a regenerative-dose single aliquot protocol', *Radiation Measurements*, 29.

Murray, A.S. and Roberts, R.G., 1998, Measurement of the equivalent dose in quartz using a regenrative-dose single aliquot protocol, *Radiation Measurements, 29:503-515*

Murray, A.S., Roberts, R.G., Wintle, A.G., 1997, Equivalent dose measurement using a single aliquot of quartz, *Radiation Measurements*, 27: 171-84.

Niebuhr, N. I., Johnen, W., Guldaglar, T., Runz, A., Echner, G., Mann, P., Mohler, C., Pfaffenberger, A., Jakel, O., and Greilich, S., 2016, Technical Note: Radiological properties of tissue surrogates used in a multimodality deformable pelvic phantom for MR-guided radiotherapy, *Med Phys*, 43: 908-16.

Olley, J.M., Caitcheon, G.G., Murray, A.S., 1998, The distribution of apparent doses as determined by optically stimulated luminescence in small aliquots of fluvial quartz: implications of dating young sediments, *Quaternary Science Reviews,* 17: 1033–40.

Osvay, M. and Biro, T., 1980, Aluminum oxide in TL dosimetry, *Nucl. Instr. Meth*, 175: 60-61.

Oysul, K., Genel Radyocerrahi Bilgisi., http://www.turkradyocerrahi.com.

Podgoršak, E.B., 2014, *Interaction of Photons with Matter*, 387-514.

Podgoršak E.B., 2005, Basic Radiation Physics. In: Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Austria: *International Atomic Energy Agency (IAEA)*, 1-43.

Pokorny, P., and Ibarra, A., 1993, On the origin of the thermoluminescence of α- Al_2O_3:C 3: Cr, Ni', *J. Phys.*, 5: 7382-96.

PSSC., 1975, *Üniversite Fiziği 1. Baskı* (Raytheon Education Company: Milli Eğitim Basımevi).

Radon, J., 1986, On the Determination of Functions from Their Integral Values along Certain Manifolds, *IEEE Trans Med Imaging.*, 5: 6.

Rieke, J.K., and Daniels, F., 1957, Thermoluminescence studies of aluminum oxide', *Journal Physics Chemistry*, 61: 629-33.

Schembri, V., and Heijmen, B. J., 2007, Optically stimulated luminescence (OSL) of carbon-doped aluminum oxide (Al_2O_3:C) for film dosimetry in radiotherapy', *Med Phys*, 34: 2113-8.

Schneider, W., Bortfeld, T., Schlegel, W., 2000, Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions, *Phys. Med. Biol.*, 45: 459–78.

Sharma, S.C., Ott, J.T., Williams, J.B. and Dickow, D., 2010, Clinical Implications of Adopting Monte Carlo Treatment Planning for Cyberrknife', *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 11.

Singhrao, K., Kirby, N., and Pouliot, J., 2014, A three-dimensional head-and-neck phantom for validation of multimodality deformable image registration for adaptive radiotherapy, *Med Phys*, 41: 121709.

Sommer, J. R., Collins, E. B., Estrada, J. L. and Petters, R. M., 2007, Synchronization and superovulation of mature cycling gilts for the collection of pronuclear stage embryos, *Anim Reprod Sci*, 100: 402-10.

Sommer, M., and Henniger, J., 2006, Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosemeter, *Radiat Prot Dosimetry*, 119: 394-7.

Sommer, M., Jahn, A., and Henniger, J., 2008, Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter, *Radiation Measurements*.

Stathakis S., Esquivel C., Quino L. V., Myers P., Calvo O., Mavroidis P., Gutiérrez A. N., Papanikolaou N., 2012, Accuracy of the Small Field Dosimetry Using the Acuros XB Dose Calculation Algorithm within and beyond Heterogeneous Media for 6 MV Photon Beams, *Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 1: 78-87.

Şahin, K., Turan, B. O., 2018, Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Karşılaştırmalı Analizi, *Stratejik ve Sosyalar Araştırmalar Dergisi*, 2.

Thomsen, K.J., 2004, Optically Stimulated Luminescence Techniques in Retrospective Dosimetry using Single Grains of Quartz extracted from Unheated Materials', Ph.D., RoskildeRoskilde.

Tochilin, E., Goldstein, N. and Miller, W.G., 1969, Beryllium oxide as a thermoluminescent dosimeter, *Health Phys.*, 16: 1-7.

Togay, Y.E., 2002, Radyasyon Ve Biz', *Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Yayınları*, 2: 12.

TROD. 'Rad. Onk. Tarihçesi', Accessed 11.01.2019. https://www.trod.org.tr/hakkimizda.php?id=127.

Turing, A.M., 1937, On Computable Numbers, with an Application to the Entscheidungsproblem', *Proceedings of the London Mathematical Society*, 1: 2-42.

Uzal, C., 1995, *Kanserde Işınlama Teknikleri* (Öncü ltd.: Ankara).

W. Kilby, Dooley, J.R., Kuduvalli, G. and Maurer, C.R., 2010, The CK Robotic Radiosurgery System in Cancer Research and Treatment, 9: 433-52.

Wang, C.H., Wills, C. H., 1965, Radiation Methodology in Biological Sciences', *Prentice-Hall*: 45-81.

Wilcox, E. E., Daskalov, G. M., Lincoln, H., Shumway, R. C., Kaplan, B. M., and Colasanto, J. M., 2010, Comparison of planned dose distributions calculated by Monte Carlo and Ray-Trace algorithms for the treatment of lung tumors with CyberKn CyberKnife®: a preliminary study in 33 patients, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 77: 277-84.

Yazıcı, A.N., 1996, Thermal and optical characteristics of radiation induced defect centers in alkali halide crystals, Ph.D. Thesis, University of Gaziantep Institute of Science and Technology.

Yoder, R.C. and Salasky, M.R., 1997, A dosimetry system based on delayed optically stimulated luminescence, *Health Physics*, 72: 18-19.

Yukihara, E. G., Mardirossian, G., Mirzasadeghi, M., Guduru, S., and Ahmad, S., 2008, Evaluation of Al_2O_3:C optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters for passive dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy, *Med Phys*, 35: 260-9.

Yukihara, E. G., Whitley V. H., McKeever, S.W.S., Akselrod A. E., and Akselrod, M. S., 2004, Effect of high-dose irradiation on the optically stimulated luminescence of Al_2O_3:C, *Radiat Meas*, 38: 317-30.

Yukihara, E. G., Yoshimura, E. M., Lindstrom, T. D., Ahmad, S., Taylor, K. K., and Mardirossian, G., 2005, High-precision dosimetry for radiotherapy using the optically stimulated luminescence technique and thin Al_2O_3:C dosimeters, *Phys Med Biol*, 50: 5619-28.

Yukihara, E.G., Mittani, J.C., Vanhavere, F., and Akselrod, M.S., 2008, Development of new optically stimulated neutron dosimeters, *Radiat. Meas.*, 43: 309-14.

Yukihara, E.G., Whitley, V.H., Polf, J.C., Klein, D.M., McKeever, S.W.S., Akselrod, M. S., 2003, The effects of deep trap population on the thermoluminescence of Al_2O_3:C, *Radiat. Meas.*, 37: 627-38.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı	:	Hasan Uysal
Uyruğu	:	T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi	:	Altındağ / 12.10.1988
Telefon	:	0507 745 51 87
e-mail	:	uysalhasann@gmail.com

EĞİTİM

Derece		**Adı, İlçe, İl**	**Bitirme Yılı**
Lise	:	Selahattin Akbilek Anadolu Lisesi, Ankara	2005
Üniversite	:	Eskişehir Osmangazi Üniv, Fizik Bölümü, Ankara	2010
Yüksek Lisans	:	Ankara Üniv. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik A.B.D.	2013
Doktora	:	Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Nükleer Fizik A.B.D.	2019

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	**Kurum**	**Görevi**
2011-2014	Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Hastanesi	Medikal Fizik Uzm.
2014-	Medicana International Ankara Hastanesi	Medikal Fizik Uzm.

UZMANLIK ALANI

Medikal Fizik Uzmanı, Radyoterapi, Radyocerrahi, Dozimetri

YABANCI DİLLER

İngilizce

YAYINLAR

1. Challenges and differences in external radiation therapy for retinoblastoma: from standard techniques to new developments, Hiçsönmez A, Güney Y, Dizman A, Dirican B, Arslan Y, Atakul T, Uysal H, Gündüz K, Taçyıldız N, Ünal E, Dinçaslan H, Andrieu MN. Tumori Journal. 2015, Aug, doi: 10.5301/tj.5000406

2. CyberKnife® tedavi cihazında görüntü alımında kullanılan X-ışınlarının hasta dozuna etkisi, Hasan Uysal, Ceren Ezgi Erdoğan, Nafiye Kaplan. Medicana Medical Journal, 2017

3. Akciğer Kanserlerinde IGRT ve Hareket Yönetimi, Hasan Uysal, 23.04.2019, Antalya, Radyoterapi Teknikerleri Derneği Bilgi Paylaşımı Toplantısı, Davetli Konuşmacı

4. A New Approach to Small Field Dosimetry in the Robotic Radiosurgery System with Home-Made Phantom, Hasan Uysal, Nihal Büyükçizmeci, Selime Coşkun, Erdem Uzel, Mehmet Fazıl Enkavi, Şamil Osman Gürdal, Sait Şirin, Kaan Oysul, The SRS/SBRT Scientific Meeting, March 21-23, 2019 San Diego, USA, Oral Poster Presentation (Doktora Tezinden)

5. Radyasyon Onkolojisinde Öncü Yaklaşımlar: Fizikçi Gözüyle 2. Seri Işınlamalar, Hasan Uysal, 28.09.2018, İstanbul, Anadolu Sağlık Merkezi, Davetli Konuşmacı

6. The best tracking option for fisrt three cervical spinal radiosugery with CyberKnife® 6D Skull or X-Sight Spine, Hasan Uysal, Kaan Oysul, Sait Sirin, The SRS/SBRT Scientific Meeting, November 02-04, 2017 Las Vegas, USA, Poster Presentation

7. PQI İndeksi ile Radyocerrahi Tedavi Planlarının Kalitesinin Belirlenmesi, Hasan Uysal, Selime Coşkun, Kaan Oysul, Sait Sirin, Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 28-31 Ekim 2017, Antalya, Sözel Bildiri

8. The Effect of Low and Medium Resolution Selection On Treatment Planning, Hasan Uysal, Kaan Oysul, Sait Sirin, The SRS/SBRT Scientific Meeting, June 16-18, 2016 Orlando, USA, Poster Presentation

9. The Effect of Prescribed Isodose Line On The Treatment Planning Quality for Pituitary Adenoma with a New Planning Quality Index, Hasan Uysal, Kaan Oysul, Sait Sirin, Fahrettin Güven Oysul, Alev Temiz Arslan, The SRS/SBRT Scientific Meeting, June 16-18, 2016 Orlando, USA, Oral Presentation

10. CyberKnife® Kullanıcı Deneyimi Paylaşım Toplantısı, Hasan Uysal, 28.05.2016, İstanbul, Medipol Üniversitesi, Davetli Konuşmacı

11. Comparison of CyberKnife® planning in multiple brain metastases: one plan for all or one by planning, Kaan Oysul, Hasan Uysal, Berat Aral, Güven Oysul, Sait Şirin, International Stereotactic Radiosuergery Society,7-11 June 2015, Yokohama, Japan, Poster Presentation

12. The role of CyberKnife® radiosurgery in spinal metastases, Sait Şirin, Berat Aral, Hasan Uysal, Kaan Oysul, International Stereotactic Radiosuergery Society, 7-11 June 2015, Yokohama, Japan, Oral Presentation

13. Dosimetric comparison of Ray Tracing and Monte Carlo algorithms in pituitary adenoma radiosurgery, Hasan Uysal, Kaan Oysul, Sait Şirin, International Stereotactic Radiosuergery Society, 7-11 June 2015, Yokohama, Japan, Oral Presentation

14. The retrospective evaluation of uveal melanoma cases treated with fractionated stereoatactic radiotherapy, Ela Delikgöz Soykut, Ayşen Dizman, Yıldız Yukselen Güney, Gökşe Olcay, Mehmet Cetindağ, Hasan Uysal, 4-8 April 2014, Vienna, Austria, ESTRO, Poster Presentation

15. CyberKnife® Re-İrradiaiton For Reccurent Low-Grade Glioma, Mehtap Coskun, Gonca Altınısık Inan, Güle Guler Avcı, Muzaffer Bedri Altundag, Hasan Uysal, Yıldız Yukselen Güney, Europan Society for Radiotherapy and Oncology, 4-8 April 2014, Vienna, Austria, Poster Presentation

16. CyberKnife® tedavi cihazında görüntü alımında kullanılan X-ışınlarının hasta dozuna etkisi, Hasan Uysal, Ceren Ezgi, İlkay Ordu Altundağ, Bülent Küçükplakçı, Yıldız Güney, 11. Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Antalya, 23-27 Nisan 2014, Poster

17. CyberKnife® ve linak tabanlı SRS tedavi tekniğinin konformite (CI), heterojenite (HI), yeni konformite (nCI), indeksleri açısından karşılaştırılması, Ceren Ezgi, Hasan Uysal, Yıldız Güney, Nafiye Kaplan, Muzaffer Bedri Altundağ, 11. Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Antalya, 23-27 Nisan 2014, Poster

18. Hipofiz adenomlarında CyberKnife® ile fraksiyone streotaktik radyoterapi tedavi sonuçlarımız, Gülhan Güler Avcı, Yıldız Yukselen Güney, Hasan Uysal, Gonca Altınışık Altınışık, Radyasyon Onkolojisi Kongresi, Antalya, 23-27 Nisan 2014, Poster

19. Tekrarlayan düşük dereceli glioma için CyberKnife® ile yeniden ışınlaması, Mehtap Coşkun, Gonca Altınışık İnan, Gülhan Güler Avcı, Muzaffer Bedri Altundağ, Hasan Uysal, Yıldız Güney, Estro kursu, Viyana, 4-8 Nisan 2014, Poster

20. Helikal tomoterapide farklı modülasyon faktörlerinin nazofarenks kanseri radyoterapisine etkisi, Hasan Uysal, Önder Gül, İlkay Ordu Altundağ, Bahar Dirican, Yıldız Yükselen Güney, 14. Medikal Fizik Kongresi, Antalya, 21-24 Kasım 2013, Poster

21. CyberKnife® robotic radyocerrahi sisteminde Fix ve İris kolimatörler kullanılarak yapılan planların MU ve ışın sayısı açısından karşılaştırılması Ceren Ezgi, Yıldız Yükselen Güney, İlkay Ordu Altundağ, Hasan Uysal 14. Medikal Fizik Kongresi, Antalya, 21-24 Kasım 2013, Poster