



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN BOLUS
MATERYALİNİN 3D YAZICI KULLANILARAK HASTA
ANATOMİSİNE GÖRE ÜRETİLMESİ VE DOZİMETRİK
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜCEL GÜLER
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Enis Özyar

İSTANBUL-2021



T.C.

ACIBADEM MEHMET ALİ AYDINLAR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN BOLSU
MATERYALİNİN 3D YAZICI KULLANILARAK
HASTA ANATOMİSİNE GÖRE ÜRETİLMESİ VE
DOZİMETRİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜCEL GÜLER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Enis Özyar

İSTANBUL-2021

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

08.06.2021

Yücel Güler

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince tüm ilgi ve nezaketinden dolayı tez danışmanım değerli hocam Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a,

Tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini bende esirgemeyen ve klinikte bulunduğum süre boyunca desteğiyle her zaman yanımda olan tez danışmanım değerli hocam Uzm. Fiz. Gökhan AYDIN'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini bize aktaran, her türlü konuda bilgi ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Banu ATALAR'a, Uzm. Fiz. Görkem GÜNGÖR'e, Uzm. Fiz. Bülent YAPICI'ya ve Dr. Teuta ZOTO MUSTAFAYEV'e,

Tüm yüksek lisans eğitimim boyunca dostluğunu esirgemeyen, her konuda fikir alışverişinde bulunabileceğim Uzm. Fiz. Latif KORKMAZ'a, Uzm. Fiz. Namık KAYALILAR'a ve Uzm. Fiz. Abdullah Deniz DEMİRSAR'a ve tüm Maslak Acıbadem hastanesi radyasyon onkolojisi kliniği radyoterapi teknisyeni ve dozimetrist arkadaşlarıma,

Hayatımın her bölümünde yanımda olan canım annem Şehriban GÜLER'e, her zaman desteğini hissettiğim değerli babam İsmet GÜLER'e ve tüm aileme,

Yaşamımda bana destek oldukları, yol gösterdikleri ve tüm katkıları için en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Bu tez, Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2020/01/02 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR | iv |
| İÇİNDEKİLER | v |
| KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ | vii |
| ŞEKİLLER LİSTESİ | vii |
| RESİMLER LİSTESİ | x |
| TABLolar LİSTESİ | xi |
| ÖZET | 1 |
| SUMMARY | 2 |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 3 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 5 |
| 2.1. Radyoterapi | 5 |
| 2.2. Bolus | 6 |
| 2.3. Radyokromik Film | 7 |
| 2.4. Hounsfield Unit (HU) | 9 |
| 2.5. 3 Boyutlu Yazıcılarda İmalat Yöntemleri | 9 |
| 2.5.1. Eriyik yığıma imalat (FDM) | 11 |
| 2.5.2. Stereolithography (SLA)..... | 12 |
| 2.5.3. Seçici lazer sintirleme (SLS)..... | 14 |
| 2.6. Kullanılan Temel Hammaddeler..... | 16 |
| 2.6.1. Polilaktik asit (PLA) filaman | 16 |
| 2.6.2. Akrlonitril bütadien stiren (ABS) filaman | 17 |
| 2.6.3. Acrylonitrile styrene acrylate (ASA) filaman | 18 |
| 2.6.4. Glikol modifiyeli polietilen tereftalat (PETG) filaman..... | 20 |
| 2.6.5. STH filaman..... | 21 |
| 2.6.6. Termoplastik poliüretan filaman..... | 22 |
| 2.7. Üretim Parametreleri..... | 23 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 26 |
| 3.1. Gereç | 26 |
| 3.1.1. Varian TrueBeam TM lineer hızlandırıcı cihazı (Linac)..... | 26 |
| 3.1.2. Siemens somatom force bilgisayarlı toografi cihazı | 27 |
| 3.1.3. PTW Unidos webline elektrometre | 29 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 3.1.4. | PTW Farmer iyon odası | 30 |
| 3.1.5. | PTW marka RW3 katı su fantomu | 30 |
| 3.1.6. | CİVCO marka ticari bolus | 31 |
| 3.1.7. | Epson 12000xl film tarayıcı | 31 |
| 3.1.8. | 3 Boyutlu yazıcı | 31 |
| 3.1.9. | CIRS marka E2E SBRT toraks fantom model 036S-CVXX | 32 |
| 3.1.10. | Gafkromik EBT3 dozimetrik film | 33 |
| 3.1.11. | Ultimaker cura yazılımı | 34 |
| 3.1.12. | Autodesk meshmixer 3 boyutlu modelleme yazılımı | 35 |
| 3.1.13. | RadiAnt medikal görüntüleme yazılımı | 36 |
| 3.1.14. | FilmQA Pro. versiyon 3.0 yazılımı | 37 |
| 3.2. | Yöntem | 39 |
| 3.2.1. | Deneysel aşamalar ve kullanılan yöntemler | 39 |
| 3.2.2. | 3 Boyutlu baskıların HU değerlerinin belirlenmesi | 41 |
| 3.2.4. | CIRS E2E toraks fantomu üzerine yapılan 3 boyutlu baskıların değerlendirilmesi. | 44 |
| 3.2.5. | Üretilen bolusların fantom üzerinde ışınlanarak değerlendirilmesi | 47 |
| 4. | BULGULAR | 49 |
| 4.1. | Dozimetrik Olarak Uygun 3D Yazıcı Hammaddelerinin Belirlenmesi | 49 |
| 4.2. | Toraks Fantom İçin Üretilen Bolusların Ticari Bolus İle Karşılaştırılması. | 59 |
| 4.3. | Toraks Fantom Üzerinde Işınlanan Gafkromik Film Sonuçları | 67 |
| 5. | TARTIŞMA VE SONUÇ | 69 |
| 6. | KAYNAKLAR | 73 |
| 7. | ÖZGEÇMİŞ | 77 |

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

| | |
|---------------|---|
| 3D/3B: | Üç boyutlu |
| ABS: | Akrilonitril bütadien stiren |
| ASA: | Acrylonitril styrene acrylate |
| CBCT: | Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi |
| cm: | Santimetre |
| CT: | Bilgisayarlı tomografi |
| FDM: | Eriyik katmanlı imalat |
| Gy: | Gray |
| kV: | Kilo volt |
| LİNAK: | Lineer hızlandırıcı |
| mAs: | Mili amper saniye |
| MeV: | Mega elektron volt |
| MLC: | Çok yapraklı kolimatör |
| MU: | Monitor Unit |
| MV: | Mega volt |
| nC: | Nano coulomb |
| PET-G: | Glikol modifiyeli polietilen tereftalat |
| PLA: | Polilaktik asit |
| Setup: | Hazırlık |
| SLA: | Stereolithography |
| SSD: | Kaynak-yüzey arası uzaklığı |
| TPS: | Tedavi planlama sistemi |
| TPU: | Termoplastik poliüretan |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Şekil 2.1. Gafkromik filmlerin katmanlı yapısı ve kalibrasyon filmleri hazırlanışı..... | 8 |
| Şekil 2.2. FDM, SLA, SLS tipi 3 boyutlu yazıcıların şematik görünümü | 15 |
| Şekil 2.3. Baskı değişkenleri..... | 25 |
| Şekil 2.4. Cura Ultimaker programı ara yüzü..... | 25 |
| Şekil 3.1. CIRS E2E SBRT Toraks fantomun şeffaf görüntüsü..... | 33 |
| Şekil 3.2. Gafkromik EBT3 filmin istenilen şekilde kesilmesi..... | 34 |
| Şekil 3.3. Ultimaker Cura programı ara yüzü..... | 35 |
| Şekil 3.4. Meshmixer programı ara yüzü..... | 36 |
| Şekil 3.5. RadiAnt yazılımının kullanım ara yüzü. | 37 |
| Şekil 3.6. FilmQA pro programı ara yüzü | 38 |
| Şekil 3.7. Yapılan çalışmanın iş-akış diyagramı. | 39 |
| Şekil 3.8. HU değerlerinin TPS’te değerlendirilmesi. | 42 |
| Şekil 3.9. Elektron ve foton enerjilerinde plakalar ile deney düzeneği | 43 |
| Şekil 3.10. CIRS E2E Toraks fantoma özel bolus üretim aşamaları..... | 45 |
| Şekil 4.1. PLA materyali için R Kare testi değerlendirilmesi..... | 51 |
| Şekil 4.2. STH materyali için R Kare testi değerlendirilmesi..... | 51 |
| Şekil 4.3. ABS materyali için R Kare testi değerlendirilmesi..... | 52 |
| Şekil 4.4. PET-G materyali için R Kare testi değerlendirilmesi..... | 52 |
| Şekil 4.5. 6 MV enerjide yapılan çalışmanın setup değerleri..... | 53 |
| Şekil 4.6. 10 MV enerjide yapılan çalışmanın setup değerleri..... | 55 |
| Şekil 4.7. 6 MeV enerjide alınan sonuçların setup değerleri. | 57 |
| Şekil 4.8. 9 MeV enerjide yapılan çalışmanın setup değerleri. | 58 |
| Şekil 4.9. 12 MeV enerjide yapılan çalışmanın setup değerleri..... | 59 |
| Şekil 4.10. 6 MeV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması..... | 65 |
| Şekil 4.11. 10 MV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması..... | 65 |
| Şekil 4.12. 6 MeV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması..... | 66 |
| Şekil 4.13. 6 MV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması..... | 66 |

RESİMLER LİSTESİ

| | |
|---|----|
| Resim 2.1. Klinikte tedaviye yardımcı malzeme olarak kullanılan ticari bolus..... | 7 |
| Resim 2.2. FDM imalat yöntemi ile baskı yapan 3 boyutlu yazıcı..... | 12 |
| Resim 2.3. SLA yöntemi ile baskı yapan bir 3 boyutlu yazıcı..... | 13 |
| Resim 2.4. Robotel Türkiye Projesindeki katılımcının protez kolu | 17 |
| Resim 2.5. ASA filamandan imal edilmiş bir örnek parça | 19 |
| Resim 2.6. PET-G filamandan imal edilmiş bir su şişesi..... | 21 |
| Resim 2.7. TPU filamandan baskı alınmış bir obje | 23 |
| Resim 3.1. Varian Truebeam lineer hızlandırıcı cihazı | 27 |
| Resim 3.2. Çalışmada kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazı | 28 |
| Resim 3.3. Çalışmada kullanılan PTW Unidos Webline Elektrometre..... | 29 |
| Resim 3.4. Çalışmada kullanılan PTW marka Farmer iyon odası..... | 30 |
| Resim 3.5. PLA, STH, ABS, PET-G, ASA, TPU referans plakalar | 42 |
| Resim 3.6. 3D yazıcıdan üretilen bolusun CT çekimi yapılmakta..... | 46 |
| Resim 3.7. Varian Eclipse tedavi programında pet-g materyalinin doz dağılımı | 48 |
| Resim 3.8. Foton ve elektron enerjilerinde gafkromik filmlerin ışınlanması..... | 48 |

TABLULAR LİSTESİ

| | |
|--|----|
| Tablo 2.1. Kullanılan filamentlerin karşılaştırılması | 24 |
| Tablo 4.1. İki modda mean (ortalama) HU değerleri..... | 50 |
| Tablo 4.2. 6 MV foton enerjisindeki sonuçlar. | 54 |
| Tablo 4.3. 10 MV foton enerjisindeki sonuçlar..... | 55 |
| Tablo 4.4. 6 MeV elektron enerjisindeki sonuçlar..... | 56 |
| Tablo 4.5. 9 MeV elektron enerjisindeki sonuçlar. | 57 |
| Tablo 4.6. 12 MeV elektron enerjisindeki sonuçlar..... | 59 |
| Tablo 4.7. Üretilen ve klinikte kullanılan bolusların HU tablosu..... | 60 |
| Tablo 4.8. 6 MV foton enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar..... | 61 |
| Tablo 4.9. 10 MV foton enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar. | 62 |
| Tablo 4.10. 6 MeV elektron enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar..... | 63 |
| Tablo 4.11. 9 MeV elektron enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar..... | 64 |
| Tablo 4.12. 6 MV foton enerjisinde gafkromik film değerleri..... | 67 |
| Tablo 4.13. 10 MV foton enerjisindeki gafkromik film değerleri | 67 |
| Tablo 4.14. 6 MeV elektron enerjisinde gafkromik film değerleri..... | 68 |
| Tablo 4.15. 9 MeV elektron enerjisinde gafkromik film değerleri..... | 68 |

ÖZET

Radyoterapide cilt ve cilde yakın tümörlerin ışınlanmasında cilt dozunu arttırmak, sağlıklı doku eksikliği durumunda ve cilt konturundaki düzensizlikleri engellemek için radyobiolojik açıdan insan yumuşak doku eşdeğeri bolus adı verilen malzemeler kullanılır. Vücut anatomisine göre 3 boyutlu yazıcılar ile üretilmiş, dozimetrik olarak doğrulanmış ve doku eşdeğeri olan bolus üretmek tedavi başarısını arttıracaktır. Yüze konularak yüzey hacmine entegre olan bolus, cilt dozunu arttırırken tümör hacminin alması gereken maksimum dozu almasını ve sağlıklı dokuların korunmasını sağlar. Bu çalışmada 3 boyutlu yazıcı ile üretilen bolusun dozimetrik doğruluğu, göğüs duvarını simüle eden toraks fantom üzerinde araştırıldı. Çalışmada, Acıbadem Üniversitesi bilimsel proje destekleme fonundan tahsil edilen fon ile 3 boyutlu bir yazıcı imal edildi. Farklı foton ve elektron enerjilerinde ilgili bölümde belirtilen ayrıntılar ile setup oluşturularak soğrulan doz ölçüldü ve değerlendirildi. Çeşitli modelleme ve tasarım programları ile toraks fantomun anatomik yapısına ve yüzeyine uygun bolus tasarlandı. Bolusun ciltle temas eden yüzeyine Gafkromik film yerleştirilerek planlanan setup da ışınlandı. Alınmış olan ve kaydedilen veriler karşılaştırılarak en ideal malzeme seçildi. Kritik organların ve cildin aldığı doz uluslararası kriterler ile değerlendirildi. Sonucunda 6 MeV enerjisinde PLA, 9 MeV elektron enerjisinde PLA ve PET-G, 6 MV enerjide PET-G, 10MV enerjide PET-G ve STH'dan imal edilen boluslar referans bolus ile eşdeğer dozlar aldığı görüldü. Çalışmamızdan alınan veriler neticesinde klinik kullanıma uygun ve hasta anatomisine özel bir bolus malzemesi üretiminin ve kullanımının mümkün olduğu görülmüştür. Doğru doluluk oranı ve malzeme tasarımıyla, insan yumuşak doku eşdeğeri olan 0 HU malzemeler ile istenilen anatomik bölgeye uyumlu biyo-malzemeler üretmek mümkündür.

Anahtar Sözcükler: 3 Boyutlu Yazıcı, Bolus, Cilt Kanseri, Fantom, Meme Kanseri.

SUMMARY

Development Of Patient Specific 3D Printed Bolus For External Beam Radiotherapy And It's Dosimetric Evaluation

In radiation therapy, in case of lack of healthy tissue and to prevent irregularities in the skin contour, materials called bolus, which are the equivalent of human soft tissue from a radiobiological point of view, are used to increase the skin dose in the irradiation of skin and tumors near the skin. In this study, the dosimetric accuracy of the bolus produced by a 3D printer was investigated on the Thorax Phantom simulating the chest wall. In the study, a 3D printer produced with the funds collected from the scientific project support fund of Acıbadem University. As a result of the evaluation and with different criteria, study was continued with the CIRS-E2E thorax phantom. Gafchromic film was placed on the surface of the bolus in contact with the skin and the planned dose was given. ABS, PLA, ASA material, which is 90% full at 6 MV Energy, was found to be equivalent to bolus used in the clinic. At 10 MV energy, PET-G, STH, PLA materials were equivalent to the reference material. The dose received by critical organs and skin was evaluated by international criteria. As a result, boluses manufactured from PLA at 6 MeV energy, PLA and PET-G at 9 MeV electron energy, PET-G at 6 MV energy, PET-G at 10 MV energy and STH received doses equivalent to the reference bolus. Designed according to the patient's Anatomy and dosimetrically proven accuracy, this treatment auxiliary material produced with biomaterials appears to be positively reflected in the accuracy and accuracy of the treatment.

Keywords: 3D Printing, Bolus, Breast Cancer, Skin Cancer, Phantom.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide cilt veya cilde yakın tümörlerin ışınlanmasında cilt dozunu arttırmak için bolus adı verilen malzemeler kullanılır. Operasyon sonrası göğüs ön duvarında, ciltte, kalan meme dokusunda ve bölgesel lenfatiklerde bulunan tümöral hücrelerin yok edilmesi mastektomi sonrası radyoterapide esas amaçtır. (1,2,3)

Göğüs duvarı ışınlamalarında, fotonların cilt koruyucu etkisi nedeniyle cilt dozunu arttırmak için tedavinin belli bir bölümünde bolus kullanımı gerekir. Aynı zamanda göğüs konturundaki düzensizlikleri engellemek için kullanımı önerilmektedir.(1,3,4)

Bu malzemeler radyoterapide kullanılan enerjiler açısından insan yumuşak dokusuna benzer etki yaratır. Yeterli sağlıklı doku eksikliği durumlarında ve yüzeydeki tümörler için düşük enerjili ışınlar kullanılsa bile erişim mesafesi tümör derinliğinin ötesinde oluşarak ciddi bir probleme neden olur. (5,6,7) Belirlenen kalınlıkta doku eşdeğeri olan bolus hasta cildi üzerine yerleştirilerek bu sorun çözülebilir. Böylece radyasyon ışının hasta içindeki ulaşım mesafesi kısaltılmış ve yüzeydeki tümör tedavi edilmiş olur. Yüze yapıştırılarak yüzey hacmine entegre olan bolus, cilt dozunu arttırırken bolus kalınlığı eğer foton enerjisinin maksimum derinliğine denk geliyorsa hastada hedef alan dışında dozu azaltarak sağlıklı dokuların korunmasını sağlar.

Yapılan çalışmalarda bolusun hasta cildine uygun olarak yerleştirilememesinin planlanan doz dağılımında farklar oluşturduğunu göstermiştir. Klinikte kullanılan

bolus malzemelerinin doz avantajları ve tedaviye olumsuz etkileri bilimsel araştırmalar ile ortaya konmuştur.. Bu etkinin minimize edilmesi için hasta konturuna uygun bolusların 3boyutlu yazıcıda üretilmesi, uygun materyallerin karşılaştırılması ve klinik uygulamalar için pilot çalışmalar yapılmıştır. (7,8,9,10)

3 boyutlu yazıcılarımızın kullandığı eklemeli imalat yöntemi (FDM), maliyeti düşük, ham madde bulunabilirliği kolay ve baskı kalitesinin yüksek olduğu bir yöntemdir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi

Yapay veya doğal radyoaktif çekirdeklerin atomik enerji seviyelerini kararlı bir seviyeye geçirebilmek için etraflarına elektromanyetik dalga ve hızlı partiküller salarak fazla enerjilerini atma şekline radyasyon denir. (11)

Radyasyon yapısına göre ‘dalga tipi’ veya ‘parçacık tipi’ olmak üzere ikiye ayrılır. Etkileşime geçtiği maddeleri iyonlaştırabilme yeteneğine göre ‘iyonlaştırıcı’ ve ‘iyonlaştırıcı olmayan’ şeklinde ayrılmaktadır.

Hem direkt iyonlaştırıcı radyasyon hem de indirekt iyonlaştırıcı radyasyon hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılır. Hastalıkların tedavisinde radyasyon kullanan bilim dalları girişimsel radyoloji ve radyasyon onkolojisidir, hastalıkların tanısında iyonlaştırıcı radyasyon kullanan bilim dalları ise tanısız radyoloji ve nükleer tıp olarak adlandırılır. (11,12)

İyonize radyasyon kullanılarak tümör hücrelerinin genetik materyallerine zarar verilmesi, bunun yanında çevre dokulara en az zararı verme ilkesinden hareket eden radyoterapi uygulamasında eksternal ve internal radyoterapi olmak üzere iki ana teknik geliştirilmiştir. Eksternal radyoterapi, tedavi aygıtları aracılığı ile hasta (tümör) – kaynak arasında belirli bir mesafe bırakılarak hedef hacme planlanmış ve dozimetrik olarak uygun radyasyonun gönderilmesiyle uygulanır. (11)

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

2.2 Bolus

Bolus, radyoterapi sırasında ışınlanacak bölgeye yerleştirilen, elektron yoğunluğu ve fiziksel yoğunluğu su eşdeğeri olması istenilen, vücudun anatomik bölgelerinde kullanılırken cildin şeklini alması gereken tedaviye yardımcı bir malzemedir. (12,13) Cilt konturunun şekli itibari ile esnek ve şekil verilebilen ve hasta sağlığı için toksik etkisi olmayan (örneğin lateks, buğday, glüten alerjileri vb.) ticari ürünler şeklinde kullanılmaktadır. Bu nedenle ticareştirilmiş bolus ABD’de Gıda ve İlaç İdaresi onayı gerektirir. (12)

Radyoterapide uygulanan foton tedavisi, fotonun enerjisine bağlı olarak, cilt yüzeyinde minimum olan doz değeri yüzeyden itibaren ilk birkaç milimetrede hızlı bir şekilde artarak belirli bir derinlikte maksimum değerini alır. (14) Bu yüksek enerjili fotonların cilt koruyucu (*skin-sparing*) özelliklerinden dolayı, yüzeysel lezyonların tedavisinde doku eşdeğeri özellik gösteren bolusların kullanılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Hastalardaki doku eksikliklerinin gidererek daha homojen doz dağılımları elde etmeyi kolaylaştırabilmektedir. (13,14,15)

Hammaddesi parafin, balmumu, vinil (Bir çeşit sentetik yağ), akton (Bir çeşit visko-elastik polimer) olan ticari boluslar kullanımdadır. Vinil hammaddeli Superflab,

1.02 g/ cm³ öz kütleye, hammaddesi akton olan Superflex bolus, 1.03 g/ cm³ ye ve su, gliserin, akrilik polimerden imal edilen Elasto-Gel pedler 1.20 g/ cm³ öz kütleye sahiptir. (14)



Resim 2.1 Klinikte tedaviye yardımcı malzeme olarak kullanılan ticari bolus.

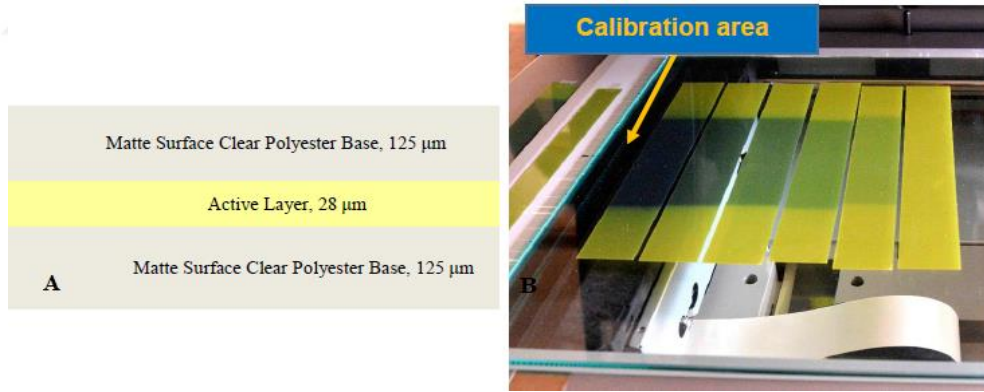
2.3 Radyokromik Film

Radyokromik filmler 1960'lerden beri gelişimi sürdürmektedir. En sık kullanılan Gafkromik filmidir. Özellikle doku eşdeğeri bileşimi (9.0% hidrojen, 60.6% karbon, 11.2% nitrojen ve 19.2% oksijen) olan ve radyasyona maruz kaldığında mavi renk geçişi oluşturan türüdür. (16)

Radyokromik film, üzerine polimeriz edilmiş özel bir boya içerir. Radyasyona maruz kaldığında polimer yüksek enerjili foton veya elektronları emer ve sonucunda renk dağılımı uygun bir film tarayıcı ile ölçülebilir. Radyokromik filmler grensiz

olduğundan, çok yüksek bir çözünürlüğe sahiptir ve yüksek dozlar için (örneğin, stereotaktik alanlar, brakiterapi kaynakları yakınında) kullanıma uygundur. Karanlık oda, film kasetine ve film işleme ihtiyacının olmaması, nem ve suya karşı dirençli olması, doz hızı bağımsızlığı, yüksek doku eşdeğerliliği oranları ve yüksek çözünürlük kullanımını kolaylaştıran diğer etmenlerdir. (17,18)

Radyokromik filmler göreceli dozimetredir. Bilinen bir değere göre kararma miktarının belirlenerek kullanılması gerekmektedir. Bunun için kullanılacak filmin öncesinde kalibrasyon eğrisinin oluşturulması gerekmektedir. Kalibrasyon eğrisi, bilinen doz değerlerine karşılık gelen filmlerdeki kararma derecesi olan optik yoğunluğa göre oluşturulur. (17)



Şekil 2.1. Gafkromik filmlerin katmanlı yapısı ve kalibrasyon filmlerinin hazırlanışı.

2.4 Hounsfield Unit (HU)

Hounsfield birimi radyologlar tarafından bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin yorumlanmasından kullanılan doku yoğunluğunun göreceli bir kantitatif ölçümüdür. Bir dokunun fiziksel yoğunluğu, X-ışınının emiliminin/zayıflaması ile orantılıdır. Hounsfield birimi x-ışının doğrusal zayıflama katsayısının (linear attenuation coefficient) doğrusal bir dönüşümüne dayanarak hesaplanır. (Formül.1)

$$HU = 1000 X \frac{\mu - \mu_{su}}{\mu_{su} - \mu_{hava}} \quad (\text{Formül.1})$$

Doğrusal dönüşüm, gri tonlar olarak görünen bir ölçeği üretir. Hounsfield biriminde doku ve organlar, suyun 0 HU ile havanın -1000 HU, çok yoğun ve katı bir dokunun +1000 HU değeri arasında bir değer alır. Daha fazla X-ışını emilimi ile daha yoğun doku, pozitif değerlere sahiptir ve daha parlak görünür. Daha az X-ışını emilimi daha az yoğunlukta doku, negatif değerlere sahiptir ve karanlık görünür. Hounsfield birimi, 1979'da Nobel ödülünü Tıp 'da Fizyoloji çalışmaları kapsamında Bilgisayarlı Tomografi icadındaki rolü ile Sir Godfrey Hounsfield 'e ithaf edilmiştir. (18,19,20)

2.5 3 Boyutlu Yazıcılarda İmalat Yöntemleri

Geleneksel imalat yöntemleri, parçaların imalatı sırasında ham malzemenin malzeme eksiltilmesi prensibine dayanır. Günümüzde yaygınlaşan yeni üretim tekniklerinden biri olan eklemeli imalat ise parçadan malzeme eksiltme tekniklerine dayalı olan geleneksel imalat yöntemlerinden farklı olarak parçanın malzemenin direkt olarak üretilmesi söz konusudur. İmalatta kullanılan cihaz, üretimi yapılacak

parça geometrisinden türetilen bir takım yolunu izleyerek parçayı katman katman imal eder. Eklemeli imalatın bu kendine has özelliğinden dolayı karmaşık geometrilere sahip parçaların üretimi mümkün olduğu gibi imalat sırasındaki malzeme kaybı minimum düzeydedir. (20, 21)

Klasik üretim yöntemleri olan kesme, oyma/çıkarma ve şekillendirme yöntemleri ile eklemeli üretimi karşılaştırdığımızda aşağıdaki avantajları ön plana çıkarmaktadır (21).

- Maliyetli araç ve gereç ihtiyacının olmaması
- Ürünlerin tasarlanması ve üretilmesinde kolaylık,
- Özelleştirilmiş, az sayıdaki ürünün çok daha ekonomik olarak üretilebilmesi,
- Delme, zımparalama vb. ek işlemlere ihtiyaç kalmaması,
- Neredeyse %100 otomatik üretimin gerçekleşmesi (üretim başladıktan sonra herhangi bir müdahaleye gerek duyulmaması),
- Hammaddelerin kolay ulaşılabilir ve ucuz olması,
- Hurda parçanın az olması ve hurda parçaların geri dönüşümünün kolay olması,
- Stoklama ihtiyacını azaltması,
- Tasarımların paylaşımının kolay olması ve harici üretimin kolay olması,

Klasik üretim yöntemlerine kıyasla ciddi dezavantajları da bulunmaktadır bunlar kısaca;

- Seri üretim maliyetinin yüksek olması,
- Renk ve hammadde olanaklarının sınırlı olması,
- Yüzey işleme imkanlarının kısıtlı olması,
- Diğer üretim yöntemlerine göre üretim hassasiyetinin düşük olması,
- Ürünlerin mukavemet ve dayanıklılık açısından sınırlı olması,
- Isıya karşı dayanıklılığın az olması

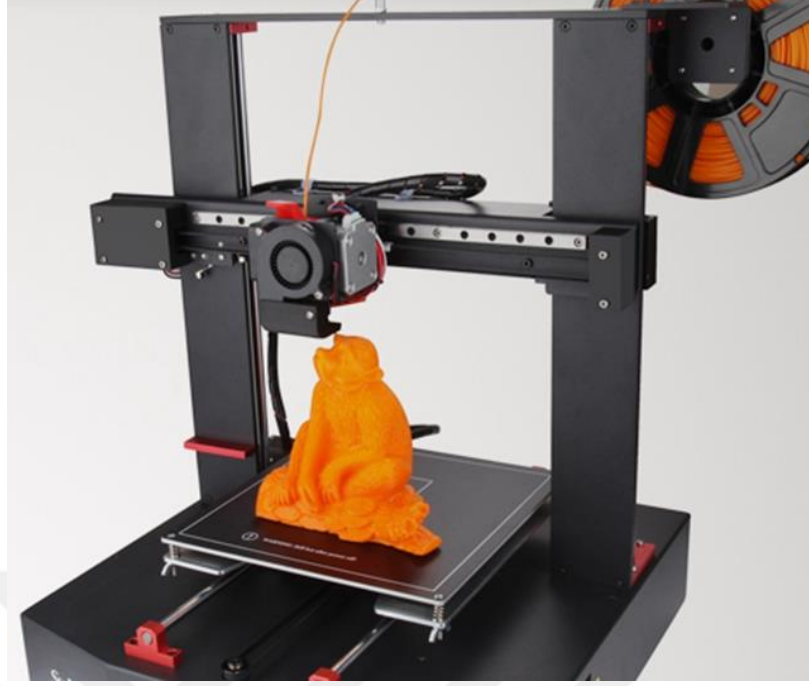
3 boyutlu imalat prosesi kullanılan malzemelere ve malzemelerin birleştirilmesi prensibine göre FDM, SLA, SLS ve LOM gibi alt sınıflara ayrılmıştır.

2.5.1. Eriyik yığma imalat (FDM)

Literatürde “Fused Deposition Modeling” (FDM) olarak geçen bu kavramın dilimizdeki karşılığı ergitmeli imalat, biriktirmeli imalat, ergiterek biriktirmeli imalattır. Teknoloji 1989 yılında Scott Cramp tarafından geliştirilmiştir. Fakat teknolojinin ticarileşmesi ve yaygınlaşması 1992 yılında patentinin alınması ve Stratasys firmasının ürünü dünyanın her tarafına ihraç etmesiyle olmuştur. (22,23)

FDM tekniği, üretimi yapılacak parçanın CAD ortamındaki modelinden türetilen bir koordinatlar kümesinin, bu koordinat yolunu izleyen eritici uçtan püskürtülen ergimiş malzemenin (filaman) üst üste yığılmasıyla istenen geometrinin elde edildiği bir prosestir (Novakova-Marcincinova ve Novak-Marcincin, 2012; Hossain vd., 2013) (23). Bu yöntemde kullanılan termoplastik besleme bloklarına filaman adı verilmiştir.

FDM teknolojisi, 3B yazıcılarda kullanılan baskı teknikleri arasında uygulanması bakımından kolay ve hızlı olmasının yanı sıra yüksek çözünürlükte baskı çözümleri sunmaktadır. Bu yöntemde köprülerde ve eğimli yüzeylerde desteğe ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sorunu halletmek için destekler kullanılmaktadır. FDM teknolojisinin, 3B yazıcıların yaklaşık olarak %70’inde kullanıldığı tahmin edilmektedir. Masaüstü yazıcıların büyük çoğunluğunda da kullanılmaktadır. İlk kullanıldığı alanlardan biri havacılık sanayisi iken, zamanla savunma sanayisinde de kullanılmaya başlanan 3B baskı teknolojisinin giderek tüm sanayi dallarına yayıldığı görülmektedir. (25)



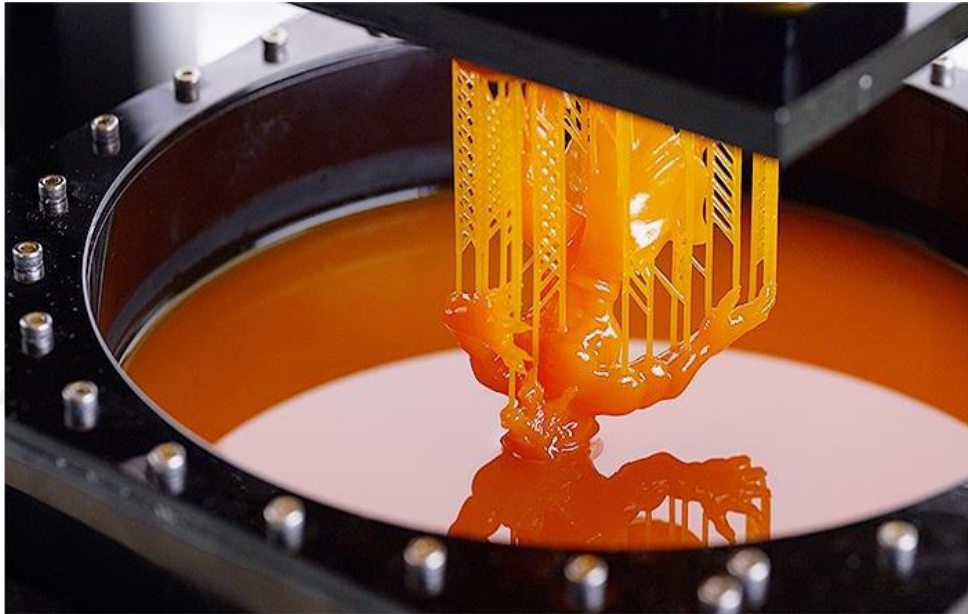
Resim 2.2. FDM imalat yöntemi ile baskı yapan 3 boyutlu yazıcı.

2.5.2. Stereolithography (SLA)

Polimer kimyasında, monomer moleküllerinin kimyasal reaksiyonla bir araya gelerek polimer oluşturması işlemine polimerizasyon denir. (25) Fotopolimerizasyon ise zincir büyümesine dayanan bir polimerizasyon çeşididir. Görünür veya kızılötesi ışığın malzeme tarafından absorbe edilmesi ile başlar. Işığa maruz kalan bölgelerde monomerler arasında bir reaksiyon tetiklenir. Fakat tetiklenen bu reaksiyon yayılmalı bir özellik taşımayıp sadece ışığa maruz kalan bölgede polimerizasyon gerçekleşmesi şeklinde olur. (25) Üretimi yapılacak nesnenin geometrik dosyası bilgisayar kontrollü bir şekilde önceden belirenmiş koordinat verileri dahilinde, bu yolu takip eden kızılötesi lazer ışınlarının reçinenin üzerinde gezinmesi ile gerçekleşir. Bu yöntem nesne oluşana kadar katman katman imal edilir. Ve her ayrı nesne için tekrar edilir. FDM üretim şekli kullanan yazıcılardan farklı olarak daha yüksek yüzey hassasiyeti sayesinde 0.05mm katman

kalınlığında üretimler yapmam mümkündür. Yüksek mukavemet ve sıcaklık dayanımına sahip test amacıyla kullanılabilir prototipler oluşturulmaktadır.

SLA tipi üretim yapan yazıcılar için hammadde litrelik olarak satılan reçine sıvılardan karşılanır, FDM tipi yazıcıların kullandığı filamentlerden çok daha yüksek maliyetlidir. (27, 28)



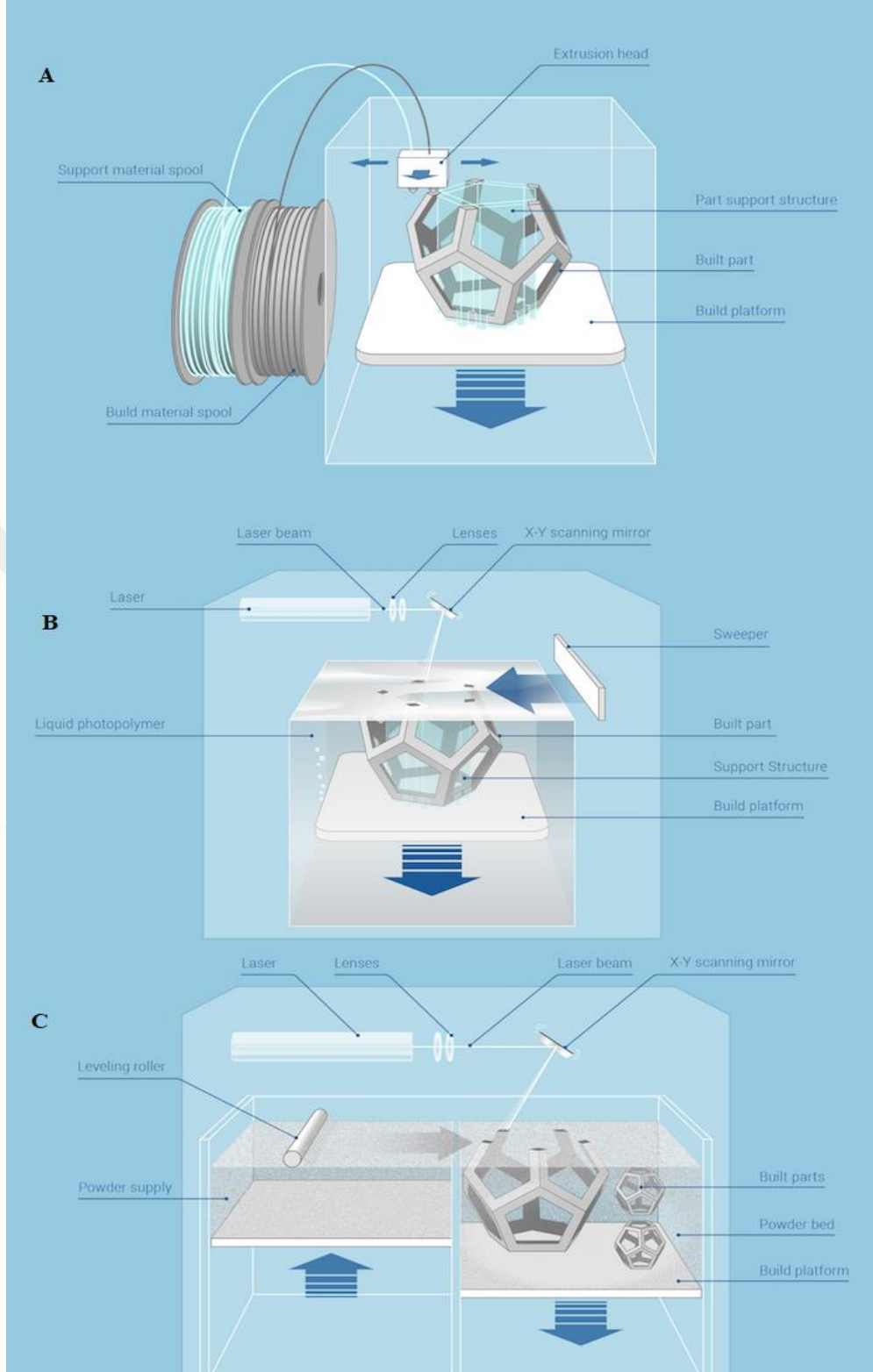
Resim 2.3. SLA yöntemi ile baskı yapan bir 3 boyutlu yazıcı.

2.5.3. Seçici lazer sintirleme (SLS)

Toz hammaddeyi (nylon veya poliamid) sintirlemek için lazer kullanan ve 3 boyutlu modelin tasarımı doğrultusundaki 14artezyen koordinatlardan geçerek katmanın katılaşmasını sağlayıp katı bir model elde edilen ek üretim tekniğidir. (26) Üretim platformunun belirlenmiş olan katman kalınlığında aşağı inmesiyle üstüne toz halindeki hammaddenin serpilmesi ile lazer aynı işlemleri bilgisayar tarafından belirlenmiş koordinatlarda tekrar eder. Bu süreç objenin üretimi tamamlanana kadar devam eder.

Seçici lazer sintirleme (SLS) Dr. Carl Deckard ve Dr. Joe Beaman tarafından 1980 ortalarında Austin'deki Texas Üniversitesi'nde DARPA (U.S Military Advanced Research Projects Agency) sponsorluğunda gelişti ve patentlendi. (27)

SLS teknolojisi, çok neredeyse hiç üretim çabasıyla karmaşık geometrileri kolayca yapabilme kabiliyeti nedeniyle dünya çapında birçok endüstride geniş şekilde kullanılmaktadır. SLS, havacılık, askeri donanımların son kullanım parçalarını üretmek için sıkça tercih edilir. Bu yöntem pahalı ekipman ve hammadde gerektirdiğinden, çalışmalarımızda uygun görülmemiştir. (29)



Şekil 2.2. FDM, SLA, SLS tipi 3 boyutlu yazdırmanın şematik görünümü

2.6 Kullanılan Temel Hammaddeler

2.6.1. Polilaktik asit (PLA) filaman

3D yazıcılar için en sık kullanılan termoplastik olan Polilaktik asit (PLA) $(C_3H_4O_2)_n$ geri dönüştürülebilir ve biyoyumlu bir polimerdir. Mısır, şeker pancarı ve patates nişastası gibi yenilenebilir kaynaklardan elde edilir. (29)

Ekonomik üretim yöntemleri ile 2010 yılında dünyada tüketim hacmi ile ikinci sırada olan yaygın bir polimerdir. (30) PLA molekülleri şekilsiz camsı polimerlerden yarı kristalli ve son derece kristalli polimerlere kadar değişir. Polimer yapının erime ve şekil alabilme sıcaklığı 130-180 ° C ve gerilme modülü 2.7-16 GPa'dır. (30)

PLA malzemesi zararsız laktik aside ayrıştığından dolayı yaygın olarak medikal alanda kullanılır. Özellikle medikal implantların vida, plaka, pimleri, çubukları ve ağları olarak tasarlanır ve vücudun içinde 6 ay ile 2 yıl arasında parçalanır. Bu kademeli bozulma destek yapıları için istenilen bir durumdur, yavaş yavaş fiziksel ve mekanik özellikleri iyileşen vücut yükü (örneğin kemiğe) aktarır. (31) PLA ayrıca dökme enjeksiyon yöntemi ile ambalaj malzemesi olarak da kullanılabilir. Bu malzemedен bardaklar ve torbalar yapılmıştır. Bir film şeklinde ısıtıldığında yumuşar ve şekil almaya elverişli hale gelir. Lifli yapısı itibari ile dokuma kumaş malzemesi olarak tek kullanımlık giysiler, tenteler, kadın hijyen ürünleri ve çocuk oyuncaklarında kullanılarak biyo-uyumlu ve biyo-bozunur çevre dostu ürünler üretilmektedir. (32) 3 boyutlu yazıcılarda filaman olarak kullanılması son derece kolaydır.



Resim 2.4. Robotel Türkiye Projesindeki katılımcının protez kolu. (35)

2.6.2. Akrilonitril bütadien stiren (ABS) filaman

Akrilonitril bütadien stiren veya kısaltılmış ismi ile ABS, (*kimyasal formülü* $(C_8H_8 \cdot C_4H_6 \cdot C_3H_3N)_x$) kalıp yolu ile üretilen ürünlerde çok yaygın olarak kullanılan hafif ve sert bir polimerdir öz kütlesi $1.04g/cm^3$, su oranı 0,2-0,4% dir.(33) Borular, otomotiv parçaları, koruyucu kasklar ve oyuncaklar (örneğin: Lego), tendon protezleri, emilemeyen sütürler, trakea tüpleri, mutfak aletleri, araba tamponları gibi kullanım alanlarından birkaçıdır. Avrupa plastik ticaret birliği olan Plastics Europe'a göre, Avrupa'da 1kg (2,2 lb) ABS reçinesinin endüstriyel üretimi ortalama 95,34 MJ (26,48 Kw.h) kullanıyor ve doğal gaz ve petrolden elde ediliyor. (34)

Malzeme polibütadien içinde stiren ve akrilonitrilin polimerizasyonu ile elde edilen bir kopolimerdir. Stiren plastiğe parlaklık ve pürüzsüz bir yüzey verir. Bütadien, kauçuk özelliklerini, düşük sıcaklıkta esnek olabilmeyi sağlar. ABS, amorf kristal yapıya sahiptir ve gerçek bir erime noktası yoktur. ABS ile çalışmalarımız sırasında eritici uç (nozzle) sıcaklığını 235 °C de ve tabla sıcaklığı 60 °C de kullanıldı. ABS dış ortam sıcaklığı -25 °C ve 60 °C arasında kullanılabilir.

3 boyutlu baskı işlemi için bir filaman olarak kullanıldığında prototiplerin üretimi için dayanımlı, ısı, nem, güneş ışığından nispeten az etkilenen ve baskı sonrası zımparalama, boyama, yapıştırma işlemleri için kullanılabilmesi favori filamentlerden biri olmasını sağlar. Üretim maliyeti, en düşük 3 boyutlu yazıcı filamanıdır, baskı için bazı şartları sağlayan 3 boyutlu yazıcılar gerekmektedir. Dış hava koşullarına dayanımının çok iyi olmaması, ısıtıldığında havaya zehirli gazlar salması bu filamanın en büyük eksilerindedir. (36)

2.6.3. Acrylonitrile styrene acrylate (ASA) filaman

Acrylonitril styrene acrylate (ASA), akrilonitril bütadien styrene (ABS) alternatif olarak geliştirilmiş amorf bir termoplastiktir. (36) 1960 yılında James A. Herbig ve Ival O. Salyer'ın çalışmaları ile başlayan, ABS termoplastiğinin dış hava koşullarına karşı iyileştirilmesi, 1970 yılında BASF şirketi çalışanları Hans-Werner Otto ve Hans Peter Siebel tarafından rafine edilmesi ile ortaya çıktı. (38) Akriyat moleküllerinin bağlanması malzemeye hava koşullarında direnç, ultraviyole radyasyon mukavemeti, ısı yalıtımı ve ABS'nin aksine alkollü temizlik malzemelerinde çözünmeye karşı bir formül geliştirmiştir.

Bu filamanın iyi mekanik özelliklerine karşın, eriyik halde bulunurken potansiyel sağlığa zararlı gazlar yayması iyi havalandırma koşulları gerekmektedir. Yüksek maliyetli bir hammadde olması, eritici uç sıcaklığının yüksek ısılara ulaştırılması (220-240 °C) gerekmektedir. Bu özellikler her 3 boyutlu yazıcıda sağlanamamaktadır. (38)

Kullanım alanlarında özellikle otomotiv endüstrisi, araba dış mekân, gövde bileşenleri, spor malzemeleri, dış tabelalar, elektrik elektronik ürünlerin dış kaplamaları gibi alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır. (38)

FDM tipi yazıcılarda modelleme ve 3 boyutlu baskı işlemlerinde ASA filaman belirli bir miktarda darbe enerjisini kırmadan emmesi gereken parçalar üretmek için kullanılır. Gümüşün oligodinamik etkisi ile antimikrobiyal hale getiren gümüş parçacıkları içeren ASA filaman 2008 yılında medikal uygulamalar için üretildi. (39)



Resim 2.5. ASA filamandan imal edilmiş bir örnek parça.

2.6.4. Glikol modifiyeli polietilen tereftalat (PETG) filaman

PETG, dünyada en yaygın kullanılan plastik olan Polietilen Tereftalat'ın (PET) polimerizasyon sırasında malzeme bileşimine glikol eklenmesiyle oluşur. PETG, temel PET formundan daha açık, daha az kırılğan ve kullanımı daha kolay olan bir yapı oluşturur. Moleküler yapısı düzensizdir ve amorf yapıdadır. 88 °C cam geçiş sıcaklığına sahiptir. (39)

3 boyutlu yazıcılarda kullanılmak üzere filaman ham madde haline getirilmiş PETG filaman, ABS filamanların işlevselliğini ve PLA'nın kolay işlenebilirlik, gıda güvenliği özelliklerini tek bir malzemede elde etmek amacıyla piyasaya sunulmuştur. (40) 3 Boyutlu yazıcıda baskı sırasında katmanların yapışmasında problem çıkarmayan, baskıların bükülme veya daralma potansiyelleri düşük ve atık malzemelerin geri dönüştürülebilmesi bu filaman çeşidini popüler ve kullanımı kolay hala getirmektedir.

PETG filaman hemen hemen tüm ülkelerde gıda güvenli bir malzeme olarak kabul edilir. Üretim şekil ve maliyetleri farklılık göstermemekle birlikte genellikle 25 dolar/kg satışa sunulur. (40) Medikal alanda kullanılması için gerekli sterilizasyon ve dezenfeksiyon işlemlerine yatkın kimyasal direnci olan bu malzemeyi çalışmamızda eritici uç ısısı 230 °C ve ısıtıcı tabla ısısını 50 °C de çalıştırıldı.



Resim 2.6. PET-G filamandan imal edilmiş bir su şişesi.

2.6.5. STH filaman

STH filaman bitkisel tabanlı, endüstriyel amaçlarla üretilmiş bir biyopolimerdir. ABS'den daha yüksek darbe dayanımı ve PLA'nın neredeyse iki katı ısıl dayanım sunar. Yüzey kalitesi ve kolay baskı alınma özellikleri ile 3 boyutlu yazıcı hammaddeleri arasında öne çıkar.

2.6.6. Termoplastik poliüretan filaman

Termoplastik poliüretan (TPU), elastikiyet, şeffaflık ve yağ, gres ve aşınmaya karşı direnç dahil olmak üzere birçok özelliğe sahip bir poliüretan plastik sınıfından bir malzemedir. Teknik olarak, sert ve yumuşak segmentlerden oluşan doğrusal parçalı blok kopolimerlerden termoplastik elastomerdir. (40)

TPU, elektrikli el aletleri gösterge panelleri, ayakkabı tabanlıkları, klavye koruyucuları, diğer polimerlerin darbe değiştiricisi olarak tel ve kablo kılıflarında, hortum ve tüplerde sıklıkla kullanılır. (40) FDM tipi eriyik plastik yığıma ve SLS tipi toz lazerle birleştiren 3 boyutlu yazıcılarda sıklıkla kullanılır.

Esnek, yumuşak, yorulma direncinin yüksek olması, iyi elektriksel özellikleri, kimyasallara direnci olan TPU filaman her 3 boyutlu yazıcıda baskı almak mümkün değildir. Eritici uç 210 – 230 °C de, baskı tablasının 60 °C de kullanılması gerekirken, baskı hızı diğer filamanların ortalama üç de bir hızında (5-30 mm/s) yapılmak zorundadır. Uzun baskı süresi, yüksek maliyet, higroskopik olması dezavantajlarındandır.



Resim 2.7: TPU filamandan baskı alınmış bir obje.

2.7 Üretim Parametreleri

STL. uzantılı 3 boyutlu modelleme dosyası oluşturulduktan sonra dilimleyici (slicer) yazılımlarına aktarılmaktadır. Bu yazılımlarda 3 boyutlu yazıcının uzaysal koordinatlarında hareket yön ve motorların dönüş bilgisini içeren g. code uzantılı veriler elde edilmektedir. Tez çalışmamızda kullanılan açık kaynaklı Cura Ultimaker (41) programıdır (Şekil 2.9). Bu yazılımdaki değişkenler baskı kalitesini doğrudan etkilemektedir. Baskı kalitesini etkileyen en önemli etkenler şunlardır. Katman yüksekliği: Üretilmek istenilen katı nesnenin yüzey kalitesini belirleyen en önemli faktörlerdendir. Genel olarak 0.06 – 0.3 mm arasında tanımlanmaktadır. Katman kalınlığı küçüldükçe yüzey kalitesinin artması ile beraber ürünün imalat süresi de artacaktır. (Şekil 2.8. A)

- Kabuk kalınlığı: Üretilen nesnenin dış kısmının yatay yöndeki kalınlığıdır. Mukavemetini etkileyen en önemli parametredir. Daha kalın kabuk kalınlığına sahip

baskılar da üretim süresi, maliyet ve kullanılan hammadde miktarı artacaktır. (Şekil 2.8. B)

- Doldurma yoğunluğu: Bu parametre üretilecek olan ürünün iç kısmının yüzde olarak doluluk oranını belirlemektedir. Ürün mukavemetini en fazla etkileyen parametrelerden biridir. Yüzde arttıkça baskı süresi ve kullanılan hammadde doğrudan etkilenir. (Şekil 2.8. C)

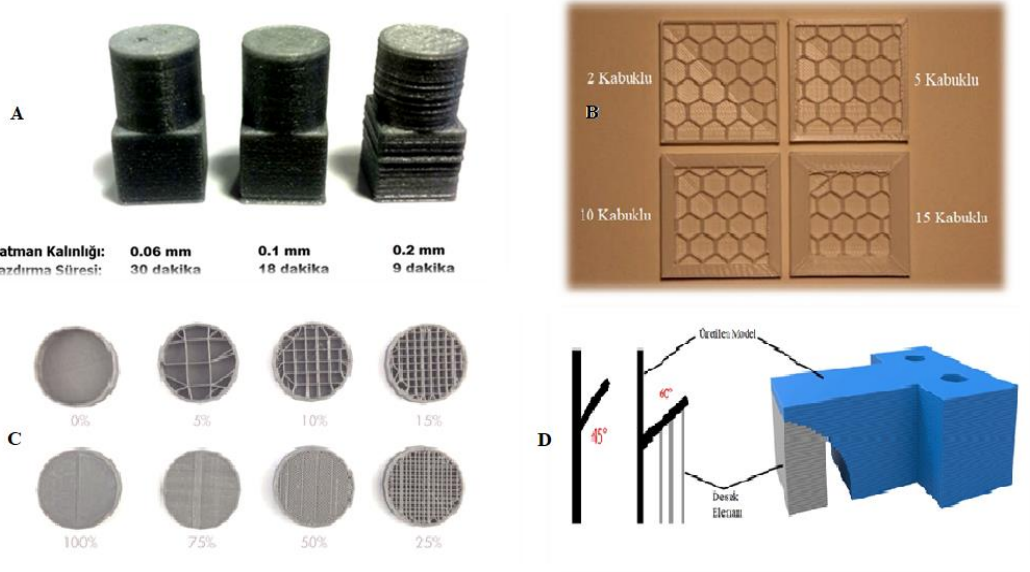
- Baskı hızı: Üretilen malzemenin üretim hızıdır. Standart değeri olmayıp, cihaza, yüzey geometrisine bağlıdır.

- Baskı sıcaklığı: Filamanların eriyik hale geçmesi için belirlenen değerdir. Her filamanın kendi moleküler yapısına özgü baskı sıcaklık değeri vardır.

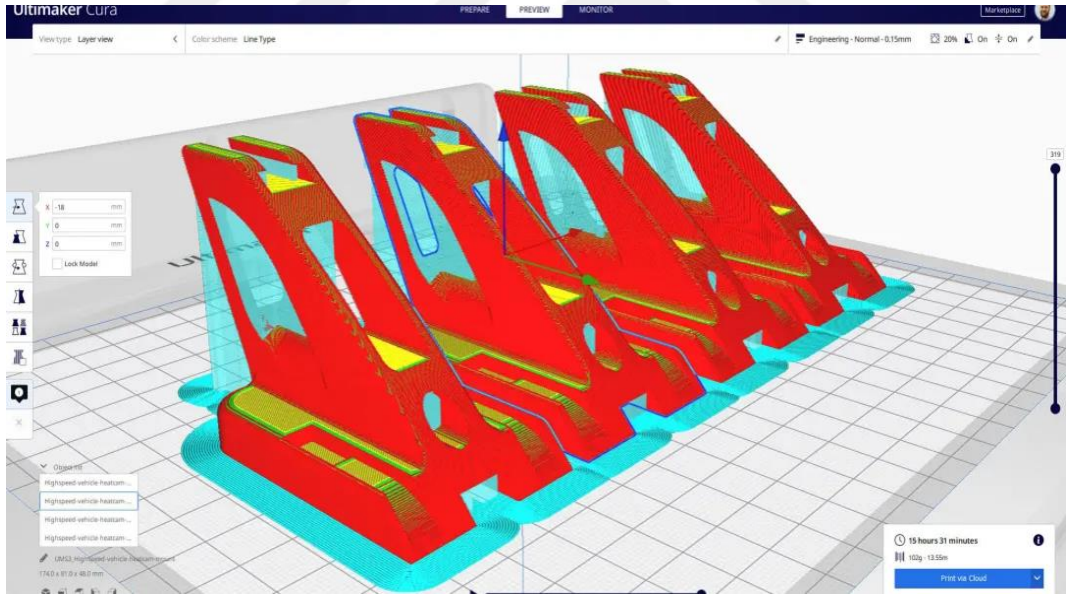
- Destek yapısı: Üretilen objenin geometrisine bağlı olarak bazı kısımlarda yerçekiminden dolayı sarkmalar meydana gelmektedir. Bu sarkmaları engellemek için oluşturulan destek yapı kullanılmaktadır. Üretim sonlandıktan sonra temizlenir. (42) (Şekil 2.8. D)

Tablo 2.1. Kullanılan filamentlerin karşılaştırılması

| FİLAMANLAR | BASKI KOLAYLIĞI | BİYO UYUMLULUK | GÖRSEL KALİTE | GERİ DÖNÜŞTÜRÜLEBİLME |
|--------------|-----------------|----------------|---------------|-----------------------|
| PLA | 90 | 100 | 80 | 100 |
| ABS | 35 | 20 | 85 | 100 |
| PET-G | 75 | 85 | 70 | 100 |
| ASA | 40 | 20 | 75 | 70 |
| STH | 85 | 90 | 80 | 80 |
| TPU | 40 | 50 | 80 | 50 |



Şekil 2.3. Baskı değişkenleri.



Şekil 2.4. Cura Ultimaker programı ara yüzü.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu çalışma Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi ABABPKO bilimsel proje destekleme fonu tarafından 202/01/02 nolu kararı ile desteklenmiştir.

Bu çalışma Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'nde bulunan aşağıdaki gereçler kullanılmıştır. Çalışmada iyonlaştırıcı tıbbi radyasyon dozları, bilgisayar ortamında hesaplandı ve dozlar deneysel olarak ölçüldü. Araştırma CIRS TORAKS fantomlar üzerinde yapıldı. Dozlar sanal ortamda hesaplanarak deneysel verilerle karşılaştırıldı.

3.1.1. Varian TrueBeamTM lineer hızlandırıcı cihazı (Linac)

Bu çalışmadaki ölçümler Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde kullanılan Varian TrueBeamTM Lineer Hızlandırıcı cihazında yapılmıştır.

Cihaz 6-10 MV, 6-10 MV FFF foton enerjilerine ve 6, 9, 12 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Doz hızı aralığı foton enerjilerinde, FF (Flattening Filter) 100-600 MU/dk. ve FFF (Flattening Filter Free) enerjilerinde doz hızı 1400-2400 MU/dk'dır. Cihazın kolimasyon sisteminin A ve B setlerinde 60'ar olacak şekilde 120 liften oluşan HD MLC (Multi Leaf Colimator) bulunmaktadır.

Cihaz üzerinden kV ve MV enerjilerinde görüntü alınabilmesini sağlayan On Board Imager (OBI) ve Portal Vision sistemi bulunmaktadır. İnsan anatomisi bölgesine göre gantry 360⁰ dönerek half-fan şeklinde 200⁰ dönerek full-fan şeklinde Cone Beam Computed Tomography (CBCT) görüntüsü de alınabilmektedir. (43,44)



Resim 3.1. Varian TrueBeamTM lineer hızlandırıcı cihazı.

3.1.2. Siemens somatom force bilgisayarlı tomografi cihazı

Bilgisayarlı tomografi görüntü verisi elde etme yöntemi temel olarak x-ışınları monokromatik demet halinde iken ve homojen bir ortamdaki geçerken, ortam etkileşimine bağlı olarak doku tarafından emilerek azalımı gösterir. Bu etkilenmeler Compton saçılması ve fotoelektrik olay sonucu ortaya çıkan birincil moleküler iyonizasyonlardır. (44)

Elde edilen görüntü bir gri-skala resmi olarak bilgisayar vasıtasıyla yeniden üretilir. Burada yüksek emilim değeri açık, düşük emilim değeri koyu olarak görülür. Havanın -1000, suyun 0, yoğun kemik dokunun +1000 değerleri ile ifade edilen görüntü Haunsfield Units (HU) olarak adlandırılır. (27) Çalışmamızın yapıldığı Acıbadem Maslak Hastanesi Radyoloji bölümü bünyesindeki Siemens Somatom Force bilgisayarlı tomografi cihazı şekilde görüldüğü gibidir. Çalışmada sıklıkla geçen bu değer referans malzemeler ile çalışmada üretilen malzemeler arasında etkin ve doğru bir karşılaştırma yapmak için kullanılmıştır.



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazı.

3.1.3. PTW Unidos webline elektrometre

PTW Unidos Webline yüksek hassasiyetli ikincil referans sınıfına ait bir elektrometre çeşididir. Elektrometre 5,8 kg ağırlığa sahiptir, yük olarak 2-9 pC ile akım ölçüm aralığı ise 200 fA ile 2,5 μ A'lık bir aralığa sahiptir. Çözünürlük yük olarak 10 fC, akım olarak ise 1 fA' dır. Cihazın voltaj aralığı +400V ile -400V arasındadır.

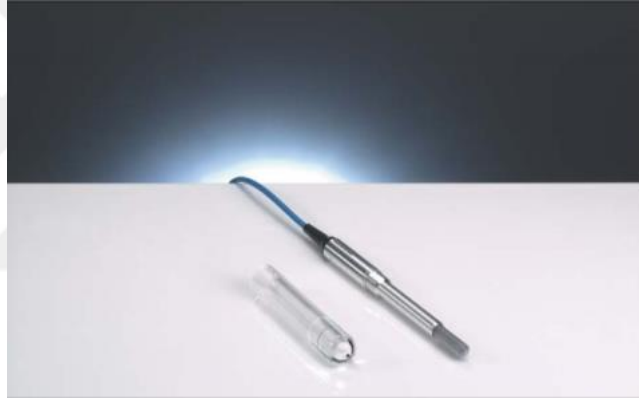
Aynı zamanda internete bağlanarak aynı ağ üzerindeki diğer bilgisayarlar tarafından kontrol edilebilir ve gerekli raporları e posta yoluyla bildirebilmektedir.
(45)



Resim 3.3. Çalışmada kullanılan PTW Unidos Webline Elektrometre.

3.1.4 PTW Farmer iyon odası

PTW firmasına ait Farmer tipi silindirik iyon odası, $0,6\text{cm}^3$ etkin ölçüm hacimine sahiptir. Foton ve elektron enerjilerinin ölçümü için dizayn edilmiştir. Foton enerjilerinde ölçüm aralığı 30 Kv – 50 MV aralığında tavsiye edilirken, elektron enerjilerinde 10 MeV ile 45 MeV aralığındaki enerjileri ölçmek için tavsiye edilmektedir. Katı fantom ölçümleri için ideal geometri ve klinik kullanım uygunluğuna sahiptir. (46)



Resim 3.4. Çalışmada kullanılan PTW Farmer iyon odası.

3.1.5 PTW marka RW3 katı su fantomu

Katı su fantomu; radyoloji, radyasyon güvenliği, nükleer tıp ve radyoterapi alanlarında foton ve elektron doz ölçümlerinde kullanılan su eşdeğeri dozimetrik bir ekipmandır. Bu malzemenin su eşdeğeri kabul edilmesi için öz kütlelerinin, elektron yoğunluğunun, efektif atom numarasının, radyasyon absorblama ve ışını saçma davranışının suya benzer olması yani doku eşdeğeri olması beklenir. (47,2) Bu tez

çalışmasında radyoterapi kalite kontrol ekipmanları dahilindeki PTW FREİBURG marka RW3 model katı su fantomları (fiziksel yoğunluğu:1.045 gr/cm^3) referans doku-su eşdeğeri olarak alınmıştır. Yapılan ölçümlerde referans değerleri belirtilmiştir.

3.1.6 CİVCO marka ticari bolus

Bu tez çalışmasında 20x20x1 cm, 10x10x1 cm, 30x30x1 cm boyutlarında Superflab (Radiation Products Design, Inc., Albertville, MN) bolus kullanılmıştır. (48)

3.1.7. Epson 12000xl film tarayıcı

Çalışmada dozimetrik ölçümlerde kullanılan Gafkromik filmlerin aldığı doz miktarını ölçmek için Epson marka Expression 12000XL model film tarayıcı kullanılmıştır. Optik tarayıcı 48 bit renkli optik yoğunlukta, 2400 x 4800dpi çözünürlükte tarama yapabilen, LED ışık kaynağı kullanan bir cihazdır. (49)

3.1.8 3 Boyutlu yazıcı

Araştırmada kullanılan materyalleri üretmek için kullandığımız 3 boyutlu yazıcı ev yapımı, açık kod kaynaklı bir yazıcıdır. Çalışmada açık kaynak kodlu yazılım ve

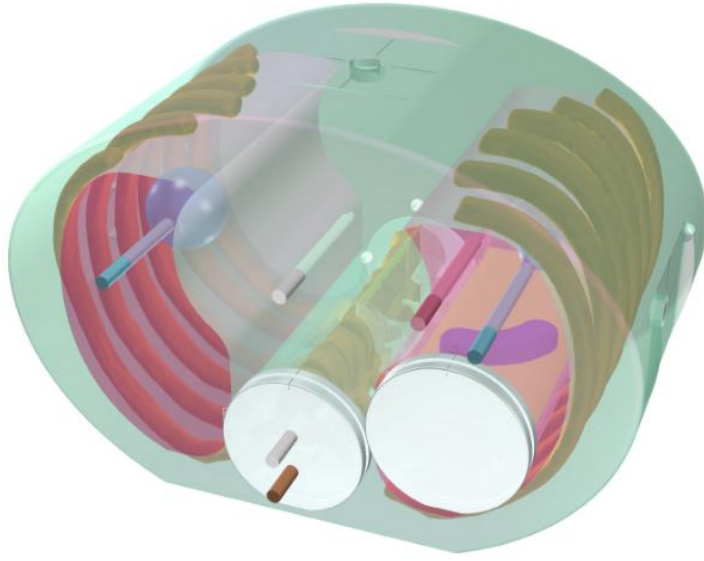
tasarıma sahip bir makine ile yapılması ulaşılabilir ve sürdürülebilir bir üretim modelini ortaya çıkarma amacı ile yapılmıştır.

Bu yazıcı FDM teknolojisini kullanan tek eritici uça (nozzle) sahiptir. Mekanik yapısının az esnemesi ve kullanılan bütün filamanlar tipleri için uygun olması ve baskı hızının ortalama kabul edilebilir hızlarda olması çalışma için önemli kabul şartlarını sağlamıştır. 3 boyutlu yazıcının baskı alanı 30x30x20 cm hacmindedir. Kullandığı işletim sistemi Marlin, motor sürücüler A4988 ve mikroişlemcisi Atmel 2560'dir.

3.1.9 CIRS marka E2E SBRT toraks fantom model 036S-CVXX

CIRS E2E SBRT Toraks Fantom basitleştirilmiş geometriler kullanarak hem boyut hem de yapı itibari ile ortalama insan toraksına benzer yapıda olan, doku eşdeğeri epoksi materyal kullanılarak yapılmış bir fantomdur. Simüle edilen doku ve organlarda lineer zayıflama katsayısı (Linear attenuation) su ve kemik için gerçek değerlerin %1'i, 50 keV'den 15 MeV'a kadar akciğer için %3 tür. (50)

Fantom iç yer işaretleri olan kortikal ve trabeküler kemiğe sahip bir üç boyutlu antropomorfik çıkarılabilir omurga içerir. Dış çapraz işaretleri, konumlandırma lazerleri ve fantom görüntüsünü doğrulamak amaçlı yerleştirilmiştir. Araştırmamızda üzerinde çalışılacak, mastektomi sonrası göğüs duvarı ışınlamalarını simüle edebilmek için uygun anatomik geometriye sahiptir. Radyokromik film kullanılarak kritik yapılara ve yüksek doz gradyan alanlarında doz ölçümleri sağladığından çalışmamız için uygun görülmüştür.



Şekil 3.1. CIRS E2E SBRT Toraks Fantom şeffaf görüntüsü.

3.1.10 Gafkromik EBT3 dozimetrik film

Film dozimetri için emilen iyonlaştırıcı radyasyon dozlarının ölçümü için tasarlanmıştır. Özellikle yüksek enerjili fotonlar için uygun olan Gafkromik EBT3 radyokromatik filmin dinamik aralığı 0.2 ile 10 Gy doz aralığında olması nedeni ile IMRT, VMAT, brakiterapi gibi uygulamalar için uygundur. (51) İstenilen şekillerde kesilebilmesi çeşitli fantom ve yüzeylerdeki ölçümü mümkün kılar. EBT3 filmin yapısı Şekil 3.1.7’de gösterilmiştir. Film iki 125µm mat polyester substrat arasına sıkıştırılmış, nominal olarak 28µm kalınlığındaki aktif bir tabakadan oluşur. Aktif tabaka, aktif bileşen, işaretleyici boya, stabilizatörler ve filme yakınlık enerjisine bağlı olan diğer bileşenleri içerir. (51,52)

EBT3 filmde bulunan sarı işaretleyici boya, işlemden sonra herhangi bir RGB (renkli) film tarayıcı ve film QA Pro yazılımı ile birlikte dozimetrik işlemin

değerlendirilmesi için yeterlidir. Bu üç renk kanalından yapılacak doz ölçüm sonuçları doz değeri tutarlılığı belirlemekte ve karşılaştırma olanağı sağlar. Renk kanalları arasında %2'den daha iyi doz tutarlılığı rutin olarak ulaşılabilir olmalı ve sonuçlar %1'den daha iyi olmalıdır.



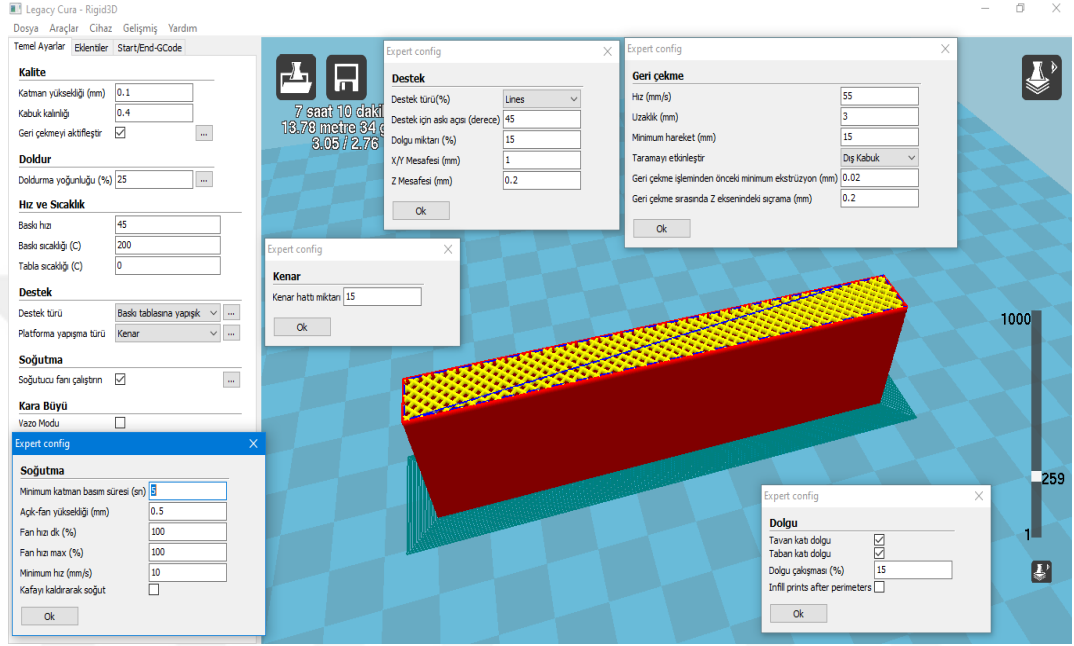
Şekil 3.2. Gafkromik EBT3 filmin istenilen şekillerde kesilmesi.

3.1.10. Ultimaker cura yazılımı

Cura açık kod kaynaklı olarak sunulan, 3 boyutlu yazıcılar için dilimleme uygulaması içeren bir programdır. David Braam tarafından Ultimaker firması bünyesinde üretilmiştir. Cura LGPLv3 (Lesser General Public Lisans) lisansına sahiptir. Ultimaker Cura dünyada bir milyondan fazla kullanıcı tarafından kullanılan ve dünyada en çok tercih edilen 3 boyutlu yazıcı dilimleme programıdır. (53)

Ultimaker Cura katı model dosyasını katmanlar haline getirerek, yazıcıya özgü g-kod oluşturarak çalışır. Oluşturulan g-kod 3 boyutlu yazıcının baskı alanına ait kartezyen koordinatları ve eritici uç, tabla sıcaklıklarını içeren bir veri içerir. Fiziksel

nesnenin üretimi için bu kod, usb port veya sd kart aracılığı ile 3 boyutlu yazıcıya aktarılır. Ultimaker Cura STL., OBJ., X3D., 3MF gibi en yaygın boyutlu model dosya uzantıları ile çalışabilir. (54)

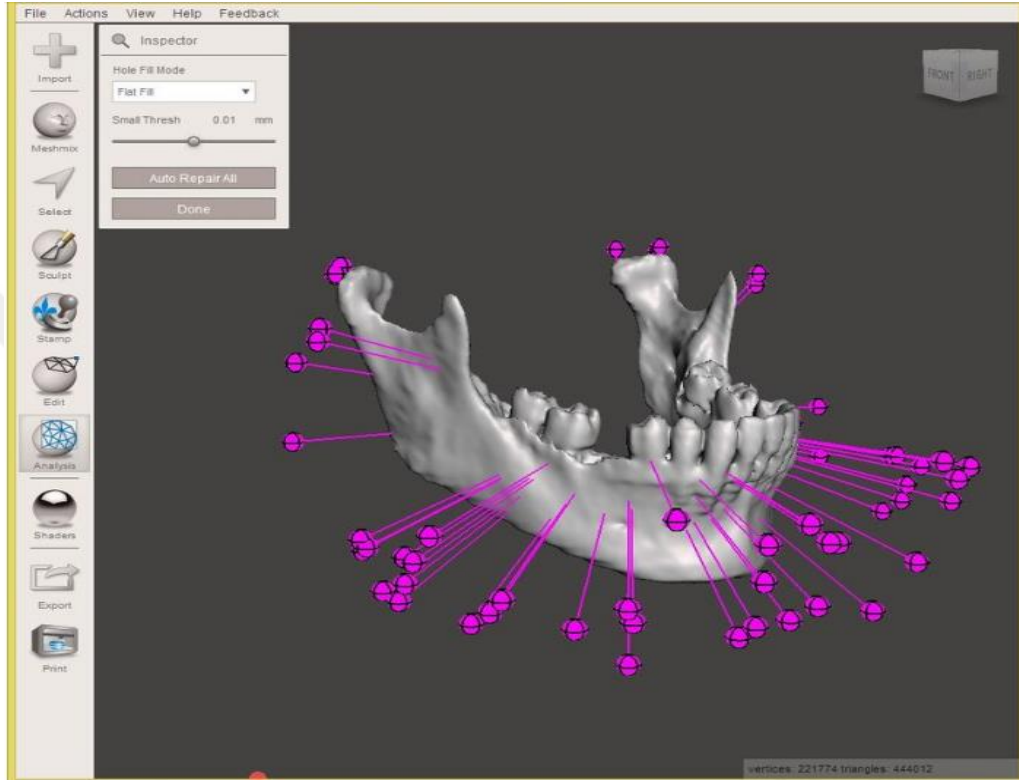


Şekil 3.3. Ultimaker Cura programı ara yüzü.

3.1.11 Autodesk meshmixer 3 boyutlu modelleme yazılımı

Meshmixer, Autodesk firmasına ait açık kaynaklı ve ücretsiz sunulan, 3 boyutlu modelleri oluşturmaya ve düzenlemeye olanak tanıyan bir yazılımdır. Kullanıcı katı model dosyasını (stl., obj, x3D,) programa aktararak, geometrik bozukluklarını görebilir, destek yapılarını oluşturup 3 boyutlu baskı sırasında karşılaşılan problemlerin önüne geçebilmektedir. Yüzey araçları modeli istenilen ayrıntıları kazandırmak için gerekli köprüleme, delik doldurma, otomatik yüzey onarımı, düzlem

kesimleri yapabilme, aynalama, ölçeklendirme, ekstürizyon, kanal açma işlemlerine sahiptir. (55)



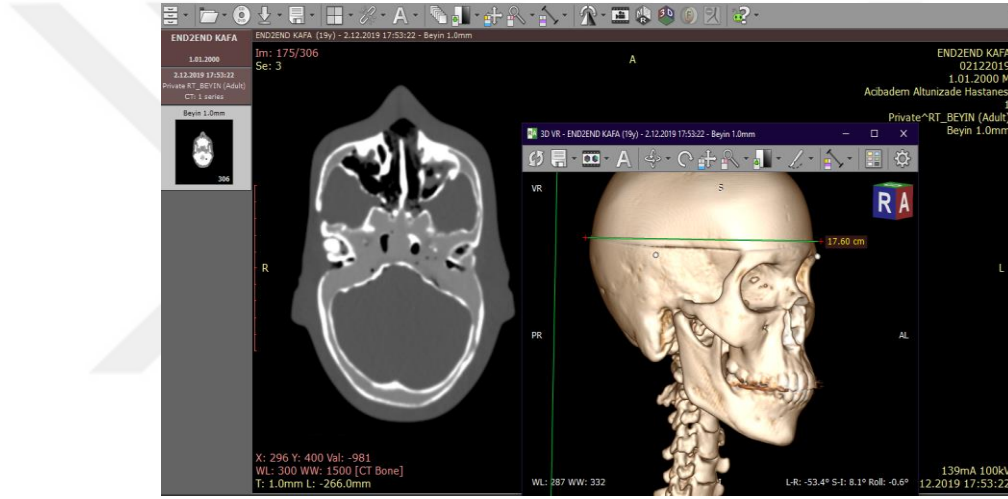
Şekil 3.4. Meshmixer programı ara yüzü.

3.1.12. RadiAnt medikal görüntüleme yazılımı

RadiAnt medikal görüntüleme yazılımı dıcom. formatı ile (Digital Imaging and Communications in Medicine) medikal görüntüleme cihazlarından alınan 2 ve 3 boyutlu bilimsel verilerin depolanması, görüntülenmesi, analizinde kullanılmak amacıyla geliştirilmiş olan bir yazılımdır. RadiAnt yazılımının desteklediği dıcom formatında olan dosya tipleri dijital radyografi (cr. dx.), mamografi (mg.), bilgisayarlı tomografi (ct.), manyetik rezonans görüntüleme (mr.), pozitron emisyon tomografisi

PET-CT (pt.), ultrasonografi (us.), dijital anjiyografi (xa.), gamma kamera, nükleer tıp (nm.) dır. (56)

Çalışmada kullanılan fantomların CT görüntüleri RadiAnt yazılımı tarafından üç boyutlu modelleri oluşturulmuş ve adı geçen diğer yazılımlar ile baskıya uygun hale getirilmiştir.

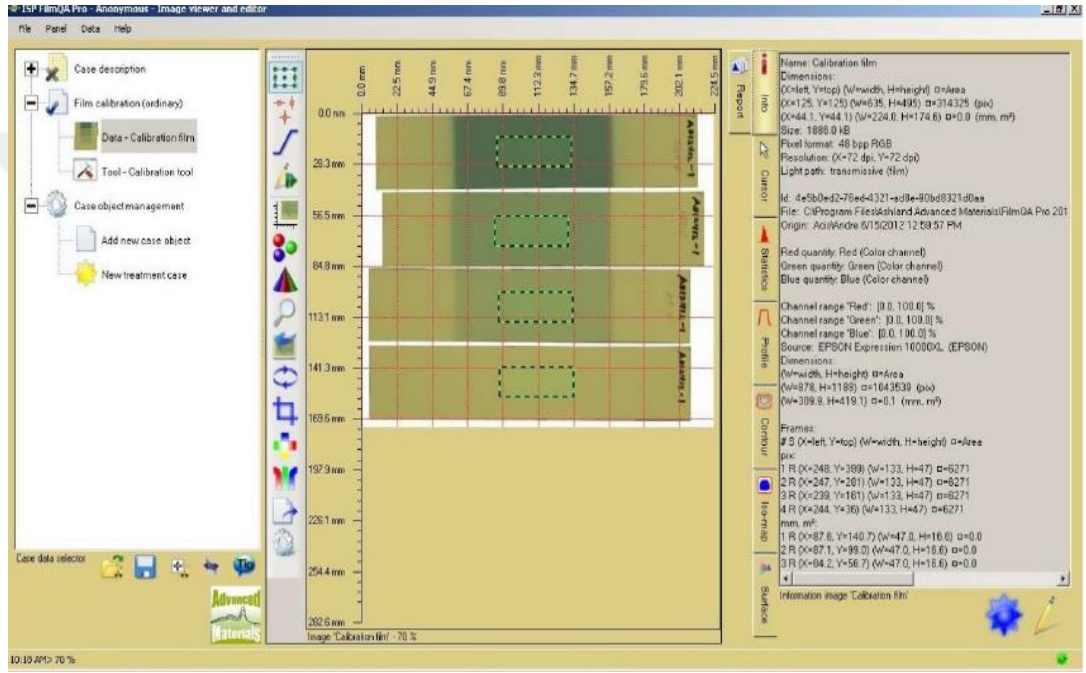


Şekil 3.5. RadiAnt yazılımının kullanım ara yüzü.

3.1.13 FilmQA Pro. versiyon 3.0 yazılımı

Film QA Pro yazılımı yoğunluk ayarlı radyoterapi kalite kontrol aşamalarını basitleştirip kolaylık sağlamak amacıyla tasarlanmış nicel bir film analiz programıdır. Hesaplama mavi, kırmızı, yeşil üç renk kanalından türetilen kalibrasyon verilerini optimize edilmiş doz haritasını değerlendirmesiyle yapılmaktadır. Gafkromik EBT2, EBT3 filmleri bu değerlendirme için uygundur (57).

Gafkromik filmler kullanıldığında FilmQA Pro yazılımı filmdeki kristallerin doz absorpsiyonu ile renk değişikliğinin ölçülmesi ile filmden hesaplanan doz haritası ile hastaya özel tedavi planının doz haritasının karşılaştırılması ve değerlendirilmesi gibi özelliklere sahiptir. (57,58)

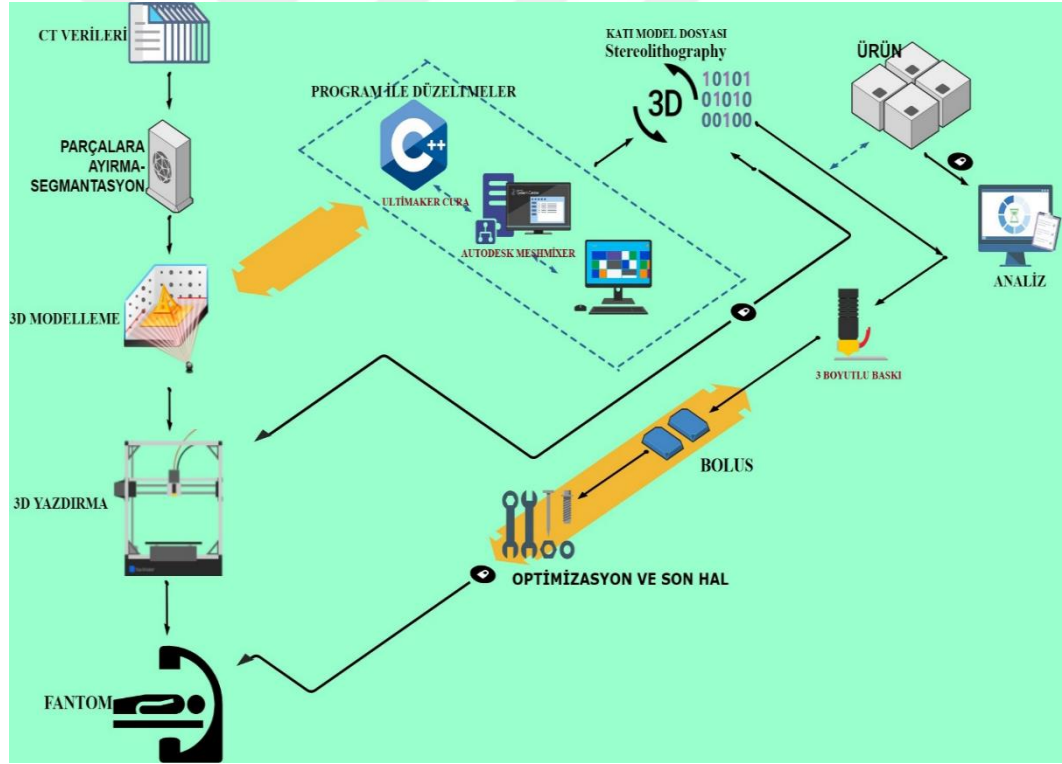


Şekil 3.6. FilmQA pro programının ara yüzü.

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Deneysel aşamalar ve kullanılan yöntemler

Çalışmanın amacı olan 3 boyutlu yazıcılar ile hasta anatomisine uygun bolus üretmek için uygulanan iş akışı ve yapılan çalışmanın deneysel kısmı Şekil 3.2.1 de gösterilen temel kısımlardan oluşmaktadır.



Şekil 3.7. Yapılan çalışmanın iş-akış diyagramı.

Çalışmanın farklı uygulamalarında dahi belirli ve ortak bir yöntem kullanılmıştır. Bu ve benzeri çalışmalarda kullanılan temel yöntem farklı uygulamalarda da aynı şekilde işlemektedir.

3 Boyutlu yazıcılar kullanılarak üretilen materyallerin, modellemesi için AutoCad gibi özel çizim yazılımları veya malzemenin tomografik görüntülemesi ile elde edilebilen dicom formatındaki veriler kullanılabilir. Çalışmada CT cihazından elde edilen görüntüler kullanılmıştır. Modelin detaylı bir şekilde oluşturulabilmesi için uygun tarama kalınlıkları 0,5mm, 1mm veya 2mm'dir. Alınan görüntüde bolus üretimi için gerekli bölge belirlendikten sonra ilgili kısımlar alınarak RadiAnt yazılımı ile 3 boyutlu modeli stl. formatında oluşturulur. (Şekil 3.2) Bu veriler genellikle yüksek miktarda veri içerdiğinden ve programlar arası veri transferini yavaşlattığı için Autodesk Meshmixer programı ile fazla kısımlar kesilebilir, yüzey optimizasyonu ile dosya boyutu küçültülebilir.

Model istenilen değerlere ve geometriye ulaştığında 3 boyutlu yazıcılar için kullanılan dilimleme yazılımı Ultimaker Cura ile gerekli olan doluluk, baskı hızı, baskı sıcaklığı gibi değişkenler belirtildikten sonra g. code uzantılı çıktısı 3 boyutlu yazıcıya aktarılır.

Katı model istenilen geometri ve parametreleri sağlamadığı takdirde tekrar optimizasyon yapılarak istenilen ürün elde edilmeye çalışılır. Parametre ve geometrinin sağlandığında ürün dozimetrik değerlendirmeye geçilir.

3.2.2 3 Boyutlu baskıların HU değerlerinin belirlenmesi

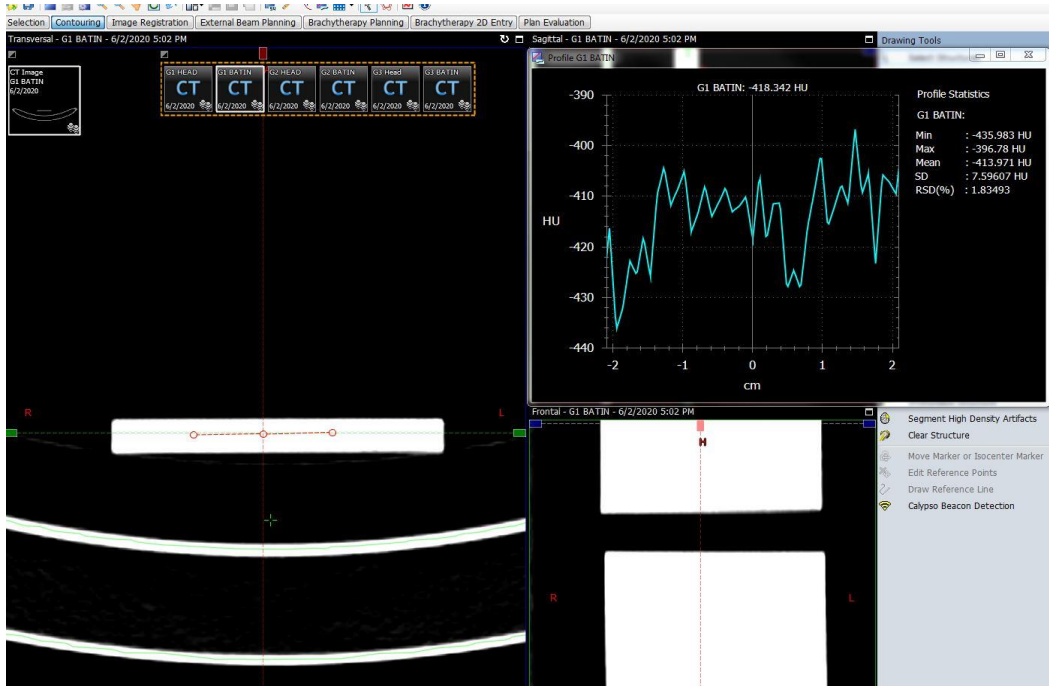
3 Boyutlu yazıcıda üretilen bir malzemenin doku eşdeğeri olması için iç doluluk oranını değiştirmek kritik öneme sahiptir. Bu kısımda açıklanan basamaklar gerçekleştirilmiştir.

Çeşitli parametreler sonucunda karar verilen hammaddelerden yapılan modellerin iç doluluk oranları ile dozimetrik olarak doku benzerliği arasındaki lineer ilişkiyi belirlemek için 10x10x1 cm boyutlarındaki dikdörtgen prizma baskılar her malzeme için, %20, %50, %90 doluluklarında dikey şekilde baskıları alındı. (Şekil 3.2.2) Planlanan 6 farklı hammadde üretim süresi, baskı süresi ve kullanım-saklama kolaylığı gibi sebepler göz önünde bulundurulduktan sonra PLA, ABS, PET-G, ASA, TPU, STH hammaddelerinden TPU filaman araştırmadan çıkartıldı.

Elde edilen baskılar Siemens Somatom Force marka CT cihazında batın ve baş-boyun modunda ayrı ayrı görüntülendi. Varian Eclipse tedavi planlama programına aktarılan görüntülerden alınan minimum, maksimum ve ortalama HU değerleri tablo haline getirilerek değerlendirildi. (Şekil 3.2.3) Tablo 4.2 de görüldüğü gibi CT cihazının kV – mAs gibi çekim parametrelerine göre minimal farklılıklar olabilmektedir. Bu tablodan alınan değerler ile çalışmada daha sonra kullanılacak olan en uygun bolus modellerinin doluluklarının belirlenmesi amaçlanmıştır.

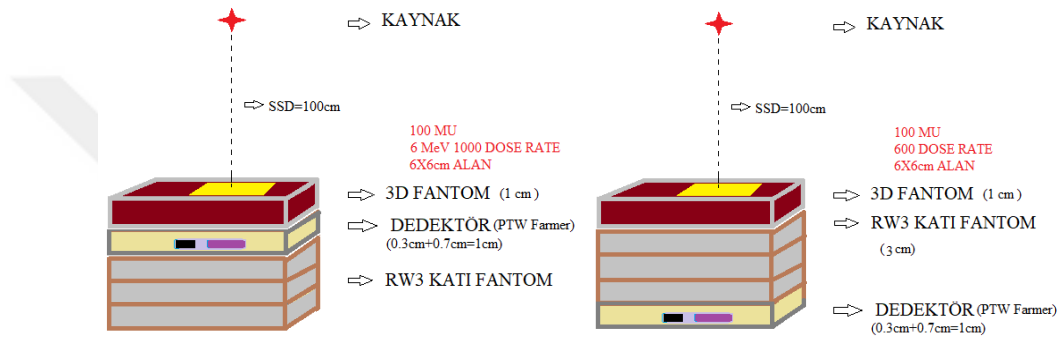


Resim 3.5. PLA, STH, ABS, PET-G, ASA, TPU referans plakalar.



Şekil 3.8. HU'ların TPS'te değerlendirilmesi.

Üretilen plakaların soğurulma değerlerini görmek amaçlı 6, 10 MV foton ve 6, 9, 12 MeV elektron enerjilerinde 100 cm SSD mesafesi ile Şekil 3.2.4’ de görülen deney düzeneklerinde nC cinsinden okumalar alınmıştır. (Şekil 3.2.4) Bu çalışmada değerlendirme kriterinde referans olarak RW3 katı su fantomlarının değerleri kullanılmıştır. Ticari olarak üretilen ve kliniklerde kullanılan bolus malzeme ve 3 boyutlu yazıcı ile üretilen plakalardan alınan okumalar Tablo 4.5’de görülmektedir.



Şekil 3.9. Elektron ve foton enerjilerinde plakalar ile kullanılan deney düzenekleri.

Çalışmada 6 MV ve 10 MV foton enerjilerinde alınan veriler 600 MU doz hızı ile 100 cm SSD mesafesinde 6x6 cm alan açıklığında ve PTW Farmer iyon odası kullanılarak doz okumaları gerçekleştirilmiştir. İyon odasının üzerinde referans RW3 katı su fantomları 3cm kalınlıkta konulmuş ve ışıklı alan içinde olacak şekilde 3D yazıcıdan basılmış 1cm kalınlığındaki dikdörtgen prizma fantomlar yerleştirilmiştir.

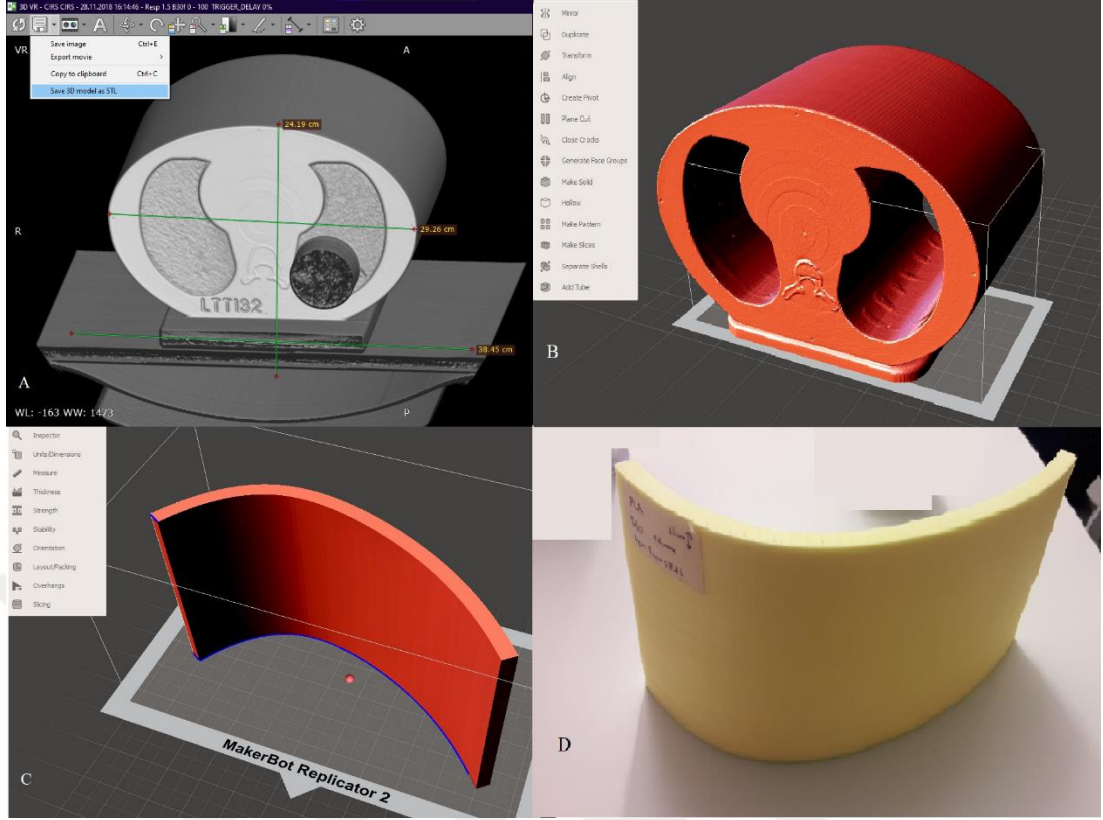
6, 9, 12 MeV elektron enerjilerinde alınan doz soğurulması verileri 1000 MU doz hızı ile 100 cm SSD mesafesinde 6x6 cm ışıklı alan boyutunda PTW Farmer iyon odası kullanılarak doz okumaları gerçekleştirilmiştir. Aynı iyon odası kullanılarak çalışmada hata parametrelerinin azaltılması sağlandı. Referans RW3 katı su fantomları iyon odası

üzerine 1 cm kalınlıkta yerleştirildi. Çalışmanın devamında elde edilen veriler ve çeşitli parametreler göz önünde bulundurularak PLA, STH ve PET-G filamanlar ile çalışmaya devam edilmesine karar verildi. Kullanılan enerjilerde ise 6, 10 MeV foton ve 6, 9 MeV elektron enerjileri kullanıldı.

3.2.4 CIRS E2E toraks fantomu üzerine yapılan 3 boyutlu baskıların değerlendirilmesi

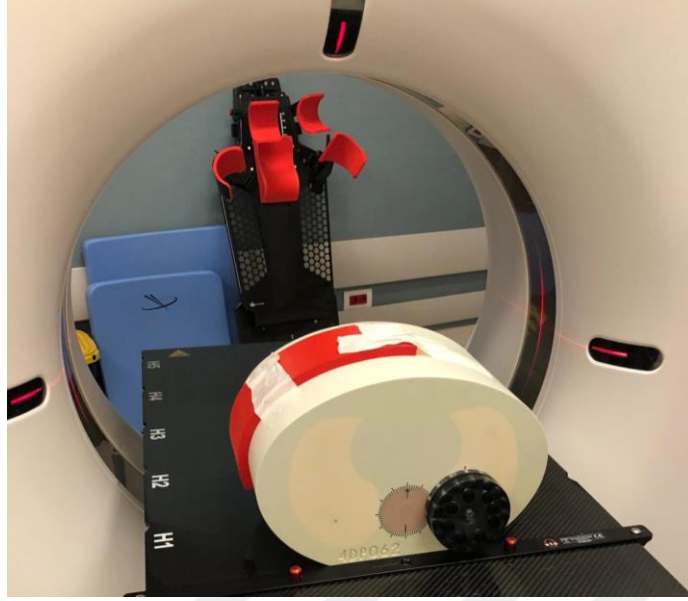
Foton ve elektron enerjilerinde soğrulan dozlar ölçüldükten sonra, mastektomi sonrası göğüs duvarı ışınlamalarını simüle etmek için ideal anatomik yüzey oluşturan CIRS E2E Toraks fantomu kullanılmıştır. Geniş alanlara uygulanan radyoterapi tedavilerinde bu çalışmanın klinik uygunluğu ve başarısı gözlemlenmiştir.

Toraks fantomun özel anatomik yapısını modellemek amacıyla 3 boyutlu yazıcıdan oluşturulacak bolus için fantomun CT görüntülerinden RadiAnt yazılımı ile katı model dosyası oluşturuldu. Autodesk Meshmixer programı ile katı modelin gerekli dış düzeyi elde edildi. Elde edilen modelin 1 cm kalınlığında üretilmesi planlandı. Toraks fantomun özel geometrisi klinik kullanımda mastektomi sonrası göğüs duvarı ışınlamalarında kullanılan bir bolus simülasyonu için gereken yüzeyi sağlamaktadır. Tasarlanan bolus 3 boyutlu yazıcıdan daha önce belirlenen hammaddelerden ve doluluk oranlarında üretildi. (şekil 3.2.5)



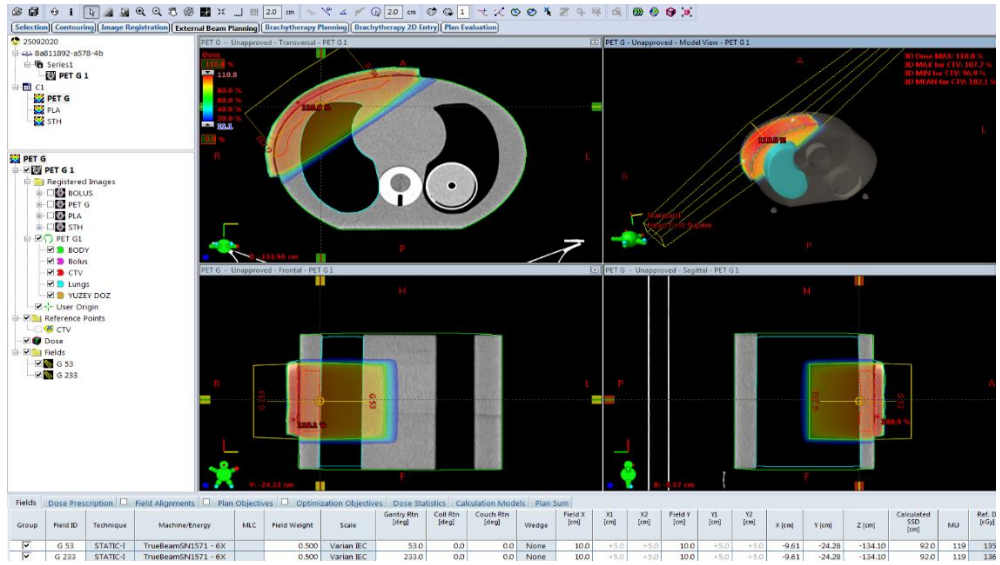
Şekil 3.10. CIRS E2E Toraks fantoma özel bolus üretim aşamaları.

3 boyutlu yazıcıdan baskısı alınan bolus modellerinde PLA, STH, PET-G materyalleri çalışmanın önceki adımında belirlenen HU tabloları ve soğrulma değerleri sonuçları ile kullanılmıştır. Üretilen ve klinikte kullanılan bolusların Haunsfield Unit (HU) değerleri Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Çalışmada CT taraması ile alınan gerçek veriler kullanıldığında fantomun anatomik yüzeyi ile üretilen malzemenin uyumu görülmüştür. Klinik tedavilerde kullanımda olan ticari bolustan özellikle baş-boyun bölgesindeki anatomik yüzeylerde önemli bir avantaj oluşturmaktadır.



Resim 3.6. 3D yazıcıdan üretilen bolusun CT çekimi yapılmakta.

Varian Eclipse tedavi planlama programında body, akciğer, ctv, bolus alanları ve gerekli dozimetrik bölgeler kontrol edilmiştir.



Resim 3.7. Varian Eclipse tedavi programında pet-g materyalinin doz dağılımı.

Tedavi planlama sisteminde her bolus malzeme için elektron ve foton enerjilerinde oluşturulan planlar kendi aralarında optimizasyondan gelen sonuçlarına göre değerlendirildi. Tablo 4.8-9-10-11’de gösterildiği gibi minimum, maksimum ve mean dozları her kritik organ ve hedef hacimde değerlendirilmiştir.

3.2.5 Üretilen bolusların gafkromik film ile toraks fantom üzerinde ışınlanarak sonuçların değerlendirilmesi

Çalışmanın üçüncü deneysel aşamasında üretilen toraks fantomu boluslarının ve ticari satışı yapılan bolusun dozimetrik olarak değerlendirilmesi amacı ile Gafkromik filmler kullanılmaya karar verildi. Çalışmanın hata payını azaltmak amaçlı belirtilen yöntem kullanılmış ve çalışma sürecinde değiştirilmemiştir. Lineer hızlandırıcı 100 MU doz ürettiğinde 100 cGy okuma alınacak şekilde kalibre edildi. Gafkromik filmler kesilirken her parça aynı yönde kesildi. Kalibrasyon ve ışınlanma sırasında yönlerine dikkat edilerek yerleştirildi. Kalibrasyon filmleri aynı gün ve aynı cihazda ışınlandı. Filmler ışınlandığından itibaren üzerinden en az 15 saat geçtikten sonra film tarayıcı ile okumaları yapıldı. Film tarayıcı ayarları 48 bit renk derinliğinde ve 72 dpi olarak TIFF. Formatında olacak şekilde bütün filmler aynı ayarlarda tarandı.

3D yazıcı ile üretilen boluslar ile ticari bolus TPS planında kullanılmak üzere ayrı ayrı toraks fantoma yerleştirilerek CB-CT’si çekildi. TPS’e aktarılan görüntüler ile Eclipse programı üzerinden doz planlaması yapıldı. Foton enerjilerinde yapılan çalışmanın plan detayları şu şekildedir. Foton enerjilerinde karşılıklı alanlar kullanılarak tanjansiyel iki alanda gantry 53⁰ ve 233⁰ derecelerde 6 MV ve 10 MV foton enerjilerinde, TPS’de planlanan şekilde ışınlamaları yapılmıştır. Foton enerjilerinde alınan veriler Tablo 4.14, 4.15’de verilmiştir. (Şekil 3.2.5)



Resim 3.7. Foton ve elektron enerjilerinde gafkromik filmlerin ışınlanması.

Elektron enerjilerinde yapılan deneyde tek alanda gantry derecede 6 MeV ve 9 MeV elektron enerjilerinde, tek paralel alan kullanılarak gantry 53⁰ derece TPS’de planlandığı şekilde ışınlamaları yapılmış ve veriler Tablo 4.16, 4.17’de verilmiştir.

Filmlerin yerleştirileceği yer için TPS’de doz dağılımının homojen olduğu bölge seçilerek bolus-toraks fantom arasına yerleştirilmiştir. Bu yöntem ile nokta dozun ölçülmesi amaçlanmıştır.

Değerlendirme, ilgili bölümde TPS planında hesaplanan doz ile taranılan filmlerin kırmızı, yeşil, mavi renk değerlerinde okunan değerler üzerinden yapıldı. Üç renk skalasında alınan değerlerin ortalaması ile TPS planında hesaplanan sonucun yüzde farkı hesaplanarak “% fark” adında tablolara eklendi. (Tablo 4.14-17)

4 BULGULAR

4.1. Dozimetrik Olarak Uygun 3D Yazıcı Hammaddelerinin Belirlenmesi

Çalışmada kullanılması planlanan hammaddeler daha önce benzer deneysel yöntemler ve araştırmalarda ortak kullanılmış piyasada kolay bulunabilen, ucuz üretim maliyetlerine karşın kullanım kolaylığı ile öne çıkan 3 boyutlu yazıcı filaman malzemelerinden yapılmıştır. Bu malzemeler PLA, ABS, STH, PET-G, ASA, TPU filamanlardır.

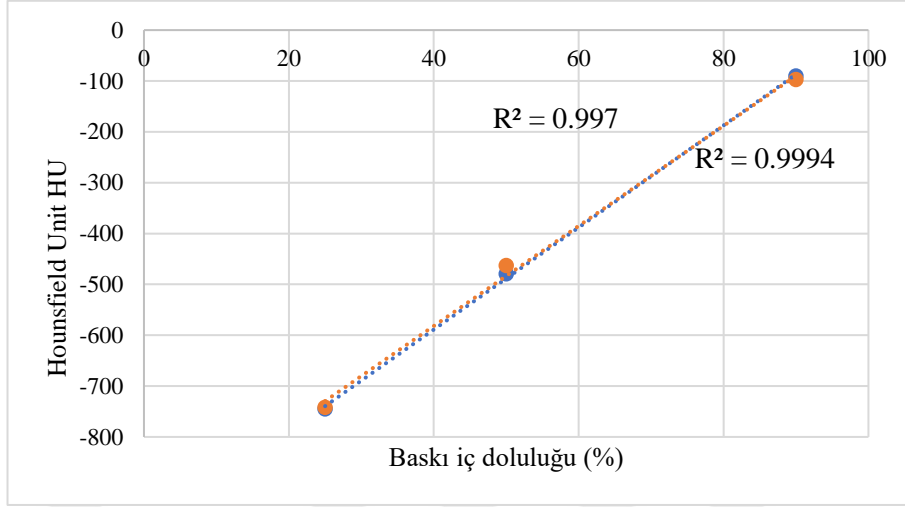
- 10x10x1cm ölçülerinde dikdörtgen plakalar %25- %50- %90 doluluklarda ve beş farklı hammadde ile 10x10x1 cm alanlarında bir plaka baskısı alınmıştır.
- Plakaların HU değerlerini öğrenebilmek amacı ile CT'leri çekilmiştir. CT'den alınan veriler batın ve head modunda karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma klinikte sık kullanılan modlar arasında dahi oluşan doz değişimini gözlemlememiz açısından yarar sağlamıştır.
- Plakalar ile referans RW3 katı fantom ve klinikte kullanılan bolus malzeme 100cm SSD, 100 MU 'da Şekil 3.2.5'de görülen setup kurulmuş alınan veriler karşılaştırılarak doğru Doluluk – HU değeri elde edilmiştir.
- İnsan dokusu ve su eşdeğeri olan 0 HU değerine en yakın oranlar sonraki çalışmalarda kullanılmıştır.

Dozimetrik doğruluk açısından CT çekimleri yapılan filaman malzemelerin minimum ve maksimum değerlerinden *mean* HU (ortalama) değerleri elde edilmiş ve Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

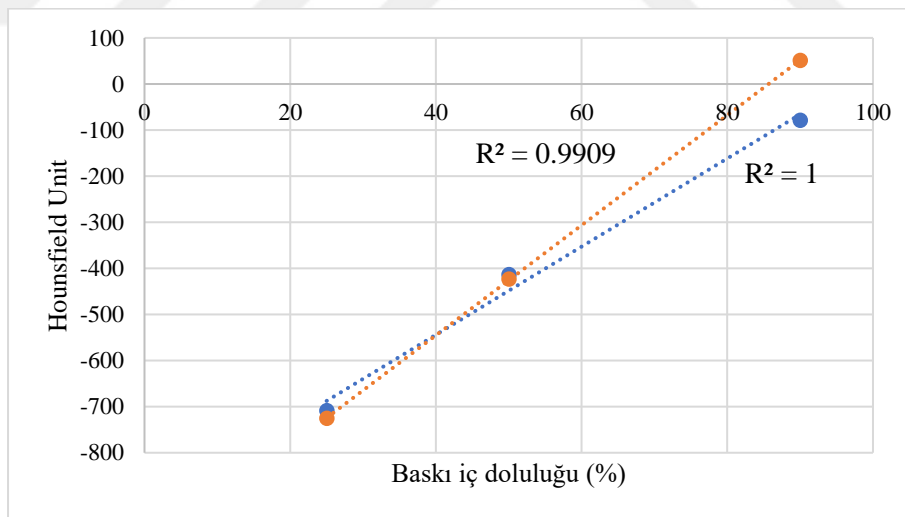
Bilgisayarlı tomografide iki farklı modda yapılmış olan çekimlerden alınan HU ortalama değerlerinden alınan veriler ile PLA, STH, PET-G, ASA, ABS ve ticari bolus malzemelerine ait head ve batın modu arasındaki belirsizliğin gözlemlenmesi amacı ile Şekil 4.1-2-3-4-5 grafikleri oluşturulmuştur ve determinasyon katsayısı (R^2) ye bakılmıştır. R^2 değerinin 1 olması eğrinin kusursuz bir doğrudaki olduğunu göstermektedir.

Tablo 4.1. İki modda *mean (ortalama)* HU değerleri.

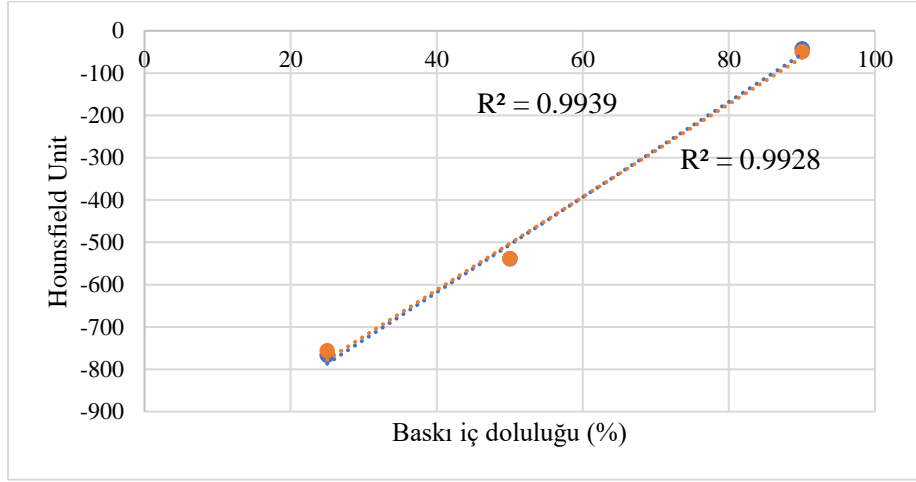
| MALZEME-DOLULUK | BATIN CT (MEAN HU) | HEAD CT (MEAN HU) |
|-----------------|--------------------|-------------------|
| PLA %25 | -745,04 | -742,04 |
| PLA %50 | -479,63 | -463,04 |
| PLA %90 | <u>-90,44</u> | <u>-97,70</u> |
| STH %25 | -708,72 | -725,75 |
| STH %50 | -413,97 | -423,70 |
| STH %90 | <u>-79,16</u> | <u>50,98</u> |
| ABS %25 | -766,50 | -755,90 |
| ABS %50 | -538,77 | -538,03 |
| ABS %90 | <u>-42,89</u> | <u>-49,74</u> |
| ASA %25 | -795 | -771,12 |
| ASA %50 | -496,50 | -557,58 |
| ASA %90 | -234,80 | -195,22 |
| PET-G %25 | -763,44 | -766,40 |
| PET-G %50 | -486,34 | -480,19 |
| PET-G %90 | <u>-65,78</u> | <u>-46,71</u> |
| TPU %25 | -769,02 | -752,62 |
| TİCARİ BOLUS | -66,06 | -50,73 |



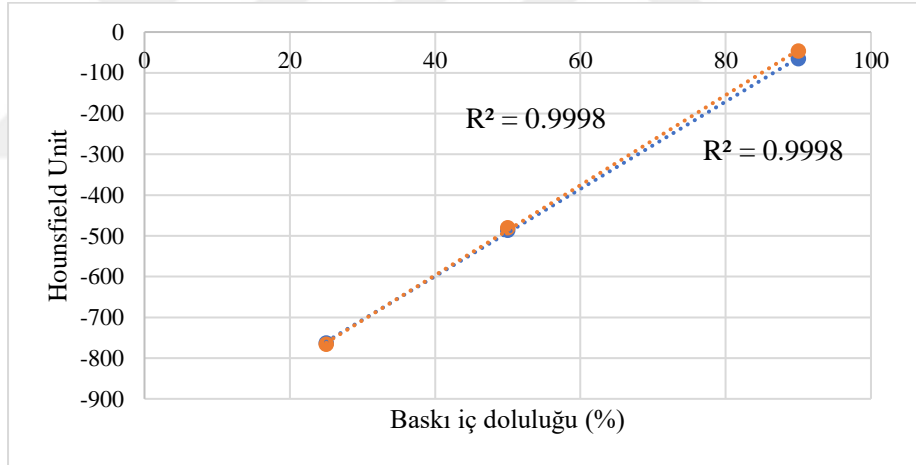
Şekil 4.1. PLA materyali için R Kare testi değerlendirilmesi.



Şekil 4.2. STH materyali için R Kare testi değerlendirilmesi.



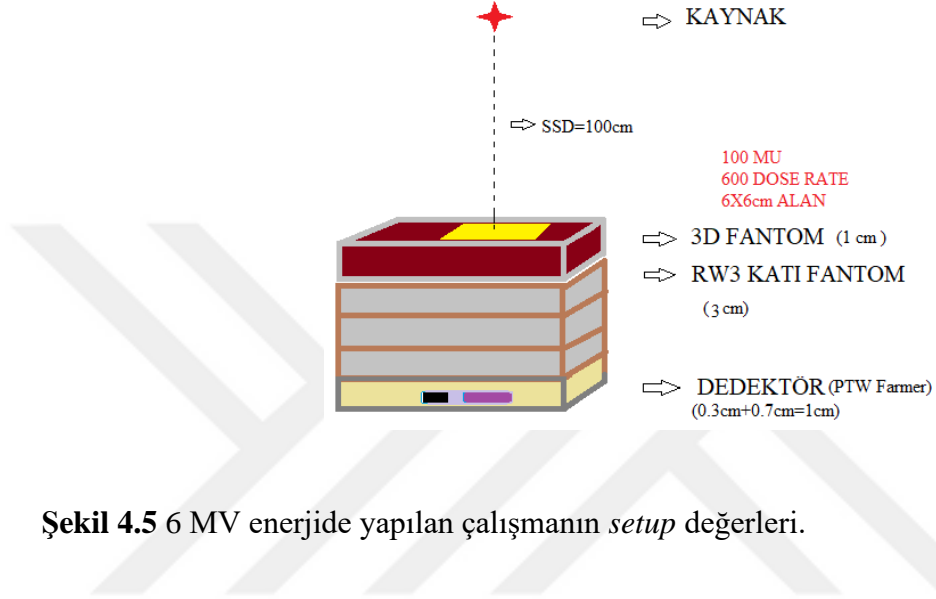
Şekil 4.3. ABS materyali için R Kare testi değerlendirilmesi.



Şekil 4.4. PET-G materyali için R Kare testi değerlendirilmesi.

0 HU'ya en yakın doluluk oranı olan plakalar belirlendikten sonra, dozimetrik değerleri bakımından 3D yazıcıda üretilen plakalar ile klinikte kullanılan bolusu karşılaştırmak amaçlı 6 MV, 10MV foton enerjilerinde, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV elektron enerjilerinde belirtilen SSD mesafesi, alan ve doz hızı (*dose rate*) değerlerinde ışınlanarak karşılaştırılmıştır. Deneyde RW3 katı fantom referans malzeme olarak

kullanılmıştır. Referans malzeme ile bolus, 3D yazıcıdan basılan plakaların doz okumaları Tablo 4.3 de 6 MV foton enerjisinde yapılan ölçümün sonuçları görülmektedir.

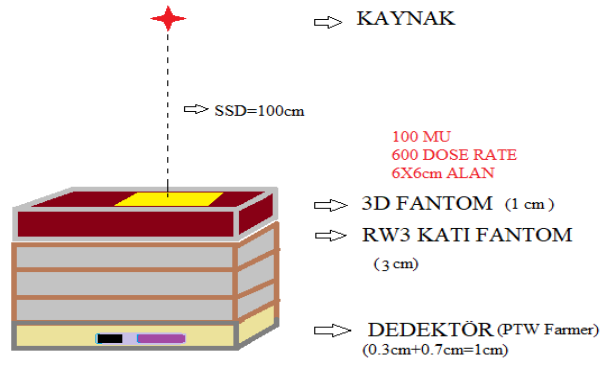


Şekil 4.5 6 MV enerjide yapılan çalışmanın *setup* değerleri.

Tablo 4.2. 6 MV foton enerjisindeki sonuçlar.

| Materyaller | PLAKA/REFERANS |
|--------------------------|-----------------------|
| RW3 KATI FANTOM | 1 |
| 1 CM TİCARİ BOLUS | <u>1,0006</u> |
| PLA %25 | 1,0210 |
| PLA %50 | 1,0120 |
| PLA %90 | <u>1,0006</u> |
| ABS %25 | 1,0200 |
| ABS %50 | 1,0110 |
| ABS %90 | <u>1</u> |
| ASA %25 | 1,0220 |
| ASA %50 | 1,0120 |
| ASA %90 | <u>1,0040</u> |
| PET-G %25 | 1,0230 |
| PET-G %50 | 1,0150 |
| PET-G %90 | <u>0,9990</u> |
| STH %25 | 1,0220 |
| STH %50 | 1,0160 |
| STH %90 | <u>0,9990</u> |

10 MV ile yapılan deneyde alınan sonuçlar Tablo 4.4’de deneyin *setup* verileri ise Şekil 4.6 da verilmiştir.



Şekil 4.6. 10MV enerjide yapılan çalışmanın setup değerleri.

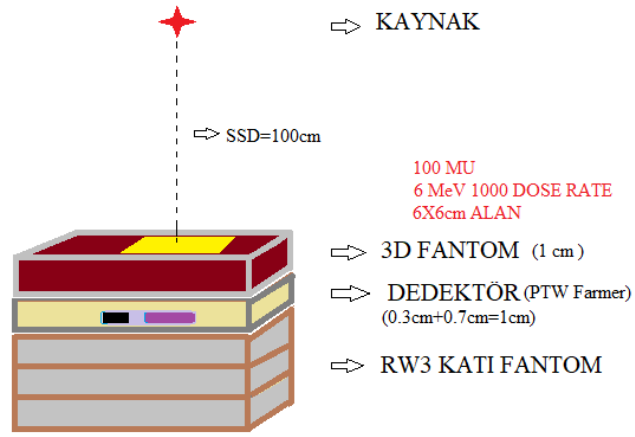
Tablo 4.3. 10 MV foton enerjisindeki sonuçlar.

| Materyaller | PLAKA/REFERANS |
|-------------------|----------------|
| RW3 KATI FANTOM | 1 |
| 1 CM TİCARİ BOLUS | 0,998 |
| PLA %25 | 1,016 |
| PLA %50 | 1,011 |
| PLA %90 | <u>1,000</u> |
| ABS %25 | 1,012 |
| ABS %50 | 1,009 |
| ABS %90 | <u>0,998</u> |
| ASA %25 | 1,014 |
| ASA %50 | 1,010 |
| ASA %90 | <u>1,002</u> |
| PET-G %25 | 1,017 |
| PET-G %50 | 1,009 |
| PET-G %90 | <u>1,000</u> |
| STH %25 | 1,017 |
| STH %50 | 1,010 |
| STH %90 | <u>1,000</u> |

6 MeV elektron enerjisi ile yapılan deneyde alınan sonuçlar Tablo 4.5 da deneyin setup verileri ise Görsel 4.4 de verilmiştir.

Tablo 4.4. 6 MeV elektron enerjisinden alınan sonuçlar.

| Materyaller | PLAKA/REFERANS |
|--------------------|-----------------------|
| RW3 KATI FANTOM | 1 |
| 1 CM TİCARİ BOLUS | 0,989 |
| PLA %25 | 0,980 |
| PLA %50 | 1,010 |
| PLA %90 | <u>0,997</u> |
| ABS %25 | 0,996 |
| ABS %50 | 1,014 |
| ABS %90 | 0,983 |
| ASA %25 | 0,981 |
| ASA %50 | <u>1,006</u> |
| ASA %90 | 1,010 |
| PET-G %25 | 0,970 |
| PET-G %50 | <u>0,999</u> |
| PET-G %90 | 0,992 |
| STH %25 | 0,972 |
| STH %50 | <u>1,010</u> |
| STH %90 | 0,989 |

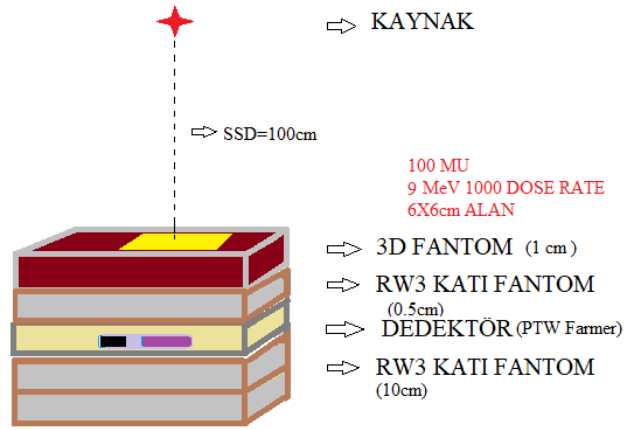


Şekil 4.7. 6 MeV enerjisinde alınan sonuçların *setup* değerleri.

9 MeV elektron enerjisi ile yapılan deneyde alınan sonuçlar Tablo 4.6 da deneyin *setup* verileri ise Görsel 4.5 de verilmiştir.

Tablo 4.5. 9 MeV elektron enerjisindeki sonuçlar.

| Materyaller | PLAKA/REFERANS |
|-------------------|----------------|
| RW3 KATI FANTOM | 1 |
| 1 CM TİCARİ BOLUS | 0,998 |
| PLA %90 | 0,988 |
| ABS %90 | <u>0,999</u> |
| ASA %90 | <u>0,997</u> |
| PET-G %50 | 0,970 |
| PET-G %90 | <u>0,996</u> |
| STH %50 | 0,979 |
| STH %90 | <u>1,000</u> |

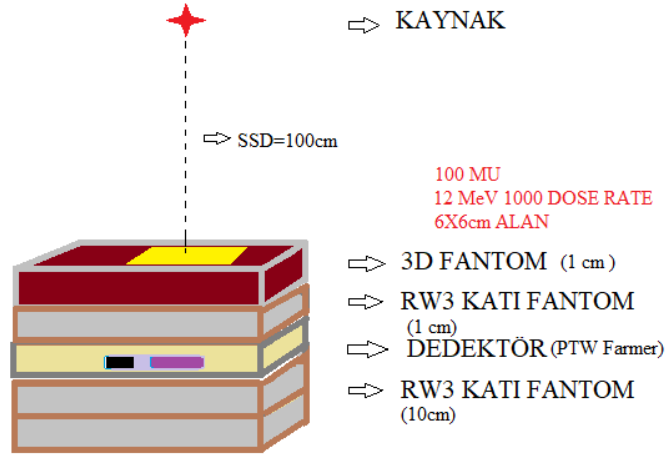


Şekil 4.8: 9 MeV enerjisinde alınan sonuçların setup değerleri.

12 MeV elektron enerjisi ile yapılan deneyde alınan sonuçlar Tablo 4.9 da deneyin setup verileri ise Görsel 4.6 de verilmiştir.

Tablo 4.6. 12 MeV elektron enerjisindeki sonuçlar.

| Materyaller | PLAKA/REFERANS |
|-------------------|----------------|
| RW3 KATI FANTOM | 1 |
| 1 CM TİCARİ BOLUS | 1,001 |
| PLA %50 | 0,987 |
| PLA %90 | 0,989 |
| ABS %50 | 0,991 |
| ABS %90 | <u>1,001</u> |
| ASA %50 | 0,986 |
| ASA %90 | <u>0,996</u> |
| PET-G %50 | 0,980 |
| PET-G %90 | <u>0,999</u> |
| STH %50 | 0,988 |
| STH %90 | <u>1,001</u> |



Şekil 4.9: 12 MeV enerjisinde alınan sonuçların setup değerleri.

Bulgular doğrultusunda hem HU değeri açısından hem de soğurulma olarak referans değerlere en yakın doluluk oranı %90 değerine karar verilmiştir.

4.2 Toraks Fantom İçin Üretilen Bolusların Ticari Bolus İle Karşılaştırılması

Çalışmada dozimetrik olarak en doğru doku eşdeğeri bolusu oluşturmak için öncesinde yapılan deneysel süreçte doğru hammadde ve baskının doluluk oranı belirlendi. CIRS marka E2E model SBRT toraks fantom mastektomi sonrası göğüs duvarı ışınlamalarını simüle etmek için uygun anatomik şekli sağladığından dolayı tercih edildi.

Üretilmesi planlanan bolus 3 farklı hammaddeden %90 doluluk oranında ayrı ayrı üretildi. PLA, STH, PET-G filamanlardan üretilen bolusların HU değerleri Tablo 4.9 da verilmiştir.

Tablo 4.7. Üretilen ve klinikte kullanılan bolusların HU tablosu.

| METARYAL | MİN. HU | MAX. HU | MEAN HU |
|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| Klinik Bolus | -4,31 | 15,01 | 7,82 |
| PLA | -81,58 | -54,77 | -66,52 |
| STH | 37,93 | 60,52 | 46,71 |
| PET-G | -23,62 | 22,25 | <u>-0,26</u> |

Üretilen akciğer fantomu boluslarının dozimetrik değerlendirilmesinde Gafkromik film kullanıldı. Varian Eclipse tedavi planlama programı ile oluşturulan plan dört malzeme için 6, 10 MV foton enerjisinde, 6, 9 MeV elektron enerjilerinde planlandı.

Bu enerjilerde yapılan planlarda konturlanan kritik organ ve dozimetrik bölgelerin aldığı radyasyon miktarı cGy cinsinden minimum doz, maksimum doz, mean (asıl) doz ve D95% tabloları oluşturulmuştur. 6 MV enerjisinde hesaplanan değerler Tablo 4.10 da verilmiştir.

Tablo 4.8. 6 MV foton enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar.

| STH | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 191,5 | 213,2 | 203,1 | 198,8 |
| BODY | 0 | 222,8 | 27,5 | |
| BOLUS | 9 | 220,2 | 176,9 | |
| LUNG | 1,1 | 212,4 | 44,1 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 219,1 | 204,7 | |
| FİLM ALANI | 210,5 | 218,9 | 213,9 | |
| PLA | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 194,6 | 217,3 | 205,1 | 200,46 |
| BODY | 0 | 223,3 | 28,5 | |
| BOLUS | 2,9 | 223,3 | 156,6 | |
| LUNG | 1,1 | 201,1 | 43,8 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 222,3 | 178,8 | |
| FİLM ALANI | 212,6 | 212,7 | 217,3 | |
| PET-G | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 193,8 | 215,3 | 204,1 | 199,5 |
| BODY | 0 | 221,5 | 28,3 | |
| BOLUS | 5,3 | 221,5 | 173,8 | |
| LUNG | 1,1 | 200 | 43,8 | |
| YUZEY DOZ | 69 | 220,6 | 208,3 | |
| FİLM ALANI | 211,6 | 220,4 | 215,9 | |
| TİCARİ BOLUS | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 194,6 | 215,9 | 204,3 | |
| BODY | 0 | 225,5 | 28,5 | |
| BOLUS | 0 | 225,5 | 122 | |
| LUNG | 1,1 | 199,8 | 43,9 | |
| YUZEY DOZ | 86 | 221,5 | 208,9 | |
| FİLM ALANI | 211,7 | 221 | 216,2 | |

Tablo 4.9. 10 MV foton enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar.

| STH | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 188,8 | 231,1 | 222,2 | 218 |
| BODY | 0 | 235,1 | 29,7 | |
| BOLUS | 11,8 | 233,5 | 176,9 | |
| LUNG | 0,8 | 230,5 | 48,6 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 233,5 | 218 | |
| FİLM ALANI | 14,7 | 232,6 | 229,5 | |

| PET-G | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 207,4 | 232,6 | 223,1 | 218,3 |
| BODY | 0 | 234 | 30,6 | |
| BOLUS | 7,6 | 234 | 173,3 | |
| LUNG | 0,8 | 221,5 | 48,4 | |
| YUZEY DOZ | 68,3 | 234,0 | 222 | |
| FİLM ALANI | 223,4 | 233,7 | 231,3 | |

| PLA | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 207,3 | 233,9 | 223,8 | 219,06 |
| BODY | 0 | 235,1 | 30,8 | |
| BOLUS | 3,9 | 235,1 | 156,6 | |
| LUNG | 0,8 | 222,2 | 48,4 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 235,1 | 189,8 | |
| FİLM ALANI | 223,3 | 234,6 | 232 | |

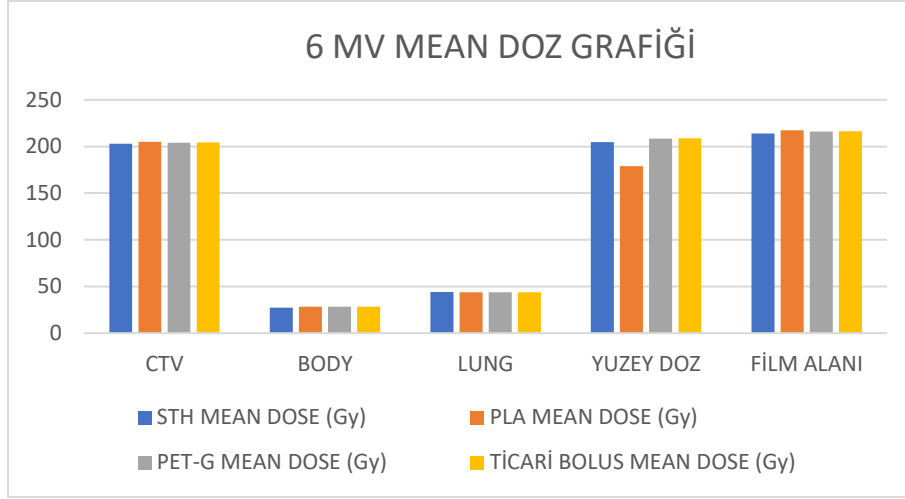
| TİCARİ BOLUS | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 204,4 | 233,2 | 223,3 | 12,46 |
| BODY | 0 | 234,8 | 30,6 | |
| BOLUS | 0 | 234,8 | 122,5 | |
| LUNG | 0,8 | 221,2 | 48,4 | |
| YUZEY DOZ | 103,1 | 234,8 | 222,4 | |
| FİLM ALANI | 224,5 | 234,3 | 231,6 | |

Tablo 4.10. 6 MeV elektron enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar.

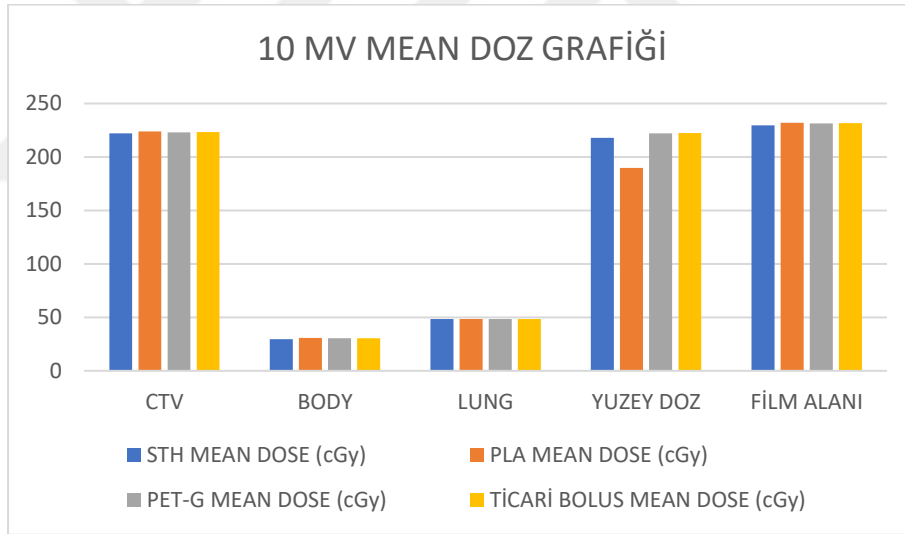
| STH | MIN DOSE (Gy) | MAX DOSE (Gy) | MEAN DOSE (Gy) | D95% |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 18,4 | 264,4 | 148,3 | 46,46 |
| BODY | 0 | 293,6 | 11 | |
| BOLUS | 0 | 272,4 | 177,6 | |
| LUNG | 0 | 167,8 | 2,6 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 285,3 | 223,2 | |
| FİLM ALANI | 202,7 | 272,4 | 247,4 | |
| PLA | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (Gy) | D95% |
| CTV | 22,2 | 264,5 | 160 | 53,5 |
| BODY | 0 | 277,3 | 11,5 | |
| BOLUS | 0 | 273,3 | 160,5 | |
| LUNG | 0 | 98,5 | 1,5 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 277,3 | 199,8 | |
| FİLM ALANI | 231,4 | 270 | 250,1 | |
| PET-G | MIN DOSE (Gy) | MAX DOSE (Gy) | MEAN DOSE (Gy) | D95% |
| CTV | 25,1 | 265,1 | 156,5 | |
| BODY | 0 | 275,5 | 11,4 | |
| BOLUS | 0 | 275 | 176,7 | |
| LUNG | 0 | 105,5 | 1,7 | |
| YUZEY DOZ | 69,9 | 275,5 | 237,5 | |
| FİLM ALANI | 234,7 | 272,4 | 251,7 | |
| TİCARİ BOLUS | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 23 | 257,2 | 151,4 | 2,94 |
| BODY | 0 | 269,6 | 11,1 | |
| BOLUS | 0 | 269,6 | 123,8 | |
| LUNG | 0 | 100,1 | 1,6 | |
| YUZEY DOZ | 89,3 | 269,6 | 230 | |
| FİLM ALANI | 225,4 | 263,9 | 245,2 | |

Tablo 4.11. 9 MeV elektron enerjisinde bölgelerin aldığı dozlar.

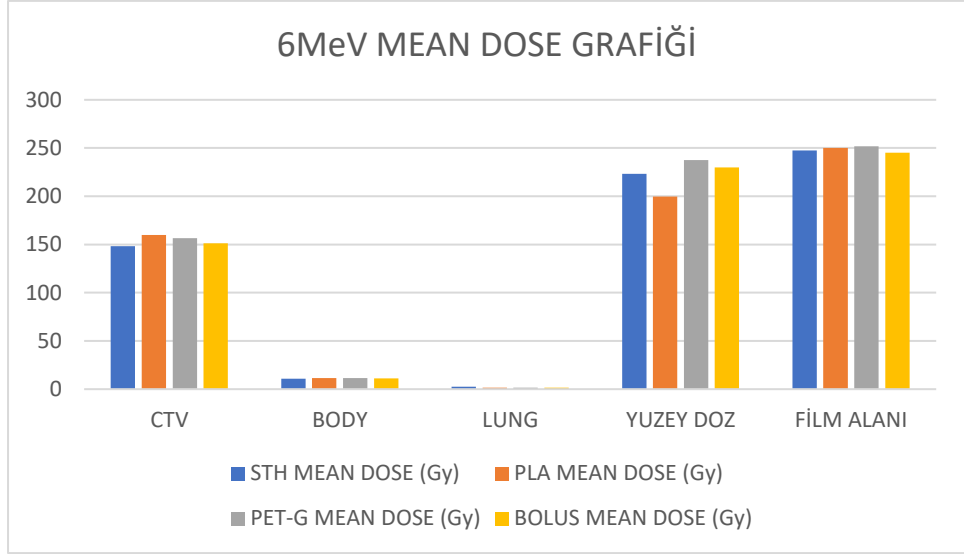
| STH | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
|---------------------|-----------------------|-----------------------|------------------------|-------------|
| CTV | 92,5 | 249,8 | 211 | 69,32 |
| BODY | 0 | 281,3 | 16,2 | |
| BOLUS | 0 | 249 | 164,2 | |
| LUNG | 0 | 249,4 | 13,2 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 272,1 | 215,3 | |
| FİLM ALANI | 192,1 | 238,9 | 217,7 | |
| PLA | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 128,4 | 249,3 | 217,3 | 76,36 |
| BODY | 0 | 260,3 | 17 | |
| BOLUS | 0 | 260,3 | 151,2 | |
| LUNG | 0 | 235,6 | 11,2 | |
| YUZEY DOZ | 0 | 259,3 | 192,9 | |
| FİLM ALANI | 201,9 | 235,8 | 219,6 | |
| PET-G | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 123 | 248,4 | 215,4 | 74,49 |
| BODY | 0 | 261,4 | 16,9 | |
| BOLUS | 0 | 259,5 | 166,7 | |
| LUNG | 0 | 235,8 | 11,6 | |
| YUZEY DOZ | 89,1 | 256,5 | 222,4 | |
| FİLM ALANI | 201,1 | 239,7 | 220,9 | |
| TİCARİ BOLUS | MIN DOSE (cGy) | MAX DOSE (cGy) | MEAN DOSE (cGy) | D95% |
| CTV | 121,6 | 249,7 | 214,4 | 65,20 |
| BODY | 0 | 256,6 | 16,7 | |
| BOLUS | 0 | 247,1 | 117,3 | |
| LUNG | 0 | 229,8 | 11,3 | |
| YUZEY DOZ | 93,1 | 247,1 | 220,6 | |
| FİLM ALANI | 203,9 | 238,6 | 219,5 | |



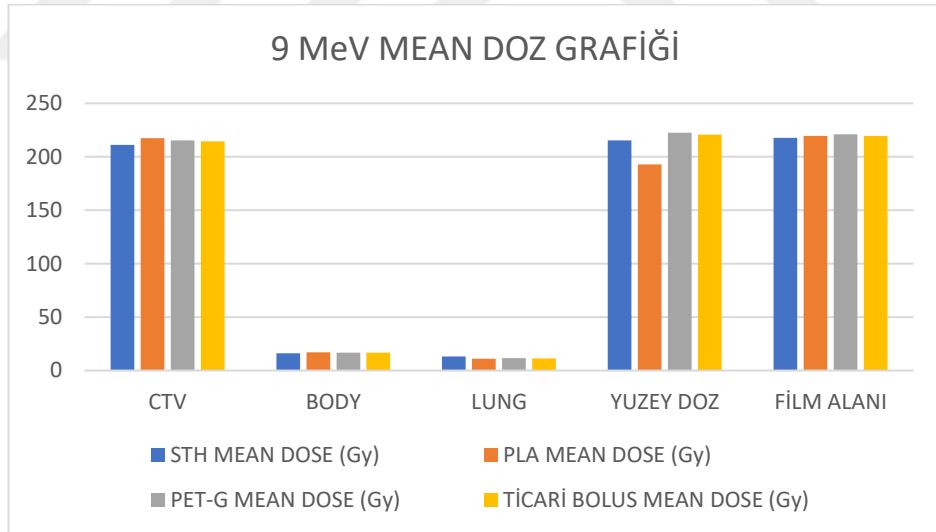
Şekil 4.10. 6 MV foton enerjisinde mean dozların karşılaştırılması.



Şekil 4.11. 10 MV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması.



Şekil 4.12. 6 MeV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması.



Şekil 4.13. 9 MeV enerjisinde mean dozların karşılaştırılması.

4.3 Toraks Fantom Üzerinde Işınlanan Gafkromik Film Sonuçları

6 MV, 10 MV foton enerjilerinde ve 6 MeV, 9 MeV elektron enerjilerinde ışınlanmak üzere toraks fantom üzerine yerleştirilen gafkromik filmler, yöntem kısmında belirtildiği şekilde ışınıldı. (Tablo 4.14, 4.15, 4.16, 4.17)

Tablo 4.12. 6 MV foton enerjisinde gafkromik film değerleri

| BOLUSLAR | KIRMIZI | YEŞİL | MAVI | TPS | % FARK |
|-----------------|---------|-------|-------|-----|--------|
| STH | 216,9 | 218,7 | 217,8 | 216 | 0,8 |
| PLA | 221,6 | 218,9 | 220,1 | 219 | 0,5 |
| PET-G | 222,4 | 219,7 | 220,9 | 219 | 0,9 |
| TİCARİ BOLUS | 216,3 | 217 | 216,7 | 219 | 1 |

Tablo 4.13. 10 MV foton enerjisinde gafkromik film değerleri.

| BOLUSLAR | KIRMIZI | YEŞİL | MAVI | TPS | % FARK |
|-----------------|---------|-------|-------|-----|--------|
| STH | 231 | 227,9 | 229,6 | 231 | 0,6 |
| PLA | 225 | 227,4 | 226,2 | 232 | 2,5 |
| PET-G | 229,3 | 228,1 | 228,6 | 232 | 1,4 |
| TİCARİ BOLUS | 236,7 | 231,3 | 233,6 | 232 | 0,8 |

Tablo 4.14. 6 MeV elektron enerjisinde gafkromik film değerleri.

| BOLUSLAR | KIRMIZI | YEŞİL | MAVI | TPS | % FARK |
|-----------------|----------------|--------------|-------------|------------|---------------|
| STH | 248,2 | 243,1 | 245,3 | 244 | 0,6 |
| PLA | 245,5 | 239 | 241,9 | 244 | 0,8 |
| PET-G | 237,2 | 232,9 | 234,8 | 243 | 3 |
| TİCARİ BOLUS | 234,5 | 229,2 | 231,6 | 237 | 2,2 |

Tablo 4.15. 9 MeV elektron enerjisinde gafkromik film değerleri.

| BOLUSLAR | KIRMIZI | YEŞİL | MAVI | TPS | % FARK |
|-----------------|----------------|--------------|-------------|------------|---------------|
| STH | 223,7 | 225,7 | 224,3 | 229 | 1,9 |
| PLA | 218,1 | 226 | 221,1 | 229 | 3,1 |
| PET-G | 227,2 | 228,9 | 227,2 | 229 | 0,5 |
| TİCARİ BOLUS | 227 | 225,8 | 226,1 | 229 | 1,1 |

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapide kullanılan bolus materyalinin 3D yazıcı kullanılarak hasta anatomisine göre üretilmesi ve dozimetrik olarak değerlendirilmesi amacı ile yapılan bu çalışmada 3D yazıcılar ile üretilen bir bolusun radyobiyojik olarak doku eşdeğeri olabileceği bulunmuştur. Çalışma kapsamında üretilen bolus materyalleri, klinikte kullanılmak üzere kalibrasyonu yapılmış çeşitli referans dozimetreler ile doz ölçümleri sonucunda çalışmada belirtilen parametreler kullanıldığında insan dokusu eşdeğeri oldukları görülmüştür. Radyoterapi kliniklerinde kullanılan ticari bolus ürünlerinden daha iyi doz absorpsiyonu olan tedaviye yardımcı malzemeler üretmek aynı zamanda katmanlı imalat teknolojinin sunduğu imkanlar neticesinde hasta anatomisine özel üretim, maliyeti düşük bir şekilde mümkün görünmektedir.

Radyoterapide temel doz dağılımı ölçümleri için genellikle su ya da suya eş değer ortam kullanılır. Bunun nedeni suyun soğrulma ve saçılma özelliklerinin yumuşak doku ve kas dokusuna yakın özellikte olmasıdır. Su ortamının kullanılmasının diğer nedeni tekrarlanabilir ölçüm özelliğine sahip olmasındandır. Dozimetrik malzemelerin tamamının suya dayanıklı olmaması su eşdeğeri malzemeler ile çalışılmasını gerektirmektedir. Çalışmada sunulan çözüm önerisi ile bu malzemelere erişim imkanını sürdürülebilir bir hale getirilmesi amaçlanmıştır. Yapılan dozimetrik ölçümler bu sonucu desteklemektedir.

Son yıllarda 3 boyutlu yazıcı teknolojisi radyoterapi alanında da kullanılan bir araç haline gelmiştir. Özel tasarlanmış nesnelere hızlı ve doğru bir şekilde üretme yeteneği nedeniyle hastaya özel cihazlar ve kişiye özel tedaviye yardımcı malzemeler üretme konusunda bu teknolojinin kullanılması büyük ilgi uyandırmıştır. Yapılan birkaç çalışmada 3 boyutlu yazıcı ile üretilen malzemelerin klinik uygulamaları

bildirilmiştir. Elektron tedavisinde baş boyun bölgesinde kullanılmak üzere bolus materyali, brakiterapi aplikatörleri, proton terapi kompensatörleri gibi. (10,11,12)

Özdemir E. Ş. nin yaptığı çalışmada bolus malzemenin anatomik bölgeye tamamen oturmasının büyük önem taşıdığı, bolus materyalinin esnekliğinin yetersizliğinden dolayı tedavi alanı ve bolus malzeme arasındaki belli bölgelerinde hava boşlukları oluşmakta olduğu gözlemlenmiştir. Bolus ile yapılan radyoterapi tedavilerinde cilt ve bolus arasında kalan hava boşluğu hedeflenen bölgede doz düşüşüne sebep olurken sağlıklı dokuların beklenenden fazla doz almasına ve tedavi kalitesinin düşmesine neden olduğunu göstermiştir. (6,7) Çalışmamızda kullanılan 3 boyutlu yazıcıya sağlanan veriler ile üretilen anatomik yüzeye entegre fantomlar üzerinde çalışılmıştır. Hastanın CT görüntülerinden elde edildiğinde hasta cilt yüzeyine uyumlu bolus materyaller üretmek ve tedaviler gerçekleştirmenin mümkün olduğu kanaatine varılmıştır.

3 Boyutlu yazıcıda üretilmek istenilen bolus için önemli bir parametrelerden biri olan iç doluluk oranı, baskı sırasında modelin içindeki katı malzeme miktarının ifade etmek için kullanılır. Bununla ilgili Uludağ F. ve Ricotti R. ve ark. yaptıkları çalışmalarda %100 dolulukta üretilen plaka ve boluslar kullanılmasına rağmen, farklı farklı moleküler yapıları nedeni ile her malzemenin kendine ait 0 HU' ya en yakın olduğu özel değerler mevcuttur. (1,2) Bu değerlendirme çalışmamızda dikkate alınarak 0 HU elde edebilmek için en yakın değerlerde her malzeme için farklı doluluk oranları kullanılmıştır.

Kullanım kolaylığı, erişilebilirlik ve radyobiyojik doku eşdeğeri olması gibi sebeplerden çalışmamızda kullanılan PLA, STH, PET-G, ASA, ABS, TPU filamentlerden yapılan benzer çalışmalarda da görülmüştür. (3,4,5)

Kalibrasyonu yapılmış iyon odaları ve elektrometreler ile kurulan SSD:100 cm derinlikte kurulan, farklı elektron ve foton enerjilerinde yapılan deneyde, referans RW3 katı fantomlar ile 3 boyutlu yazıcıdan üretilen plakaların doz okumaları karşılaştırıldı. Çalışmada elde edilen verilerde PLA %0,06, ABS %0, ASA %0,4, PET-G %0,01 ve STH %0,01 fark ile referans malzemeye yakın ürünler elde etmek mümkündür. Çalışmanın PLA, STH ve PET-G hammaddeler ile çalışılmasına karar verilmiştir. Joseph Madamesila ve ark. (58) yaptıkları çalışmada bu plakaların düşük bütçeli kliniklerde QA ölçümlerinde kullanılabilecek katı su eşdeğeri plakalar olarak kullanılması sorusuna cevap olmuştur. Çalışmada elde edilen sonuçlar uyumludur.

Çalışmamızda foton ve elektron tedavilerinde toraks fantom ile mastektomi sonrası göğüs duvarının ışınlamalarının simüle edildiği kısım, literatürden farklı olarak, toraks fantomun anatomik geometrisine özel olarak CT görüntüleri ile üretilen boluslar ve ticari bolusun karşılaştırması, gafkromik film ile yapılmıştır. Çalışmamızda anatomik olarak yüzeye tam oturan doku-su eşdeğeri bolus, CTV dozunu arttırmış ve kritik organ dozlarını azaltmıştır. Koya Fujimoto ve ark. (59) tarafından foton radyoterapisinde kullanılmak üzere 3D yazıcıdan hasta spesifik bolus üretimi yapılmıştır. 4 MV foton enerjisinde 0,5 cm kalınlığında bolus kullanılarak, 3D yazıcıdan üretilen ve ticari ürün karşılaştırılmıştır. TPS' den elde edilen PDD eğrisi ve film dozimetre ile elde edilen sonuçlarda homojenite endeksi 3D bolus ile 3.1, ticari bolus ile 6.5 olduğu görülmüştür. 1cm derinlikteki doz farkı 3D bolus ile %0,7 iken ticari bolus %0,9 olarak ölçülmüştür.

Çalışmamızda yüksek uzaysal çözünürlükleri olan EBT2 gafkromik film kullanılmıştır. 6 MV, 10 MV foton enerjisinde ve 6 MeV, 9 MeV elektron enerjisinde kırmızı yeşil mavi renkleri dalga boylarında okunan doz değerlerinin (cGy) ortalaması alınmış ve TPS de hesaplanan değerler ile kıyaslanmıştır. 6 MV foton enerjisinde %0,5 farkla PLA bolus, 10 MV foton enerjisinde %0,6 farkla STH bolus, 6 MeV elektron enerjisinde %0,6 farkla STH bolus ve 9 MeV elektron enerjisinde %0,5 farkla PET-G

bolus TPS dozuna yaklaşmıştır. Benzer materyaller ile çalışmış Shin-Wook Kim ve ark. 6 MV foton enerjisinde 10x10 alanda 200 MU ve 100cm SSD derinliğinde benzer sonuçları bulmuşlardır. (10) Ticari bolus ile D mean %86,4 iken 3D bolus D mean %95,5 hedef hacmi sarmaktadır.

Klinik uygulamalarda hastaya özel üretilen tedaviye yardımcı malzemeler hem tedavi kalitesini hem de hasta mobilizasyonunu olumlu etkilemektedir. Yapılan klinik çalışmalar bolus kullanılan radyoterapi tedavilerinde cilt-bolus arasında kalan hava boşluklarının TPS'de hesaplanan ile pratik ölçümlerde elde edilenden farklı olduğunu ve tedavi dozunun planlandığı gibi verilemediğini göstermektedir. Yapılan çalışmanın referans olması amacı ile geniş spektrumda değerlendirilen bu durum farklı enerjiler ve doz ölçüm yöntemleri ile desteklenmiştir. Elde edilen veriler ile klinik çalışmalara başlamak ve hasta tedavisinde kullanım amaçlı üretim modeli oluşturmak, klinik çalışanları arasında iş bölümü yapmak gerekmektedir. Pratik kullanımda iş yükünü arttırmadan sürdürülebilir bir model oluşturmak mümkün görülmektedir.

6. KAYNAKLAR

1. Fischbach M, Halg R. A, Hartmann M. Measurement of skin and target dose in post-mastectomy radiotherapy using 4 and 6 MV photon beams. *Radiation Oncology* 8:270, 2013.
2. Kahn Y, Barajas J. E. V, Udowicz M, Sinha R. Clinical and dosimetric implications of air gaps between bolus and skin surface during radiation therapy. *Journal of Cancer Therapy* 4,1251-1255, 2013.
3. Çetingöz R, Bilge H, Gökçe Ş. Ç, Özyiğit G, Yıldız O. G. Temel ve Klinik Radyoterapi. *Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği*, 2013.
4. Özdemir Ş. E. Radyoterapide Kullanılan Bolus ile Hasta Cildi Arasında Kalan Hava Boşluklarının Doz Dağılımına Etkisinin Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi, D. E. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İzmir, 2014 (Danışman Yard. Doç. Dr. A. YURT)
5. Dede N, Meme Kanserinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Bolus Materyali Etkisinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi, İ. Ü., İstanbul, 2015. (Danışman Yard. Doç. Dr. M. OKUTAN)
6. Etirli Ö, Imrt ve Konformal Radyoterapi Uygulanan Meme Kanseri
7. Radyoterapi Uygulamalarında Doz Dağılımının Film Dozimetresi ile Belirlenmesi, A. Ü. İstanbul, 2012. (Danışman Prof. Dr. M. GARİPAĞAOĞLU)
8. Ju SG, Kim MK, Hong CS, et al. New Technique for Developing a Proton Range Compensator With Use of a 3-dimensional Printer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2014;88:453–8.
9. Su S, Moran K, Robar JL. Design and Production of 3D Printed Bolus for Electron Radiation Therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15:4831.
10. Kim SW, Shin HJ, Kay CS, Son SH. A Customized Bolus Produced Using a 3-Dimensional Printer for Radiotherapy. *PLoS ONE* 2014;9:e110746.
11. Podgorsak Ervin B. Review Of Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers and Students., Educational Reports Series, International Atomic Energy Agency Vienna, May, 2005; 5-453.
12. Zeidan, O.A.; Chauhan, B.D.; Estabrook,W.W.; et al. Image-guided bolus electron conformaltherapy—A casestudy. *J. Appl.Clin.Med.Phys.* 12(1):3311; 2010.
13. Morgül Y. Kobalt-60 Cihazında 0,5 ve 1,0 cm Bolusun Cilt Dozuna Etkisi G. T. Ü. Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Gebze, 2008; (Danışman: Belirtilmemiş)
14. Özşeker N. Mastektomi Uygulanmış Meme Karsinomlu Hastalarda Cerrahi Radyoterapi Arası Sürenin Lokal Kontrol ve Sağkalıma Etkisi, İ. Ü. Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi, Uzmanlık Tezi. İstanbul 1996 (Danışman: -)
15. Auquier A, Rutqvist L. E., Höst H. Postmastectomy Megavoltage Radiation: The Oslo and Stockholm Trials *Eur. J. Cancer* 28: 433-477, 1992

16. Kahn Y, Barajas J. E. V, Udowicz M, Sinha R. Clinical and dosimetric implications of air gaps between bolus and skin surface during radiation therapy. *Journal of Cancer Therapy* 4,1251-1255, 2013.
17. Berman B., 3-D printing: The new industrial revolution, *Business Horizons*, 2012, 5(2),155-162.
18. ULUDAĞ F. Ş. Radyoterapide 3B Modelleme Yapılarak 3b Yazıcı ile Farklı Filamentler Kullanılarak Bolus Üretimi ve Kıyaslanması, A.Y.B.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, ANKARA, 2019 (Danışman: Prof. Dr. G. ÇANKAYA)
19. ÇANTI E. 3 Boyutlu Yazıcılar İçin Polimer Nanokompozit Filamentlerin Üretimi, D.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, KÜTAHYA 2016 (Danışman: Doç. Dr. M. AYDIN)
20. Lou, Alex and Grosvenor, Carol "Selective Laser Sintering, Birth of an Industry", The University of Texas, December 07, 2012. Retrieved on March 22, 2013.
21. Deckard, C., "Method and apparatus for producing parts by selective sintering", U.S. Patent 4,863,538, filed October 17, 1986, published September 5, 1989
22. Özdemir Ş. E. Radyoterapide Kullanılan Bolus ile Hasta Cildi Arasında Kalan Hava Boşluklarının Doz Dağılımına Etkisinin Dozimetrik Olarak Değerlendirilmesi, D. E. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İzmir, 2014 (Danışman: Yard. Doç. Dr. A. YURT)
23. Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet*. 1999 Nov 06;354(9190):1653
24. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics*. 2002 Jul-Aug;22(4):949-62.
25. Hounsfield GN. Computed medical imaging. Nobel lecture, Decemberr 8, 1979. *J Comput Assist Tomogr*. 1980 Oct;4(5):665-74.
26. Garlotta, D., 2001. A literature review of poly (lactic acid). *J. Polym. Environ*. 9, 63_84.
27. Ceresana. "Bioplastics- Study: Market, Analysis, Trends- Ceresana" (<https://web.archive.org/web/20171104212623/http://www.ceresana.com/en/market-studies/plastics/bioplastics>).
28. www.ceresana.com. Archived from the original (<http://www.ceresana.com/en/market-studies/plastics/bioplastics/>) on 4 November 2017. Retrieved 9 May 2018.
29. Lunt, James (3 January 1998). "Large-scale production, properties and commercial
30. Applications of polylactic acid polymers". *Polymer Degradation and Stability*. 59
31. (<https://www.worldcat.org/issn/0141-3910>). (Erişim Tarihi:09.10.2020)
32. Rafael Auras; Loong-Tak Lim; Susan E. M. Selke; Hideto Tsuji, eds. (2010). *Poly(Lactic Acid):*
33. *Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications*. doi:10.1002/9780470649848 (<https://doi.org/10.1002%2F9780470649848>). ISBN 9780470293669.
34. Castro-Aguirre, E.; Iñiguez-Franco, F.; Samsudin, H.; Fang, X.; Auras, R. (December 2016). "Poly (lactic acid)-Mass production, processing, industrial applications, and end of life". *Advanced Drug Delivery Reviews*. 107: 333–366. doi: 10.1016/j.addr.2016.03.010(<https://doi.org/10.1016%2Fj.addr.2016.03.010>). PMID 27046295

35. Şekil: <http://www.robotel.org/> (Erişim Tarihi: 08.09.2020)
36. Gupta, V.B. and Bashir, Z. (2002) Chapter 7, p. 320 in Fakirov, Stoyko (ed.) Handbook of Thermoplastic Polyesters, Wiley-VCH, Weinheim, ISBN 3-527-30113-5.
37. Rutkowski, J. V.; Levin, B. C. (1986). "Acrylonitrile-butadiene-styrene copolymers (ABS): Pyrolysis and combustion products and their toxicity review of the literature". Fire and Materials. doi:10.1002/fam.810100303
38. Boustead, I (March 2005). Acrylonitrile-Butadiene-Styrene Copolymer (ABS) (Technical report). Eco-profiles of the European Plastics Industry. PlasticsEurope. Archived
39. Fink, J.K. (2010). Handbook of Engineering and Specialty Thermoplastics, Polyolefins and Styrenics . Wiley. ISBN 9781118029282. Retrieved 2017-01-11. Fink, J.K. (2010). Handbook of Engineering and Specialty Thermoplastics, Polyolefins and Styrenics. Wiley. ISBN 9781118029282. Retrieved 2017-01-11.
40. Texin® thermoplastic polyurethane (TPU) resin". Bayer Material Science. Retrieved 2012-02-26.
41. www.ultimaker.com". Ultimaker. Retrieved Erişim Tarihi: 6 HAZİRAN 2020
42. B. ANSARI GHADIM – AKDENİZ Üniversitesi – Makine Mühendisliği Yüksek Lisans Sunumu (2020)
43. Varian Medical Systems, Varian TrueBeam™ Accelerator System Kullanım Klavuzu
44. TETİK K. – Akciğer Kanseri Radyoterapisinde Tümör Hareketinin Doz Dağılımına Etkisinin İncelenmesi A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul 2020
45. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/unidos-webline/> Erişim Tarihi 01/02/2021
46. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chambers-30010-30012/>
47. Hill R. F, Brown S, Baldock C. Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. Radiation Measurements, 43:1258-1264, 2008
48. <https://civcort.com/ro/miscellaneous/bolus-skinless/bolusless-M9.htm> (Erişim Tarihi 18.12.2020)
49. <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/expression-12000xl#specifications> Erişim tarihi: 01.08.2020
50. <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-thorax-phantom/> (Erişim Tarihi 04.02.2021)
51. Lewis D., Micke A., Yu X, Chan M.: "An Efficient Protocol for Radiochromic Film Dosimetry combining Calibration and Measurement in a Single Scan", Medical Physics, 39 (10) 6339(2012)
52. Schoenfeld A, et al, "The artefacts of radiochromic film dosimetry with flatbed scanners and their causation by light scattering from radiation-induced polymers", Phys. Med. Biol. 59 (2014)
53. Release 4.6.1 · Ultimaker/Cura". GitHub.com. Ultimaker. Retrieved 1 Haziran 2020.
54. "https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura" Ultimaker. Retrieved 1 Haziran 2020.
55. <http://www.meshmixer.com/> Erişim tarihi 10.06.2020
56. [Http: radiantviewer.com](http://radiantviewer.com) (Erişim tarihi 19.08.2020)

57. [Http://www.gafchromic.com/filmqa-software/filmqapro/index.asp](http://www.gafchromic.com/filmqa-software/filmqapro/index.asp)
58. KAPTAN İ., Farklı Hesap Algoritmaları ile Hesaplanan Tedavi Planlarında Yüzey Dozu ve Alan Dışı Doz Değerlerinin Radyokromik Film Ölçümleri ile Karşılaştırılması, ACIBADEM Ü., İSTANBUL 2016, (Danışman Prof. Dr. Meltem Serin)
59. Joseph Madamesila; Philip McGeachy; J. Eduardo Villarreal Barajas; Rao Khan ‘Characterizing 3D printing in the fabrication of variable density phantoms for quality assurance of radiotherapy’ *Physica Medica*, Corrected proof. doi: 10.1016/j.ejmp.2015.09.013
60. Koya Fujimoto; Takehiro Shiinoki; Yuki Yuasa; Hideki Hanazawa; Keiko Shibuya ‘Efficacy of patient-specific bolus created using three-dimensional printing technique in photon radiotherapy’ *Physica Medica*, 38 (2017) 1-9. doi: 10.1016/j.ejmp.2017.04.023



7. ÖZGEÇMİŞ

