T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

BAŞ-BOYUN IŞINLAMALARINDA METAL PROTEZ ARTEFAKTLARININ HEDEF ve KRİTİK ORGANLARININ ABSORBE DOZ DÜZEYLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI: FANTOM ÇALIŞMASI

Deniz AZAKLIOĞLU

DANIŞMAN
Prof. Dr. Semra ÖZDEMİR

II. DANIŞMAN
Dr. Nural PASTACI ÖZSOBACI

Biyofizik Anabilim Dalı

Biyofizik, Doktora Programı

Ocak, 2026

TEZ KABUL VE ONAYI

BEYAN

Aileme ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

BAŞ-BOYUN IŞINLAMALARINDA METAL PROTEZ ARTEFAKTLARININ HEDEF ve KRİTİK ORGANLARININ ABSORBE DOZ DÜZEYLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI: FANTOM ÇALIŞMASI

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından 124F070 numaralı proje ile desteklenmiştir. Projeye verdiği destekten ötürü TÜBİTAK'a teşekkürlerimizi sunarız.

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BEYAN ..... **iii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **ix**
TABLO LİSTESİ ..... **xi**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xii**
ÖZET ..... **xiii**
ABSTRACT ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **4**
2.1. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT) 4
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi 5
2.2. TİTANYUM DENTAL İMPLANTLAR 7
2.3. LİNEER HIZLANDIRICILAR (LİNAK) 10
2.4. ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR 11
2.4.1. Toz Bazlı Sistemler 13
2.4.2. Katı Bazlı Sistemler 15
2.4.3. Sıvı Bazlı Sistemler 17
2.5. ÜÇ BOYUTLU FANTOMLAR 19
2.6. IN VIVO DOZİMETRİ 22
2.6.1. Optik Uyarımlı Lüminesans (OSL) Dozimetri 22
2.6.2. Film Dozimetri 24
3. YÖNTEM **26**
3.1. FANTOMUN TASARIMI VE ÜRETİLMESİ 26
3.1.1. Malzeme Doluluk Oranının Belirlenmesi 28
3.1.2. Fantomun Üretimi 30

3.2. G.E. (GENERAL ELECTRIC) BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SİMÜLATÖR CİHAZI 34
3.3. VARIAN RAPIDARC LİNEER HIZLANDIRICI 35
3.4. ECLIPSE TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ (TPS) 36
3.4.1. Tedavi Planlama ve Işınlama 36
3.5. OPTİK UYARIMLI LÜMİNESANS DOZİMETRE (OSLD) SİSTEMİ 38
3.5.1. OSLD Kalibrasyonu 39
3.6. EBT4 GAFKROMİK FİLM DOZİMETRİ 42
3.6.1. EPSON Perfection V850 Pro Tarayıcı 43
3.6.2. EBT4 Gafkromik Film Kalibrasyonu 44
3.6.3. Fantom İçerisine Gafkromik Filmlerin Yerleştirilmesi 45
3.7. İYONİZASYON ODASI TABANLI DOZİMETRİK SİSTEM 46
3.7.1. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom 46
3.7.2. PTW 30013 0,6 cc Farmer İyon Odası 47
3.7.3. PTW Unidos Romeo Elektrometre 47
4. BULGULAR 48
4.1. OSLD OKUMASINDA ELDE EDİLEN VERİLER 48
4.2. GAFKROMİK FİLM ANALİZİNDE ELDE EDİLEN VERİLER 51
5. TARTIŞMA 60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 65
KAYNAKLAR 66
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 73
ETİK KURUL İZİN YAZISI 74
KURUM İZNİ YAZILARI 75
PATENT HAKKI İZNİ 76
ÖZGEÇMİŞ 77

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: BT cihazı döner bir X-ışını tüpü ve dedektör sistemi……...4

Şekil 2.2: X-ışını iletimi……..6

Şekil 2.3: Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi……...11

Şekil 2.4: 3B yazıcı basım teknikleri……13

Şekil 2.5: Rando fantom……20

Şekil 2.6: 3B yazıcı basım teknikleri……23

Şekil 3.1: 3B fantom ve kesit numaraları……..26

Şekil 3.2: (a) Farklı doluluk oranları ile basılan 4 adet PLA ve Stonefil PLA örneği. (b) BT cihazında HU değerlendirmesi için oluşturulan setup……..29

Şekil 3.3: Alderson Rando fantom ve DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında görüntüleri…….30

Şekil 3.4: Tasarlanan fantoma ait bir kesit gösterilmektedir…….31

Şekil 3.5: Ultimaker S3 3B baskı cihazı……31

Şekil 3.6: 3B baskıda üretilen baş fantomu……...33

Şekil 3.7: GE Discovery RT BT cihazı…….34

Şekil 3.8: Varian marka RapidArc model DHX lineer hızlandırıcı cihazı……35

Şekil 3.9: A) Dental implant yokluğunda TPS' e ait görüntüler, B) Dental implant varlığında TPS' e ait görüntüler……..37

Şekil 3.10: Baş-boyun maskesi giydirilerek yapılmış setup……...38

Şekil 3.11: Pdose dozimetri sistemi……..39

Şekil 3.12: OSLD kalibrasyonu için setup düzeneği…….40

Şekil 3.13: OSLD temsil ettikleri bölgeler…….41

Şekil 3.14: OSLD etiketlerinin konumları…….42

Şekil 3.15: EBT4 filmin yapısı……43

Şekil 3.16: EBT4 filmi…….43

Şekil 3.17: EPSON Perfection V850 Pro film tarayıcı……44

Şekil 3.18: EBT4 film kalibrasyonu için setup düzeneği…….45

Şekil 3.19: Radiochromic.com yazılımında EBT4 film kalibrasyonu…….45

Şekil 3.20: Fantom içerisine EBT4 filmi yerleştirilmesi…….46

Şekil 3.21: RW3 fantomu…….46

Şekil 3.22: PTW 30013 0,6 cc Farmer iyon odası……47

Şekil 3.23: PTW Unidose Romeo Elektrometre……47

Şekil 4.1: Dental implant yokluğunda TPS ve OSLD ortalama doz verilerine ait değerler….50

Şekil 4.2: Dental implant varlığında TPS ve OSLD ortalama doz verilerine ait değerler……50

Şekil 4.3: Dental implant yokluğunda ikinci ve üçüncü kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….52

Şekil 4.4: Dental implant yokluğunda üçüncü ve dördüncü kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….53

Şekil 4.5: Dental implant yokluğunda dördüncü ve beşinci kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu……..54

Şekil 4.6: Dental implant yokluğunda sagital kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….55

Şekil 4.7: Dental implant varlığında ikinci ve üçüncü kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu……..56

Şekil 4.8: Dental implant varlığında üçüncü ve dördüncü kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….57

Şekil 4.9: Dental implant varlığında dördüncü ve beşinci kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….58

Şekil 4.10: Dental implant yokluğunda sagital kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu…….59

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1: PLA ve Stonefil PLA, BT ve TPS ortalama (ort) HU değerleri. 29

Tablo 3.2: Ultimaker S3 cihazına ait teknilk özellikler.....32

Tablo 3.3: PLA ve Stonefil PLA basımı için kullanılan değerler. 33

Tablo 4.1: Dental implant yokluğunda planlanan TPS ile ölçülen OSLD ortalama dozları ve standart sapma (STD) değerleri; TPS ve Ortalama OSLD dozları farkları (cGy ve %). 48

Tablo 4.2: Dental implant varlığında planlanan TPS ile ölçülen OSLD ortalama dozları ve standart sapma (STD) değerleri; TPS ve Ortalama OSLD dozları farkları (cGy ve %). 49

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
μ	: Lineer Zayıflatma Katsayısı
Al_2O_3:C	: Alüminyum oksit karbon
$BaSO_4$	: Barium Sulfate
BeO	: Berilyum Oksit
Cp Ti	: Saf titanyum
I	: Işınlanmış filmin ışık şiddeti
I_0	: Işınlamadan ortamın ışık şiddeti
mm	: Milimetre
γ	: Gamma

Kısaltmalar	Açıklama
3B	: Üç Boyutlu
AM	: Katkısal Üretim
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	: Cone beam computed tomography
Co-60	: Cobalt-60
ÇYK	: Çok yapraklı kolimatör
DD	: Doz farkı
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
d_{max}	: Maksimum doz derinliği
DTA	: Uyum mesafesi
Gy	: Gray
HU	: Hounsfield Unit
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
keV	: Kilo elektron volt
MAR	: Metal Artefakt Azaltma
MeV	: Milyon elektron volt
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitor Unit
MV	: Mega Volt
OSLD	: Optik uyarımlı lüninesans dozimetre
PLA	: Polilaktik asit
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
QA	: Kalite güvencesi
SSD	: Kaynak-cilt mesafesi
TLD	: Termolüminesans dozimetre
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Volümetrik Ark Tedavi
Z	: Atom Numarası

ÖZET

DOKTORA TEZİ

BAŞ-BOYUN IŞINLAMALARINDA METAL PROTEZ ARTEFAKTLARININ HEDEF ve KRİTİK ORGANLARININ ABSORBE DOZ DÜZEYLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI: FANTOM ÇALIŞMASI

Deniz AZAKLIOĞLU

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyofizik Anabilim Dalı

Biyofizik, Doktora Programı

Danışman : Prof. Dr. Semra ÖZDEMİR

II. Danışman : Dr. Nural PASTACI ÖZSOBACI

Radyoterapi uygulamalarında ışınlanan hedef volüm çevresindeki organların aldığı radyasyon dozu dikkatle değerlendirilmelidir. Tedavi planlamasında, ışınlanacak hedef volümlerin ve kritik yapıların doğru tanımlanması, tedavi başarısını ve doz hesaplamalarının doğruluğunu doğrudan etkilemektedir.

Bilgisayarlı tomografi (BT) simülatörleri ile elde edilen üç boyutlu (3B) hasta görüntüleri, tedavi planlama sistemlerine (TPS) aktarılmakta ve Hounsfield Unit (HU) değerleri kullanılarak dokuların elektron yoğunlukları hesaplanmaktadır. Bu sayede radyasyonun farklı dokularla etkileşimi modellenebilmekte ve hassas doz dağılımları elde edilebilmektedir. Ancak baş-boyun radyoterapisinde sıkça karşılaşılan dental implantlar gibi yüksek atom numaralı metalik yapılar, BT görüntülerinde ışın sertleşmesi ve saçılma nedeniyle metal artefaktlara sebep olmaktadır. Bu artefaktlar, doku yoğunluklarının hatalı hesaplanmasına ve doz dağılımlarında sapmalara neden olarak tedavi güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir.

Metal artefakt azaltma (MAR) yazılımları ile, daha gerçekçi görüntüler ve doğru doz hesaplamaları elde edilmesini hedeflenmektedir. Bu çalışma, 3B yazıcı ile üretilen bir fantomun içerisine dental implantlar yerleştirilerek ve yerleştirilmeden yapılmıştır. MAR yazılımı ile BT'si çekilerek yapılan bu çalışmada dental implant yokluk ve varlık koşullarında hedef volüm ve normal dokuların aldığı dozlar karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

MAR tekniği uygulanarak elde edilen BT görüntüleri üzerinden yapılan TPS hesaplamaları ile OSL dozimetre ve EBT4 film ölçümleri karşılaştırıldığında, implantın yokluğunda ve varlığında tedavi alanına yakın bölgelerde TPS ve OSLD verilerinin genel olarak uyumlu olduğu görülmüştür.
Ocak 2026 , 93 sayfa.

Anahtar kelimeler: 3B fantom, radyoterapi, in vivo dozimetri

ABSTRACT

Ph.D. THESIS

INVESTIGATION of THE EFFECT of METAL PROSTHESIS ARTIFACT on THE ABSORBED DOSE LEVELS of TARGET AND CRITICAL ORGANS IN HEAD and NECK IRRADITION: PHANTOM STUDY

Deniz AZAKLIOĞLU

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Biophysics

Biophysics, Ph. D. Programme

Supervisor : Prof. Dr. Semra ÖZDEMİR

Co-Supervisor: Dr. Nural PASTACI ÖZSOBACI

In radiotherapy applications, the radiation dose received by organs surrounding the irradiated target volume must be carefully evaluated. In treatment planning, the correct definition of the irradiated target volumes and critical structures directly affects the success of the treatment and the accuracy of dose calculations.

Three-dimensional (3D) patient images obtained with computed tomography (CT) simulators are transferred to treatment planning systems (TPS), and electron densities of tissues are calculated using Hounsfield Unit (HU) values. In this way, the interaction of radiation with different tissues can be modeled and precise dose distributions can be obtained. However, metallic structures with high atomic numbers, such as dental implants, which are frequently encountered in head and neck radiotherapy, cause metallic artifacts in CT images due to radiation hardening and scattering. These artifacts lead to inaccurate calculations of tissue densities and deviations in dose distributions, negatively affecting the reliability of the treatment. Metal artifact reduction (MAR) software aims to achieve more realistic images and accurate dose calculations. This study was conducted with and without dental implants placed inside a 3D-printed phantom. Using MAR software to perform CT scans, the doses received by the target volume and normal tissues were comparatively evaluated under conditions of dental implant absence and presence.

When TPS calculations performed on CT images obtained using the MAR technique were compared with OSL dosimetry and EBT4 film measurements, it was observed that TPS and OSLD data were generally consistent in areas close to the treatment site, both in the absence and presence of the implant.
January 2026, 93 pages.

Keywords: 3D phantom, radiotherapy, in vivo dosimetry

1. GİRİŞ

1895'te X-ışınlarının, 1896'da ise radyoaktivitenin keşfiyle birlikte radyoterapinin temelleri atılmıştır. İnsanlığın keşfetme isteği ve deneysel çalışmalarla başlayan bu süreç, teknolojideki ilerlemelerin de katkısıyla hızla gelişmiştir. İyonizan radyasyon, tümör dokusunda ve çevre normal dokularda çeşitli hücresel ve moleküler değişikliklere yol açar. Kanserli hücrelerin proliferasyonunu durdurmak ve hücre ölümünü indüklemek amacıyla uygulanan radyoterapi, özellikle mitotik ölüm ve apoptoz mekanizmaları üzerinden etkisini gösterir. Bu biyolojik etkiler sayesinde radyoterapi, günümüzde birçok kanser türünde temel ve etkili tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir. Ayrıca radyasyon ölçüm tekniklerinin geliştirilmesi, radyoterapinin güvenilir, rutin ve tekrarlanabilir bir tedavi olarak uygulanmasını mümkün kılmıştır. Kontrolsüz hücre büyümesi olarak ifade edilen kanser, radyoterapi ile günümüzde başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir. Radyoterapi, uygun olgularda primer tedavi yöntemi olarak tercih edilebildiği gibi cerrahi veya kemoterapi sonrası adjuvan tedavi yaklaşımının bir parçası olarak da uygulanmaktadır (Khan, 2003).

Radyoterapi sırasında tedavi edilen bölgeye yüksek doz radyasyon verilirken, çevre dokular ve organlar radyasyondan etkilenmektedir. Tümörün lokalizasyonu, büyüklüğü, patolojisi ve evresi gibi faktörler radyoterapi uygulamalarında dikkate alınarak tedaviye başlanmaktadır. Tedavi edilen bölgenin, yakın ve uzak komşuluğundaki organların doğru bir şekilde tedavi planlama sistemine tanıtılması, tedavinin gerçeği yansıtması açısından oldukça önemlidir. Bu işlemler aynı zamanda tedavi başarısını da etkilemektedir.

Geçmişte X-ışını tüpleriyle yüzeysel ve orta voltaj tedaviler; kapalı radyoaktif kaynaklarla da teleterapi uygulanmaya başlanmıştır. Co-60 teleterapi cihazları ile tedaviler yakın geçmişe kadar devam ederken lineer hızlandırıcıların kullanılmaya başlanmasıyla birlikte X-ışını ile yüksek enerjilerde tedavilere geçiş olmuştur (Podgorsak, 2005). Milyon elektron volt (MeV) mertebesinde uygulanan radyoterapi ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisi başarılı bir şekilde gerçekleştirilmektedir. Bilgisayar teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte de hastaya ait veriler gerçekçi simülasyonlarla hayata geçmeye başlamıştır.

Günümüzde bilgisayarlı tomografi (BT) simülatör cihazı ile üç boyutlu (3B) görüntüsü alınan hastaların tedavi planları yapılmaktadır. BT ile tedavi edilecek bölgenin taraması yapılarak ışınlanacak hedef volüm ve riskli organların belirlenmesi sağlanmaktadır.

Bu sürecin doğru bir şekilde başlayıp tamamlanabilmesi için BT taraması yapılan bölge net bir şekilde görüntülenebilmelidir. X-ışını zayıflamasının derecesi ile orantılı olan Hounsfield Unit (HU), her bir pikselde dokunun yoğunluğunu temsil eden görüntüyü ifade eder (Razi ve diğ., 2014). BT görüntülerindeki HU değerlerini elektron yoğunluklarına dönüştüren tedavi planlama sistemi (TPS); radyasyonun farklı dokularla nasıl etkileşime gireceğini modelleyebilir. Böylece TPS, hassas ve etkili tedavi planlaması ile doğru doz hesaplaması sağlamaktadır.

Baş-boyun radyoterapisinde hastada bulunan dental implantlar tedavi planlarının güvenirliği açısından soru işareti oluşturmaktadır. Baş-boyun kanserli hastanın tedavi planlaması amacıyla çekilen BT görüntüleri TPS için veri oluşturmaktadır. Elde edilen elektron yoğunluğu bilgisini kullanan TPS dokudaki heterojen yapıları da dikkate alarak optimizasyon ve hesap yapmaktadır. BT sistemleri belirli bir eşik değerden sonra yüksek atom numaralı malzemelerin elektron yoğunluğu için verileri interpolasyon yöntemi ile oluşturmaktadır.

Yıllar içerisinde konvansiyonel tedavi tekniklerinden daha gelişmiş tedavi tekniklerine geçiş olmuştur. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte hastaya verilecek dozun 3B gösterimi yapılabilmektedir. TPS sayesinde yapılan optimizasyon ile hedef volüm yüksek doz alırken ve normal doku da maksimum seviyede korunmaktadır. BT görüntülerinde atom numarası yüksek metalik implantların bulunması, ışın sertleşmesi ve saçılma etkileri nedeniyle artefakt oluşumuna yol açabilmektedir. Bu artefaktlar, metal çevresindeki bölgelerde BT sayılarını bozarak doku yoğunluklarının yanlış hesaplanmasına neden olmakta ve doz hesaplamalarının doğruluğunu olumsuz etkilemektedir (Chun-I ve diğ., 2018). Metal artefaktlar, hedef hacim ve normal doku sınırlarının net olarak belirlenmesini zorlaştırmakta ve tedavi hacminde değişikliklere neden olabilmektedir. Bu durum, hastaya verilmesi gereken dozda sapmalara yol açarak istenmeyen doz dağılımlarına neden olmaktadır. Bu nedenle metal protez varlığı, BT görüntülerine dayalı doz hesaplamalarının güvenilirliği açısından önemli bir sorun oluşturmaktadır.

Hastalarda bulunan dental implantların oluşturduğu metal artefaktlarını azaltmak amacıyla BT görüntülemede çeşitli metal artefakt azaltma (MAR) yazılımları kullanılmaktadır. Bu yazılımlar sayesinde metal kaynaklı saçılmalar ve görüntü bozulmaları azaltılarak, tedavi planlamasında gerçeğe daha yakın doz dağılımlarının elde edilmesi hedeflenmektedir.

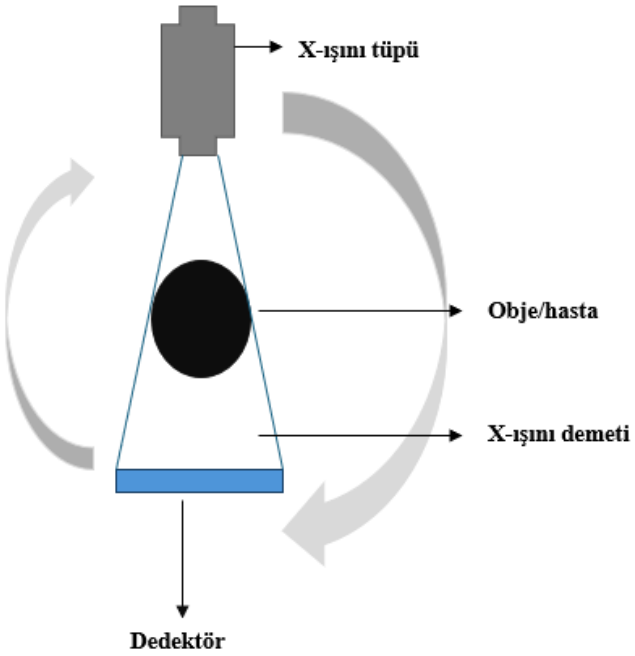
Bu çalışmada baş-boyun hastalarında; hastayı simüle eden doku eşdeğerliğine sahip olan fantom içerisine dental impantlar yerleştirilerek tedavi edilecek bölge ve çevre kritik yapıların aldığı doz değişimi değerlendirilecektir.

Bu amaçla, 3B yazıcı ile üretilecek doku eşdeğeri 3B fantom kullanılarak, dental implant materyallerinin varlık ve yokluk koşullarında gerçekleştirilecek ışınlamalar sonucunda hedef dokuların ve kritik organların maruz kaldığı radyasyon dozlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi planlanmaktadır.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

2.1. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT), İngiliz mühendis G. N. Hounsfield tarafından geliştirilerek 1972 yılında klinik olarak uygulanabilir bir görüntüleme yöntemi haline getirilmiştir. Bu yöntemde dar bir X-ışını hüzmesi hasta etrafında hızlı bir şekilde döndürülmekte, hastadan elde edilen atenüasyon verileri bilgisayar tarafından işlenerek kesitsel görüntüler oluşturulmaktadır. Elde edilen bu kesitler tomografik görüntüler olarak adlandırılmakta ve iç organlar hakkında konvansiyonel röntgen görüntülerine kıyasla çok daha ayrıntılı anatomik bilgi sağlamaktadır. Geleneksel röntgen sistemlerinden farklı olarak BT cihazlarında döner bir X-ışını tüpü ve dedektör sistemi kullanılmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: BT cihazı döner bir X-ışını tüpü ve dedektör sistemi.

BT sistemleri, motorize bir X-ışını kaynağının "portal" olarak adlandırılan halka şeklindeki gantrinin açıklığı etrafında dönmesi prensibiyle çalışmaktadır. BT taraması sırasında röntgen tüpü hasta etrafında rotasyon hareketi yaparken, dar X-ışını huzmeleri hastaya yönlendirilmekte ve bu sırada hasta masası portal boyunca ilerlemektedir. X-ışını kaynağının karşısında konumlandırılan dedektörler film yerine kullanılmakta olup, hastadan geçen ve zayıflamaya

uğramış X-ışınlarını algılayarak bu sinyalleri bilgisayar sistemine iletmektedir. Bu sayede elde edilen veriler işlenerek yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüler oluşturulmaktadır.

X-ışını kaynağı bir tam dönüşü tamamladığında, BT hastanın iki boyutlu bir görüntü dilimini oluşturmaktadır. Karmaşık matematiksel yöntemlerle oluşturulan görüntü dilimlerinin her biri BT cihazına bağlı olarak 0,625-10 mm arasında değişmektedir. Her bir tam dilim tamamlandıktan sonra görüntü saklanmakta ve portala doğru motorlu yatak hareket ederken bir başka görüntü dilimini oluşturmak için X-ışını hastayı tarayarak işlemine devam etmektedir. Bu işlem görüntü alınmak istenen tüm alan bitene kadar devam etmektedir.

Her bir görüntü dilimi teker teker faklı eksenlerde (aksiyel, koronel ve sagital) olarak görüntülenebildiği gibi bilgisayar tarafından birleştirilerek 3B olarak da görüntülenebilmektedir.

İnsan vücuduna dair detaylı bilgi veren BT, yumuşak dokudaki farklılaşmaları iyi bir şekilde görüntüleyebilmesi sayesinde tümör tespitinde kullanılan bir biyomedikal cihazdır. Farklı yoğunluktaki anatomik bölgelere ait bilgi vermektedir. Radyoterapiden önce ışınlanacak hedef bölgenin ve etrafındaki normal dokunun tayininde tedavi planlaması için kullanılan bir görüntüleme yöntemidir.

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensibi

X-ışını geçtiği yol boyunca zayıflatılarak ilerlemekte ve görüntüsü alınacak objeden geçtikten sonra dedektörler vasıtasıyla kaydedilerek işlenmektedir. BT, X-ışınının geçtiği doku yoğunluğunun zayıflama katsayısının hesaplanmasıyla ölçülebileceği temel prensibine dayanmaktadır. Işınlar katettiği yol boyunca soğurulmakta; obje boyunca X-ışınının nüfuz ettiği yönde kalın ise zayıflama oranı yüksek, daha az kalın ise zayıflama oranı daha düşük olacaktır. Bu prensibi kullanarak BT; toplama sisteminin eksenine dik, iki boyutlu bir kesitle vücut yoğunluğunun yeniden yapılandırılmasına olanak tanımaktadır. Burada soğurmanın iki süreci olan fotoelektrik etki ve Compton saçılması olmaktadır.

X-ışınları hasta vücudundan geçtikten sonra zayıflar ve ortaya çıkan iz düşümleri sayısal bir veri olarak bilgisayara aktarılır. Görüntülemesi yapılan vücudun her bir hacim elemanı için piksel boyutu seçilmektedir. Yeniden oluşturmada seçilen matristeki pikselin her biri, hacimsel elemanının her birinin lineer zayıflatma katsayısına bağlı olarak sayısal bir şekilde ifade edilmesidir (Jung, 2021).

Zayıflatma katsayısının gri skalada gösterimi olan HU ifadesi aşağıda verilmektedir:

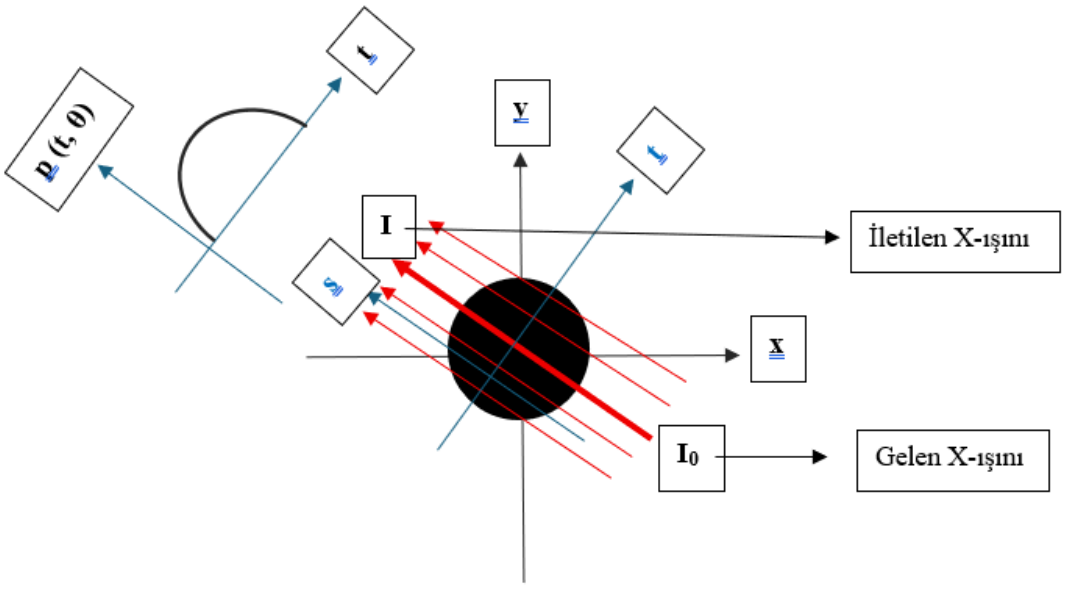
$$HU = \left(\frac{\mu_{doku} - \mu_{su}}{\mu_{su}}\right) \times 100 \qquad (2.1)$$

μ lineer zayıflatma katsayısını ifade etmektedir (Jung, 2021).

Su HU değeri sıfır (0) kabul edilirken, sudan daha yoğun malzemeler pozitif değer, sudan daha az yoğun malzemeler ise negatif değerdedir.

BT ile X-ışınlarının nüfuz etme yetenekleri kullanılarak, ayrıntılı analiz için objenin gölge resimleri veya filigranlı resimleri gibi kesit görüntüleri üretilmektedir. X-ışını görüntülerinde yükseklik (kalınlık) yönüne ilişkin bilgi bulunmamaktadır. X-ışını BT ile elde edilen veriler herhangi bir yönden ve kesitten herhangi bir konumdan görüntülenebilir.

BT X-ışını tüpü (tipik olarak 20 ila 150 keV arasında enerji seviyelerine sahip), birim zaman başına N adet foton (monokromatik) yayar. Yayılan X-ışınları, Δx kalınlığındaki biyolojik malzeme katmanından geçen bir ışın oluşturur. Numunenin çıkışına yerleştirilen bir dedektör, 0'dan küçük ΔN fotonları ölçer. X-ışını' n zayıflama değerleri kaydedilir ve veriler, taranan nesnenin/dokunun 3B bir temsilini oluşturmak için kullanılır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: X-ışını iletimi (Jung, 2021)

I_0; X-ışını gittiği yol boyunca dedektörde μ (x,y) kalınlığında taranan bir obje θ açısında ve t lokasyonunda p (t, θ) projeksiyonu oluşturur. Burada μ (x,y) zayıflama katsayısıdır. İletilen X-ışını yoğunluğu Beer-Lambert yasası ile ifade edilmektedir.

$$I = I_0 e^{-\mu s} \tag{2.2}$$

Lineer zayıflatma katsayısı μ (x,y), konumun bir fonksiyonudur. Beer-Lambert yasası aşağıdaki gibi yeniden yazılabilir.

$$\frac{I}{I_0} = \exp\left[\int_{-\infty}^{\infty} \mu(\, t\, \cos\theta - s\, \sin\theta\, , t\, \sin\theta + s\, \cos\, \theta\,)\, ds\right] \quad (2.3)$$

Yukarıdaki denklem projeksiyonun bir ifadesi olarak aşağıdaki gibi de yazılabilir ve ileri projeksiyon olan Radon dönüşümü olarak adlandırılır.

$$p\,(t, \theta) = -\log\frac{I\,(t,\theta)}{I_0} = \int \mu(x,y)ds = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(\, t\, \cos\theta - s\, \sin\theta\, , t\, \sin\theta + s\, \cos\, \theta\,)\, ds) \quad (2.4)$$

Dirac delta fonksiyonu kullanılarak p (t, θ) Radon dönüşümü aşağıdaki gibi yazılmaktadır.

$$p\,(t, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} \mu(x,y)\, \delta(\, t\, - x\, \cos\theta - \, y\, \sin\, \theta\,)\, dx\, dy \quad (2.5)$$

Zayıflatma katsayısı μ(x,y) Radon dönüşümün tersini kullanarak bulunan projeksiyonlardan oluşmaktadır (Toft, 1996).

2.2. TİTANYUM DENTAL İMPLANTLAR

Metal implantlar, doz dağılımını olumsuz etkileyebilecek; düşük veya yüksek dozlara neden olabilecek, atom numarası (Z) yüksek kimyasal elementlerden üretilmektedir. Bu durum, radyasyon kaynaklı mukozitlerin artışına katkıda bulunmakta olup, ciddi vakalarda ağız mukozasında ülseratif lezyonlar, yaygın ağrı ve kilo kaybı gibi komplikasyonlara yol açabilmektedir. Doku inhomojenitesi, tedavi planlama sistemlerinin (TPS) doz dağılımını hesaplarken karşılaştığı temel sorunlardan biri olup bu konuda yapılan araştırmalar günümüzde de devam etmektedir. Buna ek olarak, insan vücuduna sonradan yerleştirilen implantlar gibi yüksek yoğunluklu materyaller, hesaplamalarda ek belirsizliklere ve ilave sorunlara yol açarak doz doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Al Atawneh, 2022; Maerz ve diğ., 2016).

Kemik gibi yüksek yoğunluklu yapılar ile yumuşak dokuların aynı BT kesitinde bulunması durumunda, X-ışını her iki dokuda farklı derecelerde soğurulmakta ve bu durum kısmi hacim (partial volume) artefaktlarının ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Kemik dokusunun her bir kesitte ortalama zayıflatma değerinin hesaba katılması, görüntüde yüksek kontrastlı hataların oluşmasına neden olmakta ve böylece görüntü doğruluğu olumsuz etkilenmektedir.

Kısmi hacim artefaktlarının azaltılmasında ince kesit görüntüleme yöntemlerinin kullanılması etkili olmaktadır. Aynı kesitte farklı yoğunluklara sahip dokulardan geçen fotonlar ışın sertleşmesine (beam hardening) yol açmakta ve bunun sonucunda görüntüde koyu renkli bant benzeri artefaktlar ortaya çıkmaktadır. Bu etki nedeniyle, görüntülenen objenin kenarları

merkez bölgesine kıyasla daha parlak görülmekte ve böylece görüntü kontrastı ile doğruluğu olumsuz yönde etkilenmektedir (Jung, 2021). Kullanılacak olan metal filtre, düşük enerjili X-ışınlarını azaltarak koyu renkli bantları ve obje kenarlarındaki parlaklığı gidererek büyük oranda başarı sağlamaktadır.

Günümüzde hafif bir metal olan titanyum, biyouyumluluğu ve mekanik dayanıklılığı nedeniyle dental implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak titanyumun, yumuşak doku ve kemik dokusuna kıyasla oldukça yüksek X-ışını zayıflatma katsayısına sahip olması, BT görüntülerinde implant sınırlarının belirlenmesini güçleştirmekte ve görüntü kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir (Barret ve Keat, 2004).

HU sayıları [(-1000) – (+3095)] aralığında ayırt edilebilmektedir (Bushberg ve diğ., 2012). Bu aralık dışında HU değerine sahip metal protezler ve bu sebeple neden olduğu artefaktlar, 'metal artefakt azaltma' (MAR- Metal Artifact Reduction) yöntemi ile azaltılmaktadır. Bu yöntemin işleyişi, metal bileşenlere karşılık gelen bozuk projeksiyon verilerini tespit etmek ve bölümlere ayırmaktır. Daha sonra, bozulan veriler tahmini düzeltilmiş değerlerle değiştirilir (Puvanasunthararajah ve diğ., 2021).

Metal implantların neden olduğu artefaktlar TPS'de yapılan planlarda doz dağılımında istenmeyen sonuçlara sebep olabilmektedir. Baş-boyun tedavisi sırasında ışın verilirken; spinal kord, optik sinir, beyin, beyin sapı gibi riskli organlar ile mandibula, temporamandibuler eklem, tükrük bezleri, troid bezi, larenks, oral mukoza gibi dokuların yakın komşuluğu problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu sebeple radyoterapi uygulanan hastalarda yan etkileri azaltmak amacıyla normal dokuların ve kritik yapıların korunması hastanın yaşam kalitesi bakımından önemlidir. Tedavinin uygulandığı bölge, doku tipi ve tedavi dozuna bağlı olarak sağlıklı dokunun ne kadar etkileneceği değişmektedir. Bu sebeple organ sınırlarının doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Görüntüleme tekniklerinin gelişmesi, tedavi edilecek hedef dokunun tayini ve normal doku sınırının belirlenmesi bakımından da önemlidir.

Baş-boyun kanserli hastalarda geçmişte, konvansiyonel radyoterapi planlamasında, genellikle karşılıklı paralel iki alan tekniği uygulanmıştır. Teknolojideki yeniliklerle birlikte Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT), Volümetrik Ark Tedavi (VMAT) gibi farklı tedavi tekniklerine geçiş olmuştur. Böylece hedef volüme yüksek doz verilirken maksimum organ koruması sağlanmaktadır. TPS ile hedef bölgeye uygulanmak istenen dozun tamamını verirken, normal dokuda maksimum koruma sağlanacak şekilde optimizasyon yapılmaktadır.

BT görüntülerinde atom numarası yüksek malzemelerden oluşan metalik implantların varlığı, ışın sertleşmesi ve saçılmaya bağlı olarak parlak ve koyu çizgilenme artefaktlarının

ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. Bu artefaktlar, metal çevresindeki bölgelerde BT sayılarını önemli ölçüde bozarak doku yoğunluklarının yanlış hesaplanmasına yol açmakta ve bu durum tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımının doğruluğunu olumsuz etkilemektedir (Chun-I ve diğ., 2018). Metal artefaktlar nedeniyle görüntülerdeki saçılmalardan dolayı hedef bölge ve normal doku sınırlarının iyi seçilemediği durumlarla karşılaşılmaktadır. Bunların sonucunda da tedavi edilecek bölgenin hacminde değişiklikler olmaktadır. Gerçekte hastaya verilmesi gereken dozlarda meydana gelen bu değişimler istenmeyen doz dağılımlarına neden olmaktadır. Metal protez varlığında BT görüntülerinde oluşan artefaktlar hastaya verilecek dozun güvenilirliği bakımından soru işareti oluşturmaktadır.

Titanyum doğada en çok bulunan dokuzuncu elementtir ve 1971' de William Gregory tarafından keşfedilmiştir. Düşük yoğunluk (4,5 g/cm^3) ve yüksek mukavemet (590 MPa) gibi fiziksel-kimyasal özelliklere sahip gümüş bir metal olarak saf haliyle bulunmaktadır (Nicholson, 2020; Silva ve diğ., 2022). Titanyum oksijenle hızlı bir şekilde reaksiyona girebilir ve bu da yüzeyde korozyona karşı direnç sağlar. Titanyum alaşımların 1981 yılında dental implant amacıyla kullanımı fikrinin ileri sürülmesinden bu yana kullanımında artış olmuştur. Yetişkinlerde kullanımındaki en yaygın sebepleri; diş kaybı, periodontal hastalıklar ile travma ve gelişimsel bozukluklar gibi diğer nedenler oluşturmaktadır (Hong, 2017; Nicholson, 2020). İmplantlar metal bir destek içermekte ve doğrudan kemikle temas halindedir. Dental implantta kullanılan titanyum alaşımlar 4,5 g/cm^3 gibi düşük yoğunluk ve iyi mekanik özellikleri ile kemik temas biyouyumluluğu bulunmaktadır. Titanyum ve onun alaşımları toksik değildir; krom-kobalt ve paslanmaz çeliğe göre daha biyouyumludur. BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile de uyum içerisindedir.

Günümüzde altı farklı titanyum, biyomateryal olarak kullanılmaktadır. Bunlar derece olarak adlandırılmakta ve derece (grade) 1-4 ticari bakımdan % 98-99,6 oranında saf titanyum (cp Ti) olarak sınıflandırılmaktadır. Bu dereceler korozyon direnci, süneklik ve kuvvet bakımından farklıdır. 0,4% Oksijen oranı ile derece 4 cp-Ti mükemmel mekanik kuvvet ile dental implantlarda en çok tercih edilendir. Diğer titanyum alaşımlardan olan Ti-6Al-4V ekstra düşük geçişli alaşımdır ve derece 5 olarak adlandırılmaktadır.

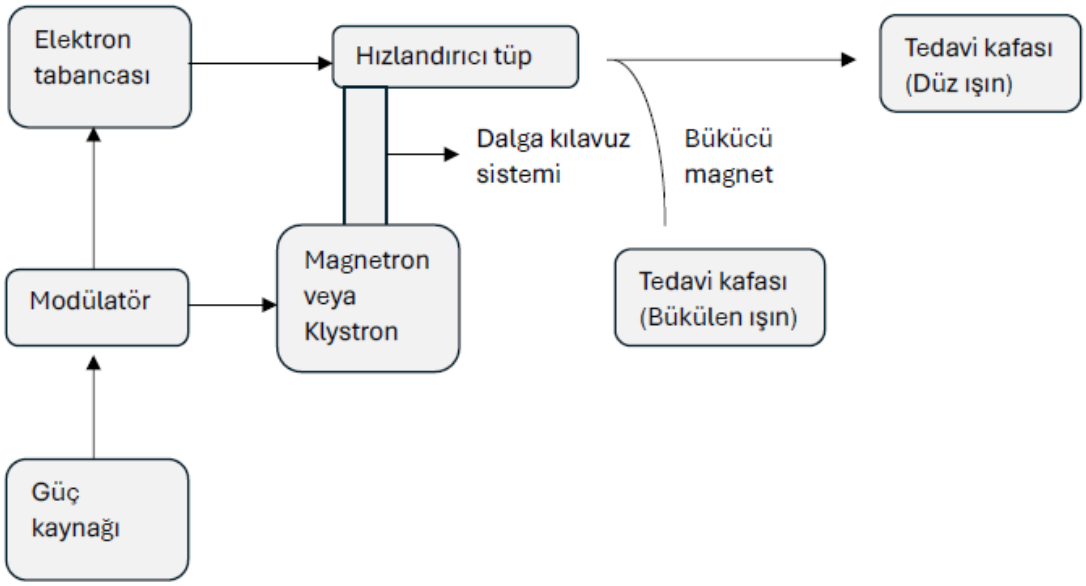
Titanyum alaşımları cihaz üretim maliyetlerini düşürmesi sebebiyle kullanımı yaygınlaşmıştır. Ti-6Al-4V; 6% alüminyum ve 4% vanadyumdan oluşan dental implantlarda alüminyum alaşımın kuvvetini arttırırken, yoğunluğunu düşürmekte; vanadyum ile korozyona karşı dirençli hale gelmektedir (Nicholson, 2020; Silva ve diğ., 2022).

2.3. LİNEER HIZLANDIRICILAR (LİNAK)

Bir hızlandırıcı tarafından yüksek enerjiye hızlandırılan bir elektron ışını metal bir malzemeyle çarpıştığında ve kinetik enerjisini hızla kaybettiğinde bir X-ışını üretilir. Bu süreç Bremsstrahlung olarak adlandırılır. Genellikle 4-10 MeV aralığındaki enerjiler radyoterapi için kullanılmaktadır. Bir hızlandırıcının doğru akım (DC) yüksek voltaj güç desteği ile bu enerji aralığında çalışması malzemenin elektriksel yalıtımındaki limitasyonlarından dolayı teknik olarak zordur.

Bir silindirik hızlandırıcı yapıya verilen mikrodalga gücü ile bir elektrik alanı oluşturulur ve bu elektrik alanı elektron ışınını yüksek enerjiye hızlandırır. Yüksek frekansta zamanla değişen bir elektromanyetik alanın deşarjı, DC elektrik alanından daha zordur ve DC yüksek voltajına kıyasla daha yüksek bir elektrik alanı elde edilebilir. Bu, ekipmanın minyatürleştirilmesine olanak tanır. Ancak, yüksek frekanslı ivmelenmede, doğrusal hızlandırıcının elektronları ivmelenme fazında zamanında enjekte etmesi gerekir; çünkü elektrik alanı yönü zamanla değişir. Lineer hızlandırıcı sistemleri, hareketli dalga doğrusal hızlandırıcıları ve duran dalga doğrusal hızlandırıcıları olarak sınıflandırılabilir. Hareketli dalga doğrusal hızlandırıcısında, mikrodalgalar silindirik bir ivmelenme yapısının akış yukarısından akış aşağısına doğru tek bir yönde yayılır ve elektronlar mikrodalgaların yayılmasıyla ivmelenir. Hızlandırma tüpü basit bir silindirik dalga kılavuzu değildir; mikrodalgaların faz hızını ve ivmelenen elektronların hızını senkronize etmek için birden fazla hücreye bölünmüştür ve disk yüklü yapı hızlandırıcı olarak adlandırılır. Disk yüklü yapı havası boşaltılmış bakırdan oluşmuş bir tüpün içerisinde olup elektronlar burada hızlandırılmaktadır (Khan, 2003) (Şekil 2.3).

Elektronlar hızlandırılmadan önce güç kaynağı modülatöre güç verir, sonrasında modülatör gereken enerjiyi sağlar ve DC' ye çevrilir. Yüksek DC, voltaja çevrildikten sonra thyratron vasıtasıyla klystron veya magnetrona pulse olarak verilmektedir. Mikro dalga üretiminin gerçekleştiği klystron veya magnetronda mikro dalgalar hızlandırıcı tüpe bir dalga rehberi aracılığıyla gönderilir (Greene ve Williams, 1997).



Şekil 2.3: Lineer hızlandırıcının şematik gösterimi.

Elektronlar 20 keV'lik çıkış enerjisi ile tabancadan çıkmış olup elektromanyetik dalgayla etkileşim neticesinde yüksek enerjilere yükseltilirler. Bir demet olarak elektronları bir araya getirmek ve aynı zamanda targeta dar bir demet olarak ulaştırmak için manyetik alan, hızlandırıcı tüpün etrafında oluşturulur. Elektronları odaklamak için bobinler tüp boyunca konumlandırılır. Tüp çıkışında ortalama 3 mm çapa sahip olan elektronlar 90^0 ve 270^0 yönlendirilir. Uygulanacak tedavi türüne göre elektron doğrudan hastaya verildiği gibi tungsten gibi bir materyal hedef olarak tercih edilip X-ışını üretilerek de hastaya ulaştırılabilir. Bremmstrahlung ışınları elektronlar hedefe çarptığında üretilmiş olur. Düzleştirici filtre kullanılarak ışın homojen bir hale getirildikten sonra veya düzleştirici filtre kullanılmadan hastaya X-ışını verilmektedir (Podgorsak, 2005).

2.4. ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR

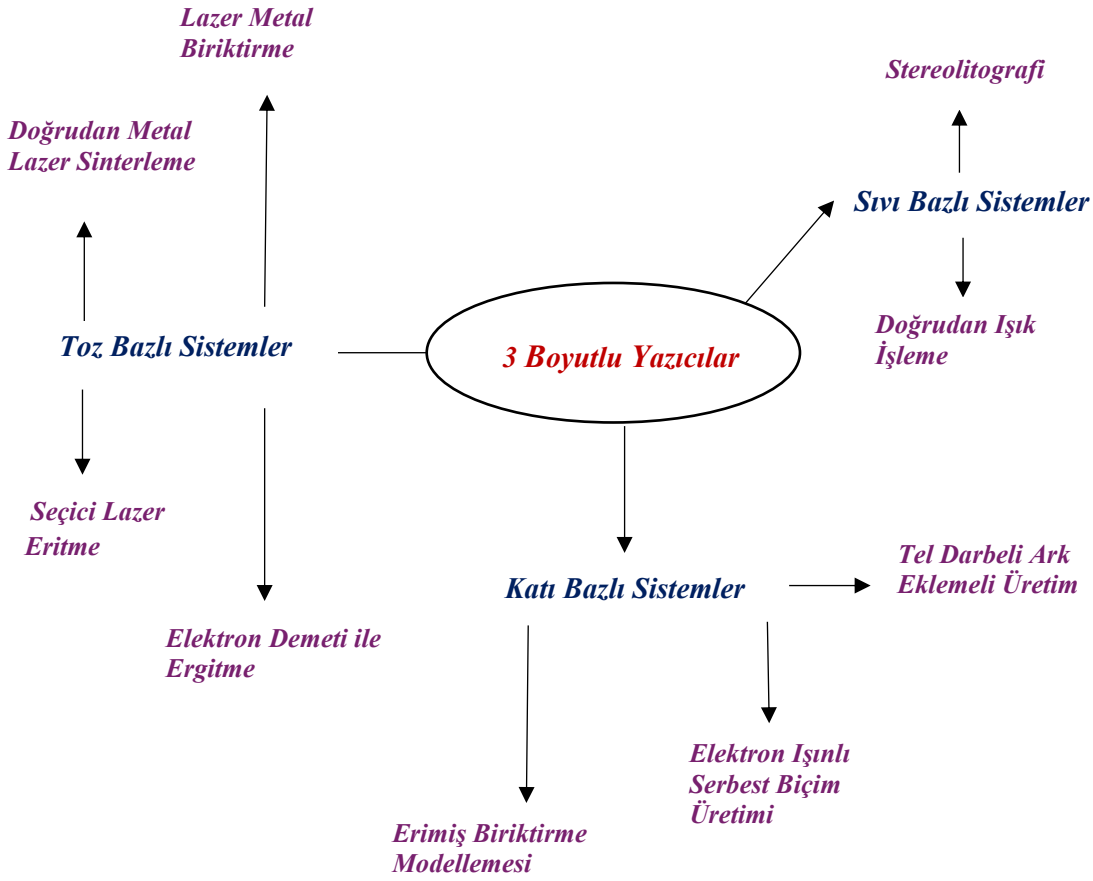
3B baskı tekniği ile farklı malzemelerden özelleştirilebilir nesneler üreterek inovatif son ürün ortaya çıkabilmektedir. Çok yönlü kullanım avantajı ve ticari olarak kullanımı; araştırma için fonksiyonel hızlı üretime imkân veren olanakları ile birçok alanda kullanılmaktadır. Sanayi üretimi amacıyla yaygın kullanımının yanında sağlık alanında kişiye özel ürünlerin baskısında kullanılmaktadır. Geleneksel malzeme üretimine göre daha düşük maliyetle ürün elde edilmesiyle alternatif bir teknik olarak sunulmaktadır. Her hastaya özgü üretilen kişiye özel

modellerin üretimini güç olmaktan çıkarıp daha kolay ve ulaşılabilir hale getirmektedir. Frezeleme veya enjeksiyon kalıplama ile mümkün olan karmaşık geometrilerin basımını/üretimini sağlamaktadır (Rooney ve diğ., 2020).

3B baskı, diğer bir ifade ile katkısal üretim (AM-Addictive Manufacturing) olarak da adlandırılır. Dijital olarak tasarımı yapılan bir dokümandan 3B parçaları katı formda oluşturma yöntemidir. Katkısal yollar ile, 3B nesnelerin imalatı yapılabilmektedir. Katman katman ve çapraz çapraz üretilen bu nesneler geleneksel üretim metotlarına göre daha az malzeme kullanarak farklı profiller üretime imkân vermektedir (Srinivasan ve diğ., 2021).

Geleneksel üretim tekniklerinden biri haline gelen 3B baskı ile prototipleme daha hızlı olmaktadır. Zamanla artan ilginin de avantajıyla bu yöntem üzerinde çalışmalar artmaktadır. Üretilen parçaların ayarlanabilir olması ile öne çıkan bu metod ile polimerler, kompozitler ve seramikler başta olmak üzere son zamanlarda biyomedikal alanında sıklıkla kullanılan biyoçözünür malzemeler kullanılmaktadır. Teknik artık geleneksel üretim yöntemlerinden biri haline gelmiştir.

Geleneksel yöntemlerde tedarik zinciri işin önemli bir bileşenedir. Yapılacak işin robotize edilerek yönetilmesi gerekmektedir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD-Computer-Aided Design) yazılımı kullanılarak tasarlanan birleşen farklı üretim teknikleriyle basılabilir. Çeşitli malzemeler kullanılarak basılan ürünler için CAD yazılımına güvenilmekte ve tedarik zinciri yönetiminin iş yükünü azaltmaktadır. Pahalı kalıplar kullanılmadan yapılan işlemler için işleme ve zımbalar kullanılmaya gerek olmaması sebebiyle ekonomiktir. Uygulanacak işleme göre farklı teknikler seçilebilir. Basım teknikleri Şekil 2.4’ te gösterilmektedir (Srinivasan ve diğ., 2021).



Şekil 2.4: 3B yazıcı basım teknikleri (Srinivasan ve diğ., 2021).

2.4.1. Toz Bazlı Sistemler

Normal ve geleneksel mürekkep püskürtmeli baskı başlıklarını kullanan bu 3B baskı tekniği dört ana gruba ayrılabilir.

2.4.1.1 Lazer Metal Biriktirme (LMD -Laser Metal Deposition)

Bir gaz akımı yardımıyla metal tozu aşılanır ve metalik bir alt tabakadan hariç olarak yumuşatılmış bir metal havuzunu şekillendirmek için lazer ışını kullanılan bir 3B baskı sürecini içermektedir. Depo oluşturan metal tozu yutulmakta ve yüzeysel bir seviyede kalmaktadır. İlk işlem olarak, bir lazer ışını ile aydınlatılan alt tabaka, bir nozuldan geçirilen toz elemanlarını tutmakta ve sıvılaştırma havuzu oluşturulmaktadır. Bu teknikte farklı metaller kullanılmaktadır. Toprak toz parçacıkları iyi özelliklerde kompozitler elde etmek için kullanılabilir. Meydana gelen toz parçacıkları argon gazlarının uçurulması yoluyla karıştırılabilir. Sıvı havuzu iletimi, konveksiyon ve enerji yoluyla ısının dağılması lazer kaynağının geri çekilmesi ile

sertleşmektedir. Toz nozulunu ve lazer ışınını yönlendiren optikleri içeren yeminli ifadenin üst kısmı, tanımlanan yol boyunca konumlandırılır ve böylece alt tabaka üzerinde bir katman oluşturulur. Kısa bir süre sonra baş, ilave tabakanın biriktirilmesi için tek tabakanın kalınlığına kadar hareket eder. LMD' de ana katman kısmen terk edilerek, bir sonraki katmanın oluşumuna yardımcı olan ek bir "alt tabaka" görevi görür. 3B modelin karşılaştırılabilir bir versiyonu CAD yazılımı kullanılarak oluşturulur (Mahmood ve diğ., 2020).

2.4.1.2 Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS-Direct Metal Laser Sintering)

3B bilgisayar tasarımında belirlenen özelliklere sahip toz bazlı malzemeler kullanılarak karmaşık şekilli parçaların üretilmesine olanak sağlayan bir tekniktir. DMLS, 3B nesneler üretmek için lazer kullanan bir katkısal üretim yöntemidir. Bu işlem, bilgisayar kontrollü bir lazer kullanılarak bir araya getirilen ve radyant ısıtma ile güçlendirilen toz metalin ardışık katmanlaşmasını içerir. Aslında, makine, tasarım için kullanılan malzemenin ardışık katmanlarını uygulayarak nesneyi hareketli bir platform üzerinde inşa eder. Makine, her bir katman için 0,1 mm'lik belirli bir kalınlığa sahip bir toz filmi biriktirir. Bu aşamada, yüksek yoğunluklu bir lazer ışını, bilgisayar destekli tasarım dokümanında belirtildiği gibi, toz yatağına yönlendirilir ve merkez bölgesinde bulunan metal tozlarını eritecek şekilde ayarlanır, böylece hassas bir metal tabakası oluşturulur. Zemin önceden belirlenmiş katman kalınlığına alçalır ve yeni 6 mikron toz uygulanır. Daha sonra, yeni biriktirilen katman lazere maruz bırakılarak yumuşatılır ve önceki katmanla kaynaşmasına izin verilir. Sonuç olarak, bileşen tamamen inşa edilene kadar her katman sırayla eklenerek süreç devam eder (Mangano ve diğ., 2014).

2.4.1.3 Seçici Lazer Eritme (SLM -Selective Laser Melting)

SLM, metalik tozları eritmek ve kaynaştırmak için yüksek yoğunluklu bir lazer kullanmak üzere tasarlanmış üç boyutlu bir baskı tekniğidir. Bu yöntem, istenen bileşeni oluşturmak için tozların katmanlar içinde ve arasında hassas bir şekilde eritilmesini ve karıştırılmasını içerir. SLM stratejisi genellikle doğrudan seçici lazer sinterleme, doğrudan metal lazer sinterleme olarak adlandırılır. Bu tekniğin, amaçlanan şekle yakın bir şekilde %99,9'a kadar bağıl yoğunluğa sahip bileşenler ürettiği gösterilmiştir. Bu yaklaşım, tekniğin pratik bileşenlerin tüm kalınlığına yakın bir alanda çalışmasını sağlayarak önemli ekonomik faydalar sunmaktadır (Yap ve diğ., 2015).

2.4.1.4 Elektron Demeti ile Ergitme (EBM-Electron Beam Melting)

EBM, imalat sektörünü dönüştürme potansiyeli nedeniyle tanınan, farklı bir 3B baskı üretim tekniğidir. Yöntem, metal tozunu eritmek için elektron ışını enerjisini kullanır. Ortaya çıkan elektron ışını, vakum odası içinde gerçekleşen tüm süreç için temel enerji kaynağı olarak hizmet eder. Vakum ortamı, oksijensiz bir atmosfer sağlayarak olağanüstü temizlik sağlar ve böylece hidrojen kontaminasyonu riskini azaltır. Üretim süreci sırasında, kalıntı gerilimleri en aza indirmek için hazne içinde 700°C'lik bir sıcaklık korunur ve bu da bozulma ve eğilme olasılığını azaltır. Elektron ışını (EB) başlangıçta daha yüksek bir tarama hızı kullanarak toz katmanını önceden ısıtır, ardından toz katmanının CAD dosyasında belirtilen geometriye uygun olarak eritilmesi gelir. EBM' de, bileşenin her katmanı iki ayrı aşamada oluşturulur. Parçanın dış sınırı önce kalıplama olarak adlandırılan bir işlemle oluşturulur, ardından bu kalıp içindeki toz eritilerek bir katman tamamlanır. Bu prosedür, istenen 3B nesne tamamen gerçekleştirilene kadar devam eder (Sing, 2016).

2.4.2. Katı Bazlı Sistemler

Katı bazlı bir sistem, 3B baskı üretim tekniklerinin belirli bir kategorisini temsil eder. Bu yöntemlerde, katı malzemeler bileşenlerin veya modellerin üretimi için birincil ortam görevi görür. Bu yaklaşım, sıvı tabanlı fotopolimerizasyon süreçlerinden temelde farklıdır. Ayrıca, katı malzemelerin birincil formunun belirli durumlarda lifler veya teller olarak ortaya çıkabilmesi, diğerlerinde ise levhalar veya rulolar olarak görünebilmesi ve bazılarının pelet şeklini alabilmesi bakımından birbirlerinden farklıdırlar. Katı tabanlı sistemler üç ana kategoriye ayrılabilir.

2.4.2.1 Erimiş Biriktirme Modellemesi (FDM-Fused Deposition Modeling)

Üç-boyutlu baskı yoluyla malzeme katmanları üretmek için Erimiş Biriktirme Modelleme (FDM) sürecinde termoplastik polimerden oluşan sürekli bir filament kullanılır. Lif, nozülün yanları boyunca ısıtılmaya tabi tutulur ve yarı sıvı bir duruma gelmesi sağlanır. Daha sonra, sahneye veya yakın zamanda basılan katmanların üstüne biriktirilir. Polimer filamentin termoplastik özellikleri, bu işlemde önemli bir özelliktir ve filamentin baskı aşamasında kaynaşmasını; ardından baskı tamamlandıktan sonra ortam sıcaklığında katılaşmasını sağlar. Biriktirme kalınlığı, filament genişliği ve yönelimi parametreleri ve hava boşluğu, basılı bileşenlerin mekanik özelliklerini etkileyen kritik hazırlık faktörleridir. Katman kıvrımları, mekanik eksikliklere katkıda bulunan birincil faktör olarak tanımlanmıştır. Erimiş Biriktirme Modellemesinin (FDM) avantajları arasında hızlı ve basit operasyonel teknikleri yer alır.

Ancak, FDM' nin zayıf mekanik özellikler, katman katman biriktirme, vasat yüzey kalitesi ve kısıtlı termoplastik malzeme seçimi gibi birkaç önemli sınırlama ile karakterize edildiğini belirtmek önemlidir. FDM yoluyla lif takviyeli kompozitlerin geliştirilmesi, üç boyutlu bileşenlerin mekanik özelliklerini geliştirmiştir (Gurusamy ve diğ., 2021).

2.4.2.2 Elektron Işınlı Serbest Biçim Üretimi (EBFF-Electron Beam Freeform Fabrication)

EBFF, yapısal metal bileşenlerin üretimini hedefleyen, gelişen disiplinlerarası bir süreci temsil etmektedir. Yöntem, katmanlı bir malzeme biçiminde karmaşık, kompozit bir bileşen oluşturmak için kullanılabilir; ancak, daha acil uygulaması, geliştirilmiş dökümlerden, dövmelerden veya plaka malzemelerinden üretilen bileşenlere ayrıntıları dahil etmek için bir üretim tekniği olarak hizmet etmede yatmaktadır. Elektron Işınlı Serbest Biçim Üretimi (EBFF), vakum ortamında (1×10^{-4} torr veya daha düşük) yüksek enerjili bir elektron ışını kullanarak çalışır (Srinivasan ve diğ., 2021).

Vakum ortamında toz işlemeyle ilişkili zorluklar nedeniyle tel hammadde kullanılır. Aynı zamanda, toz iletimi için kullanılan taşıyıcı gaz, elektron ışınına maruz kaldığında iyonize olur. Vakum içinde çalışmak, temiz bir işleme ortamı sağlar ve genellikle lazer biriktirme tekniklerinde gerekli olan tüketilebilir bir koruyucu gaza olan ihtiyacı ortadan kaldırır.

EBFF yöntemi, güç tüketiminde yaklaşık %95 verimlilik elde ederek hammadde kullanımında neredeyse tam yeterlilik göstermektedir. Elektron ışını, alüminyum ve bakır gibi son derece gelişmiş kompozitler de dahil olmak üzere çeşitli elektriksel olarak iletken malzemelerle güçlü uyumluluk sergilemektedir. EBFF kullanılarak çeşitli kaynaklanabilir kompozitler üretilebilir. Ancak kaynaklanamayan kombinasyonların da korunup korunamayacağını belirlemek için ek araştırmalar gereklidir. EBFF için gösterilen biriktirme oranları 330 ila 2500 cm^3/saat arasında değişir ve karmaşık detaylara ulaşma yeteneği azalır. Karmaşık ayrıntılara ulaşmak için ince genişlikte teller kullanılarak araştırmalar yürütülürken, biriktirme oranlarını artırmak için daha büyük çaplı teller kullanılır. EBFF, üretim ortamına entegrasyon için biriktirme oranları, işlem verimliliği ve malzeme uyumluluğu ile ilgili zorluklara etkili çözümler sunar (Taminger ve Hafley, 2003).

2.4.2.3 Tel Darbeli Ark Eklemeli Üretim (WPAAM-Wire Pulse Arc Additive Manufacturing)

Tel Ark Eklemeli Üretim (WAAM) metodolojisi, yüksek biriktirme oranıyla karmaşık ve büyük metal bileşenlerin üretiminde neredeyse %100 malzeme kullanımı sağlama kabiliyeti nedeniyle son zamanlarda üretim işletmeleri arasında önemli bir ilgi görmektedir. WPAAM, nihai ürünü elde etmeyi amaçlayan, katmanlı bir yapılandırmada sıvı metalin biriktirilmesi için

bir tekniği temsil eder. Bu işlem, çağdaş pazarlarda üretkenliği en üst düzeye çıkarırken, malzeme israfını en aza indiren ve ekipman maliyetlerini düşüren yenilikçi yapıların geliştirilmesine yönelik artan taleple yönlendirilen; metal teli eritmek için bir ısı kaynağı olarak elektrik arkını kullanır (Kodati ve diğ., 2020). Dolgu tellerinin birleşimi, çerçevenin yüzeyini sıcak bir sıcaklıkta tutmaya yarayan metalden oluşur; bu teknik geleneksel kaynak yöntemi olarak adlandırılır. Bunun bir örneği gaz metal ark kaynağıdır. Araştırma, geleneksel üretim süreçlerine kıyasla üstün BTF (buy-to-fly) oranı gibi birkaç dikkate değer yönü ortaya çıkardı. Ek olarak, bileşen üretimi için boyut sınırlamalarının olmadığını öne sürüyor ve özellikle yüksek maliyetli malzemeler hesaba katıldığında, bu yöntemin toz bazlı tekniklere göre verimliliğini vurguluyor (Sathish ve diğ., 2021).

2.4.3. Sıvı Bazlı Sistemler

Sıvı bazlı teknik, hedefe yönlendirilmiş güçlü bir lazere maruz bırakıldığında ışığa duyarlı bir polimerin indirgenmesini veya katılaşmasını gerektirir. 3B yazıcıların birincil kategorizasyonu, lazer veya diğer ışık kaynaklarına maruz kaldığında katılaşan fotopolimer olarak adlandırılan sıvı bir reçinenin hassas bir şekilde sertleştirilmesi yoluyla nesne katmanlarının oluşturulmasını içerir. Fotopolimerizasyon sürecinde, 3B yazıcılar bir sıvı rezervuarı içinde nesne katmanları oluşturur. Daha sonra, belirli yöntemler, daha sonraki katmanın eklenmesinden önce ultraviyole ışık kullanılarak katılaştırılan tek bir zift katmanının uygulanmasını içerir. Birçok 3B yazıcı bu tekniği kullanarak, aynı baskı işlemi içinde çeşitli fotopolimerlerin entegre edilmesini sağlar ve böylece birden fazla malzemeden oluşan nesnelerin üretimini kolaylaştırır. Sıvı tabanlı sistemler iki ana kategoriye ayrılabilir (Ramya ve Sai, 2016).

2.4.3.1 Stereolitografi (SLA-Stereolithography)

Stereolitografi tekniği 1980' lerin sonlarında tanıtılmıştır. O zamandan beri çeşitli alternatif yöntemler geliştirilmiş olsa da stereolitografi en etkili ve çok yönlü yaklaşım olmaya devam etmektedir. En yüksek üretim doğruluğu seviyesini sunmakta ve işleme için mevcut olan giderek artan sayıda malzeme ortaya çıkmaktadır. Serbest üretimdeki birçok sağlam prosedüre benzer şekilde, stereolitografi, bilgisayar destekli tasarım (CAD) dosyasından bileşenlerin üretilmesini sağlayan bir katkı üretim tekniğini temsil eder. Stereolitografi yoluyla üç boyutlu nesnelerin oluşturulması, fotopolimerizasyon yoluyla sıvı bir reçinenin mekansal olarak düzenlenmiş kürlenmesine dayanır. Bilgisayar kontrollü bir lazer ışını veya dijital ışık projektörü ile bilgisayar kontrollü bir destek aşaması birlikte kullanılarak, bir reçinenin

yüzeyinde bir desen aydınlatılır. Sonuç olarak, desen içindeki reçine belirli bir derinliğe kadar kürlenir ve destek aşamasına yapışması sağlanır. İlk katmanın fotopolimerizasyonunun ardından, aşama yüzeyden geri çekilir ve oluşturulan katman daha sonra tekrar sıvı reçine ile kaplanır. Daha sonra bu katmanda bir örnek yeniden oluşturulur. Restorasyonun derinliğinin aşama adımının yüksekliğini biraz aşması göz önüne alındığında, ilk katmana daha güçlü bir yapışma sağlanır. Bu işlemler, sağlam, üç boyutlu bir nesne oluşturmak için tekrarlanır. Fazla reçine boşaltılıp yıkandıktan sonra, orijinaline benzeyen bir yapı elde edilir (Melchels ve diğ., 2010).

2.4.3.2 Doğrudan Işık İşleme (DLP-Direct Light Processing)

3B baskı bağlamında Dijital Işık İşleme (DLP), malzemeleri polimerize etmek için projeksiyon ışığını kullanır ve böylece önceden belirlenmiş yapıların oluşturulmasını sağlar. Bu teknik baskı çözünürlüğü, verimlilik ve operasyonel koşullar açısından önemli avantajlar sunar. Sonuç olarak, son ürünler için çok sayıda faydalı özellik sağlayabilir. Hem DLP hem de lazer destekli baskı teknikleri fotopolimerizasyon reaksiyonlarını kolaylaştırır. 3B baskının çeşitli aşamaları, baskı mekanizması, hız, malzeme seçimi ve çözünürlük açısından önemli farklılıklar gösterir. Bu yaklaşım, ışığa duyarlı malzemeler için ışık kaynaklarını kullanmak üzere optik mikro-elektromekanik sistemlere dayanan çok sayıda yonga seti kullanır.

Temel faydacı unsur, ayrı ayrı kontrol edilebilen bir dizi mikron boyutlu aynadan oluşan dijital bir mikro ayna aygıtıdır. Bu aynalar ışığın yönünü değiştirmek için döner ve daha sonra bir işlem süreciyle ışığı ışığa duyarlı reçineye yansıtır. Geleneksel ekranlar, neredeyse bir milyondan iki milyonun üzerine kadar değişen önemli miktarda ayna içerir. Buna karşılık, mikro aynaların piksel aralığı yalnızca birkaç mikrondur, tipik olarak on iki mikron civarındadır. Dijital Işık İşleme (DLP) tekniğinin amacı, Dijital Mikro Ayna Cihazı (DMD) ve odak noktası tarafından düzenlenen projeksiyon düzlemine göre 3B baskıyı kullanmaktır. Sonuç olarak, DLP baskı yöntemi, tipik olarak mikron ölçeğinde nispeten yüksek bir çözünürlük elde eder (Zhang ve diğ., 2019).

3B yazıcı teknolojisi, radyoterapide özellikle hasta-özgü kalite güvencesi (QA) fantomları, dozimetri testleri ve eğitimsel modeller üretmek için yaygınlaşmıştır; sistematik incelemeler, fantomların radyoterapi alanındaki en yaygın 3B baskı uygulamalarından biri olduğunu göstermektedir. FDM gibi filament ekstrüzyon teknikleri çoğunlukla kullanılmakta ve PLA (polilaktik asit) gibi termoplastik filamentlerle üretimler yapılmaktadır, çünkü bu malzemelerin BT'de gözlenen HU değerleri su ve yumuşak dokuya yakın değerler verebilmekte ve geometri açısından yüksek doğruluk sağlanabilmektedir. Çalışmalar, 3B baskı ile elde edilen fantomların

ticari fantomlara kıyasla daha kişiselleştirilebilir olduğunu ve anatomik kompleks yapıları daha doğru temsil edebildiğini ortaya koymaktadır, ancak çoğu çalışma hâlâ pre-klinik düzeyde olup fantom malzemelerinin ve baskı parametrelerinin dikkatli optimizasyonuna ihtiyaç vardır (Tino ve diğ., 2019).

2.5. ÜÇ BOYUTLU FANTOMLAR

TPS' de yapılan planların doğruluğu için farklı teknikler uygulanmaktadır. Bu amaçla fantom denilen, hastayı simüle eden doku eşdeğeri malzemeden ürünler kullanılmaktadır. Basit bir kutudan bir fantom olabileceği gibi; insan organın tam şeklini ve yapısını yansıtacak şekilde de fantomlar oluşturulmaktadır (White, 1993; Cerqueira ve Maia, 2014). Radyoterapi alanında yapılan çalışmalar daha çok, kütle yoğunluğu 1 g/cm^3 olan su referans alınarak yapılmaktadır. HU değerleri radyolojik ölçeklendirme birimidir ve elektron yoğunluk değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Radyoterapide tedavi planlamasında bu HU değerlerinin planlama algoritması içerisine tanıtılması önemlidir. TPS bu bilgi üzerinden her hastaya spesifik doz dağılımını hesaplamaktadır. Ancak elektron yoğunluğu bilgisini belirli bir eşik değerden sonrasını interpole ederek vermektedir. Bu da yüksek yoğunluklu malzeme olan implantın olması durumunda TPS elektron yoğunluk – HU dönüşümünü güvenilir bir şekilde verememektedir. Buna ilaveten yüksek atom numaralı malzemeye gelen ışınlar malzeme içerisinde penetre olmakta ve lateral saçılmalar tedavi edilecek hedef volümün içerisinde inhomojen doz dağılımı ile sonuçlanmaktadır (Hansen ve diğ., 2017; Khaleghi ve diğ., 2021). Radyoterapide HU değeri 0 olan su, fantom malzemesi olarak kullanılmaktadır ve su/ su eşdeğeri malzemelerden oluşmuş ticari fantomlar, kalite kontrol için sıklıkla tercih edilmektedir. Ancak kütle zayıflatma katsayısı tanı ve tedavi için verilecek dozun belirlenmesinde önemli bir faktördür. Kütle zayıflatma katsayısı malzemenin yoğunluğundan bağımsız olup temel elementlerine bağlıdır. Radyasyonun malzemeden geçme davranışını belirleyen lineer zayıflatma katsayısı, kütle zayıflatma katsayısı ve yoğunluğa göre değişmektedir (Ermis ve diğ., 2016). Bir elementin, bileşiğin veya kompozitin radyasyon geçirgenliği ve etkileşimini belirleyen faktörler, etkin atom numarası ve etkin elektron yoğunluğu; enerji kalitesinden etkilenmektedir (Tekerek, 2021). Düşük enerjilerde normal doku ve kemik arasında efektif atom numarası arasındaki fark fazlayken, bu fark 6 MV gibi yüksek enerjilere çıkıldığında kapanmaktadır (Kurudirek, 2014). Fakat kemik doku gibi elektron yoğunluğu yüksek malzemelerde radyasyonun davranışı yumuşak dokudan farklı olmaktadır.

İnsan vücudu %70 oranında su içerse de farklı yoğunlukta dokulara da sahiptir. Radyasyonun dokuda soğurulması ve saçılımı kavite, yumuşak doku ve kemik için farklılık göstermektedir. Radyoterapi alanında yapılan dozimetrik çalışmalarda doku-eşdeğeri yoğunluğa sahip Alderson Rando fantom sıklıkla kullanılmaktadır (White, 1993). 2,5 cm kesit aralıklarla oluşturulan yapılar birleştirilerek insan anatomisine benzer bir vücut meydana gelmektedir. Bu kesitler üzerinde bulunan delikler radyoaktif kaynak veya termolüminesans (TL) dozimetre yerleştirmek amacıyla tasarlanmıştır. Alderson Rando fantomun BT görüntüsü alındığında ve HU değerleri incelendiğinde okunan veriler insan anatomisine uygundur (Şekil 2.5). Fakat Alderson Rando fantom üzerinde belirli noktalardan ölçümler alınmaktadır. Farklı ölçüm teknikleri uygulanmak istenildiğinde bizi kısıtlayan bir durumdur.



Şekil 2.5: Rando fantom.

İnsan vücut ve şekline uygun fantom tasarımı yanında onu oluşturan doku yoğunluğu gibi özelliklerini de simüle eden fantom tasarımı ihtiyacı radyoterapi çalışmalarında vardır. Malzeme teknolojisindeki gelişmelerle birlikte farklı polimerler 3B fantom basımında kullanılmaktadır. Maksiller sinüs kemiği ve hava boşluğunu simüle eden antropomorfik bir baş fantomu üretimi (QualitA Co, Ltd., Nagano, Japan) tarafından gerçekleştirilmiştir (Kamomae ve diğ., 2017). Hastaya özgü fantom, Ninjabot, LCC, Shizuoka, Japonya tarafından üretilen FDM-200W kişisel 3B yazıcı kullanılarak G-kod verileri doğrultusunda oluşturulmuştur. Bu yazıcı, FDM teknolojisine dayanmaktadır ve PLA filamenti ile çalışmaktadır.

İnsan vücut şeklini taklit eden tasarımlar yanında bolus ve kompansatör üretimi amacıyla da kişiye özgü fantomlar basılmaktadır (Choi ve diğ., 2022). Burun fleksiyonundan kaynaklanan hava boşluklarının azaltmak amacıyla 3B fantom üretimi gerçekleştirilmiştir (Park ve diğ., 2017). Yapılan bir başka çalışmada, düzensizlikleri ve doku inhomojenitesi barındırabilen, ayrıca hastanın vücut yüzeyindeki planlanan hedef hacim (PTV) derinlik değişikliklerini planlayarak beklenen doz dağılımını elde edebilen bir kompansatör üretmek amacıyla bir 3B yazıcı kullanılmıştır (Zou ve diğ., 2015). Hastaya özgü 3B bir fantom tasarımı düşük HU değerleri nedeniyle Acrylonitrile butadiene styrene (ABS) ve PLA filamentlerden basılmış olup kemik ve normal doku ayrımı gösterilmemiştir (Yea ve diğ., 2017; Kamomae ve diğ., 2017).

Kemik ve normal doku arasındaki ayrımı yapabilmek için farklı öneriler bulunmaktadır. Polybutylene adipate terephthalate (PBAT), PLA, and Baritop HD® barium powder ($BaSO_4$, 99% w/w barium sulfat) karıştırılarak kemiği simüle etmek için kullanılmıştır. Bu üç malzemenin eritilip karıştırılmak suretiyle yeniden bir filament üretilerek 3B yazıcıda basımı gerçekleştirilmiştir. İnsan vücudu için zararlı ağır metaller $BaSO_4$ içerisinde uzaklaştırılarak kullanımı medikal alanda zaten mevcuttur (Choi ve diğ., 2022).

Yapılan bir başka çalışmada ise kemik dokuyu simüle etmek için alçı kullanılmıştır. Fakat alçı ile düzgün bir HU değeri aktarılarak kemiğin ifade edildiği bir fantom basımı gerçekleştirilememiştir. Alçının HU değerinin zaman içerisindeki değişimi kullanımını sınırlayan bir faktördür (Kadoya ve diğ., 2019). Bir başka çalışmada, pelvik kemiği için üretilen alçının zaman içinde değişen HU değeri ayarlanamamıştır (Mohammed Ali ve diğ., 2018).

3B yazıcılarda üretilen fantomlar basılırken yaygın olarak PLA tercih edilmektedir (Tino ve diğ., 2019). Malzeme ekstrüzyonu temelli eklemeli imalat ile üretimde PLA ve ABS hastaya özgü fantomların üretiminde yaygın kullanımı bulunmaktadır. Ancak, ABS malzemesi soğutma sürecinde deformasyona yatkınlık göstermektedir. Bu nedenle PLA, fantom geliştirme amacıyla daha uygun bir seçenek olarak değerlendirilmektedir. Mevcut olan çeşitli verifikasyon fantomları, ticari olarak temin edilebilen katı veya plastik su eşdeğeri malzemelerden üretilmiştir. İnsan başı fantom modeli, radyoterapi dozimetrisi için 3B yazıcı ile hastaya özel olarak tasarlanmış ve bu süreçte BT tarama verileri kullanılmıştır. PLA malzemesi ile üretilen 3B yazdırılmış fantomlar, su ve yumuşak dokulara benzer kütle ve elektron yoğunluklarına sahiptir. Bu özellikleri sayesinde, kantitatif görüntüleme ve dozimetrik analizler, sertifikalı doku taklit eden malzemelerle karşılaştırıldığında benzer sonuçlar elde edilmektedir (A K SN ve diğ., 2024).

Ticari olarak kullanılan Alderson Rando fantomda yumuşak doku ve kemik arasındaki ayrım BT görüntülerinde yapılabilmektedir. Okkalidis ve Marinakis'in yaptığı çalışmaya göre HU değeri 200'den büyük alanlar kemik seçilerek ona uygun olan filament tercih edilmektedir (Okkalidis ve Marinakis, 2020). Stonefil PLA olarak adlandırılan bir filament kemiklerin tasarımı için uygun olup %50 PLA ve %50 gravimetrik toz taş karışımından oluşmaktadır. Okkalidis vd. çalışmasında 1,70 g/cm^3 filament yoğunluğu ile bu malzemenin kullanılarak kemik için tercih edildiği görülmüştür (Okkalidis ve diğ., 2022).

2.6. IN VIVO DOZİMETRİ

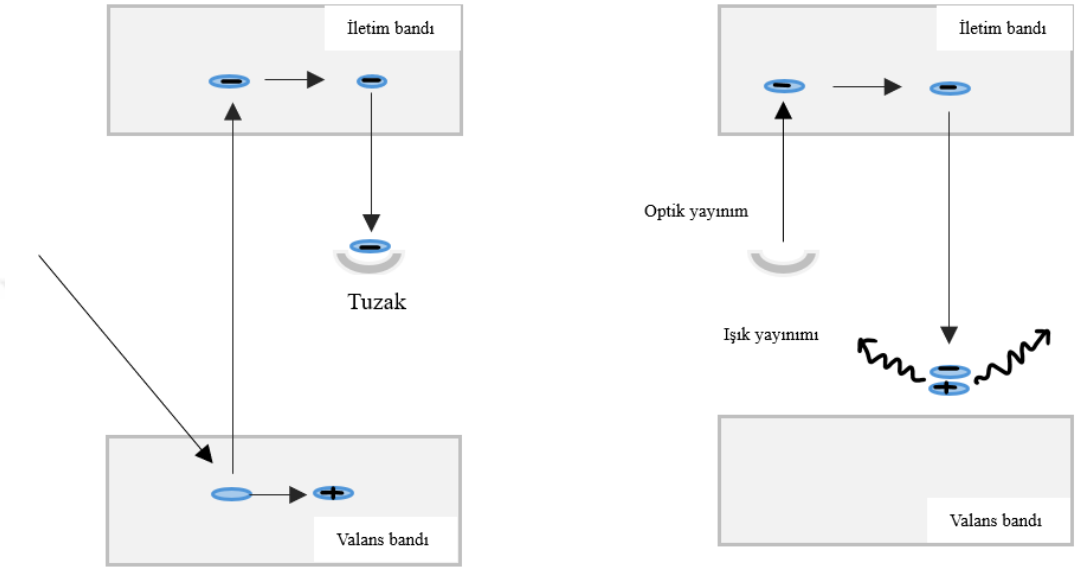
Radyoterapi uygulamaları sırasında, hastanın veya hedeflenen anatomik volümün üzerinde ya da içerisinde ölçülen gerçek zamanlı doz miktarının belirlenmesi "in vivo dozimetri" olarak tanımlanmaktadır. İn vivo dozimetri; kalite kontrol ve hasta güvenliği, tedavi doğruluğunun değerlendirilmesi, dozun kritik bölgelerde doğrulanması ile implant veya protez gibi yoğunluk farklılıklarının bulunduğu durumlarda kullanılmaktadır. Bu yöntem, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun doğrudan ölçülmesini sağlayarak, tedavi planlamasında öngörülen doz ile karşılaştırılmasına ve böylece tedavinin doğruluğu ile güvenilirliğinin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır.

2.6.1. Optik Uyarımlı Lüminesans (OSL) Dozimetri

Radyoterapi tedavi planlamalarının ardından, hedef hacim ve normal dokuların aldığı dozlar, uluslararası protokoller ve kabul edilen kriterler doğrultusunda değerlendirilir. TPS tarafından hesaplanan dozların doğruluğu, kullanılan doz hesaplama algoritmalarının doğruluğuna bağlıdır. Ancak, bu hesaplamaların güvenilirliğini artırmak amacıyla ikinci bir doğrulama sistemi kullanmak önemlidir. Bu bağlamda, ticari olarak üretilen Rando fantomları, termolüminesans dozimetreler (TLD) için uygun ölçüm noktaları sağlar. Ancak, mandibula, oral kavite ve parotis gibi sağlıklı dokuların korunması gereken bölgelerde ve hedef bölgede alınan dozların daha hassas ölçümü için optik uyarımlı lüminesans dozimetreleri (OSLD) tercih edilmektedir.

OSLD' ler, Alüminyum oksit karbon (Al_2O_3:C) ve BeO (Berilyum Oksit) gibi kristal yapıya sahip malzemeler kullanılarak üretilir. Bu kristaller, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldıklarında, serbest elektronlar ve "delik" adı verilen boşluklar (elektron eksiklikleri) oluşturur. Bu elektronlar, kristalin enerji bant yapısında bulunan "tuzak" adı verilen defektli

bölgelerde hapsolurlar. Bu tuzaklar, kristalin yapısındaki kusurlar veya safsızlıklardan kaynaklanır ve enerji seviyeleri, tuzakların derinliğine bağlı olarak değişir. Elektronlar, bu tuzaklara hapsolduğunda, kristalin ışıkla uyarılması (optik stimülasyon) sonucu serbest kalabilirler ve valans bandına geri dönerken enerji yayarak ışık (lüminesans) üretirler.



Şekil 2.6: 3B yazıcı basım teknikleri.

Bir atomun etrafındaki elektronlar belirli enerji seviyelerinde bulunmaktadır. Kristal yapı içerisindeki atomlar arasında bir etkileşim vardır. Kristal ışık ile uyarıldığında meydana gelen olaya optik uyarımlı lüminesans (OSL) adı verilmektedir. Bir atomun en dışta bulunan iki bandın elektron doluluk bakımından en dolu olanı valans bandı en boş olanı ise iletkenlik bandıdır. Yasak enerji bandı bu iki bant arasında bulunmakta ve elektron içermektedir. Valans bandı ile iletkenlik bandı arasında oluşan tuzaklar kristal yapıdaki kusurlardan kaynaklanmaktadır. Kristal bir yapı radyasyona maruz kaldığında valans bandından kopan elektronlar delikler meydana getirmektedir. Kopan elektronlar iletkenlik bandına geçerek burada kalabilir ya da valans bandına geri dönebilir. Tuzaklarda yakalanan elektronlar ise kristalin ışık ile uyarılması sonucu açığa çıkan ışın şiddeti meydana gelmektedir. Yayınlanan ışın şiddeti, tuzaklara yakalanan elektron sayısı ve kristal tarafından absorbe edilen toplam radyasyon dozu arttıkça yayınlanan ışın şiddeti de artmaktadır (Şekil 2.6).

Kristalin enerji yapısı, valans bandı ve iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji bandı ile tanımlanır. Bu yasak bandın içinde, kristalin yapısındaki kusurlar nedeniyle oluşan lokalize enerji seviyeleri bulunur. İyonlaştırıcı radyasyon, elektronları iletkenlik bandına yükselterek

delikler oluşturur. Bu elektronlar ve delikler, kristalin yapısındaki tuzaklara hapsolabilirler. Elektronlar, bu tuzaklara hapsolduğunda, kristalin ışıkla uyarılması sonucu serbest kalabilirler ve valans bandına geri dönerken enerji yayarak ışık (lüminesans) üretirler. Bu ışık, tuzakların derinliğine ve elektronların serbest kalma olasılıklarına bağlı olarak değişir (Yukihara ve McKeever, 2008).

Yüksek hassasiyetleri ve uzaysal çözünürlükleri ile düşük enerji bağımlılıkları ve suya yakın doku eşdeğerlikleri sayesinde, hedef hacim ve normal dokuların aldığı dozların hassas bir şekilde ölçülmesini sağlarlar. IMRT ve VMAT gibi tedavi tekniklerinin kullanımında in vivo dozimetri sistemleri kullanılmaktadır. Tedavi planlarının doğrulanması ve kalite güvencesi amacıyla tercih edilmektedir. Küçük boyutlu olması gibi fiziksel avantajı sebebiyle de fantom içerisinde kullanılmaktadır (Jursinic, 2007; Kry ve diğ., 2020). Heterojen yapının ağırlıklı olduğu baş-boyun bölgesi ve mandibula, oral kavite parotis gibi kritik organların bulunduğu bölgelerde ufak boyutlarının verdiği avantaj ile ışınlanan hedef volüm yakınına yerleştirilerek ölçüm alınabilir. Antromoformik fantom içerisine yerleştirilerek tedavi öncesi QA için kullanılabilir (Akselrod ve diğ., 2006).

2.6.2. Film Dozimetri

Film dozimetrisinde sıklıkla kullanılan EBT filmler çok alanlı ve karmaşık modülasyonlu planların doğrulanması için sıklıkla kullanılmaktadır. Etkin atom numarasının suya eşdeğer olması gibi fiziksel özelliği sayesinde farklı yönlerden gelen ışınlara yanıtı doğru olmaktadır. Hasta dokusuna benzer özellikler göstermesi nedeniyle, in vivo dozimetride kullanılan dozimetreler ile ışının madde etkileşimi, gerçek doku ile büyük ölçüde aynı prensiplerle gerçekleşmektedir.

Film dozimetrisi, hastaya iletilen dozun doğrulanmasında yaygın olarak kullanılan güvenilir yöntemlerden biridir. Doz ölçüm aralığı 0,2–10 Gy olan radyokromik filmler, özellikle in vivo dozimetri ve radyoterapi kalite güvence (QA) süreçlerinde etkin bir şekilde kullanılmaktadır. 100 keV ile megavolt (MV) seviyeleri arasındaki geniş enerji spektrumuna olan duyarlılığı sayesinde, bu filmler IMRT ve VMAT gibi ileri düzey ışın tedavisi tekniklerinin dozimetrik doğrulanmasında sıklıkla tercih edilmektedir (Guardiola ve diğ., 2021).

Bu filmler, yüksek uzaysal çözünürlükleri ve düşük enerji bağımlılıkları ile doz dağılımının hassas bir şekilde ölçülmesini gerektiren klinik uygulamalarda avantaj sağlar. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldıklarında, filmin aktif katmanında geri dönüşü olmayan bir polimerizasyon reaksiyonu meydana gelir ve bu da dozla orantılı bir kromatik değişime (mavi

renk oluşumu) yol açar (Butson ve diğ., 2003). Bu renk değişimi, filmin optik yoğunluğunda (OD) kalıcı bir artış yaratır ve ek kimyasal işlem gerektirmeden, ölçülen optik yoğunlukla iletilen radyasyon dozu arasında doğrudan ilişki kurulmasına olanak tanır.

Yapısal olarak, radyokromik filmler, her biri 125 μm kalınlığında iki yarı mat şeffaf polyester tabaka arasında yer alan yaklaşık 28 μm kalınlığında bir aktif katmandan oluşur. Bu aktif katman, dozimetrik tepkiyi sağlayan aktif bileşen, işaretleyici boya, stabilizatörler ve enerjiye karşı neredeyse bağımsız yanıt sağlayan diğer katkı maddelerini içerir. Üretim partileri arasında aktif katman kalınlığında küçük farklılıklar olabilse de, bu farklar genellikle klinik anlamda belirgin değildir.

Absorblanan radyasyon miktarının kararma derecesinin dansimetrik yöntemlerle ölçülmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Filmdeki kararma, genellikle optik yoğunluk (OD) veya net OD ile ifade edilir.

$$OD = \log(I_0/I) \tag{2.6}$$

I_0=Işınlamadan ortamın ışık şiddeti

I= Işınlanmış filmin ışık şiddeti

(I_0/I)'nın dozla eksponansiyel bir ilişkisi vardır. Film ışınlandıktan sonra filmde meydana gelen kararma sonucunda net yoğunluk okunmaktadır. Doz tayini karakteristik kalibrasyon eğrisinden elde edilmektedir ve optik yoğunluğun doz ile lineer bir ilişkisi vardır.

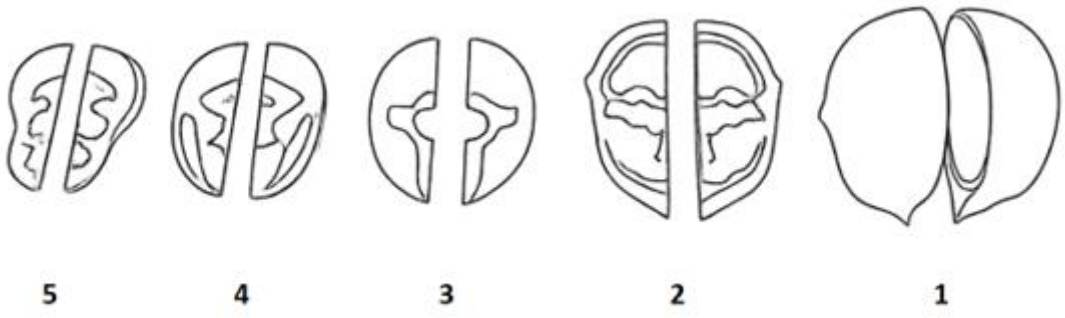
3. YÖNTEM

3.1. FANTOMUN TASARIMI VE ÜRETİLMESİ

Günümüzde optik uyarımlı lüminesans (OSL) dozimetri tekniği, in vivo çalışmalarda kullanımı yaygınlaşmıştır. Fakat OSL dozimetre için ticari olarak kullanılabilecek bir fantom tasarımı eksikliği bulunmaktadır. OSL dozimetre ile yapılan çalışmalar daha çok yüzey dozu ölçümü olmaktadır. Fakat bu çalışmamızda hedef organ ve normal dokunun aldığı dozların değerlendirmesi özgün bir fantom tasarımı ile uygun olacaktır. Aynı zamanda istenilen ölçüm noktaları belirlenerek OSL dozimetre yerleştirmek mümkündür.

Alderson Rando fantom, 2,5 cm kesit aralığı film dozimetre için standart bölgelerden tedavi planlarında elde edilen doz dağılımının karşılaştırılmasına olanak vermektedir. Oral implant varlığında, baş-boyun radyoterapisi gören hastalar için normal dokunun aldığı dozun değerlendirmesi belirli organlar için bu özgün fantom tasarımı ile mümkün olacaktır. Ayrıca, tasarlanacak bu fantom ile merkezi eksende doz dağılımı karşılaştırılabilecektir. Ehler ve diğ. yaptığı çalışmaya göre üretilecek olan bu fantom dik olarak ikiye bölünerek merkezi eksende doz dağılımı yapılabilecektir (Ehler ve diğ., 2014).

Yıllardır kullanılan Alderson Rando fantomun ölçüm tekniklerini uygulamadaki limitasyonlarından dolayı yeni fantom tasarlanmıştır. Ortalama insan vücudu anatomisi için uygun ebatlarda olan Alderson Rando fantomu referans alarak üretimi kolay yeni bir fantom böylelikle kullanılabilecektir. Gelişen teknolojiye ayak uydurabilen; güncel ölçüm tekniklerinin kullanımına imkân verecek olan bu fantom özgün bir tasarıma sahiptir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: 3B fantom ve kesit numaraları.

Fantom tasarımı hayata geçirilirken malzeme seçimi de önemlidir. Bu yüzden yumuşak dokunun ve kemiğim gerçek yoğunluğuna çok yakın değerlere sahip 3B baskı malzemesi seçilmelidir. Oral mukosa 1,05 g/cm^3, tükürük bezi 1,03 g/cm^3 ve kas 1,05 g/cm^3 yoğunluğa sahiptir (White ve diğ., 1992). Yumuşak doku için tercih edilecek olan PLA malzemesi 1,25 g/cm^3 yumuşak doku için uygundur. Diğer yandan kranyum ve mandibula 1,92 g/cm^3 yoğunluğa sahiptir (White ve diğ., 1992). Kemik için kullanılacak malzeme ise tercih edilecek olan malzeme stonefil PLA 1,70 g/cm^3 yoğunluğu bulunmaktadır. Lekholm ve Zarb'ın yaptığı kemik yoğunluğu değerlendirme ve sınıflandırma çalışmasına göre en düşük kemik kalitesinin HU değeri 0-500 arası kabul edilmektedir (Norton ve Gamble, 2001).

Fantom oluşturulurken doku eşdeğeri olması çalışmanın gerçekçiliği açısından önemlidir. Bu sebeple hastanın oral bölgesindeki yumuşak doku ve kemik varlığını da hesaba katarak farklı yoğunluklu malzeme kullanılarak 3B fantom tasarlanmıştır.

Metal artefaktların bulunduğu mandibulada hasta üzerinde ölçüm alınması mümkün olmadığından, araştırmamızda bu bölgeye özgü ticari olarak satılan fantom tasarımı olmaması sebebiyle insan anatomisine uygun olarak tasarlanan bir fantom yardımı ile sonuçlar elde edilecektir. Tasarımı gerçekleştirilecek bu fantom baş-boyun bölgesi için kullanılabilecek olup çalışma tekrar edilebilinir şekilde tasarlanmaktadır. Ticari olarak satılan fantomlar genellikle film ya da TLD' nin fantoma yerleşimine uygun olarak tasarımı yapılmaktadır. Ancak son yıllarda OSL dozimetrelerdeki klinik kullanım artışı sebebiyle in vivo ölçümlerde OSL dozimetre kullanımı yaygınlaşmış ancak bu konuda fantom tasarımları ile ilgili gelişmeler sınırlı kalmıştır. Bu sebeple OSL dozimetrelerin fantom içerisine yerleştirilebilmesini ve ölçüm yapılmasını sağlayacak şekilde özgün bir baş-boyun fantomu tasarlanmıştır. Sonuçta nihai bir ürün olarak fantom basımı gerçekleştirilmiştir.

Literatür araştırması yapıldığında PLA ve stonefil PLA kullanılarak baş-boyun fantomunun tasarımı mevcut değildir. Yapılan çalışmalar PLA yumuşak doku için ve stonefil PLA' nın ise kemik için uygun veriler içerdiğini kanıtlamaktadır. İmplant ile yapılan çalışmalar daha çok mandibulayı oluşturan fantomun yumuşak dokuyu simüle etmek suretiyle kullanılan malzemenin içine yerleştirilerek tasarımı bulunmaktadır. Bu tasarım ile baş-boyun fantomuna ait gerçekçi yeni bir fantom üretilecektir. Tüm bu ölçüm teknikleri TPS' de oluşturulan radyoterapi planlarının, hastada implant varlığında ve yokluğunda tedavi edilecek bölgede doz dağılımında sebep olacağı değişiklikler araştırılacaktır.

3B baskıda farklı materyaller kullanılmaktadır. Bu malzemelerden yumuşak dokuyu simüle edebilecek PLA 1,25 g/cm^3 filament yoğunluğuna sahip biyolojik olarak parçalanabilen bir

polimer olması sebebiyle seçilmiştir. Bu malzeme genellikle %80- %100 arasındaki dolgu yoğunluklarıyla yumuşak dokuyu simüle etmek için kullanılmaktadır (Dancewicz ve diğ., 2017). Bu tez çalışmasında normal doku için biyoçözünür bir malzeme olan eSUN marka PLA kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar doğrultusunda kemik için tercih edilen bir filament olan FormFutura marka Stonefil PLA 1,70 cm^3 yoğunluğu ile bu tez çalışmasında da kullanılmıştır.

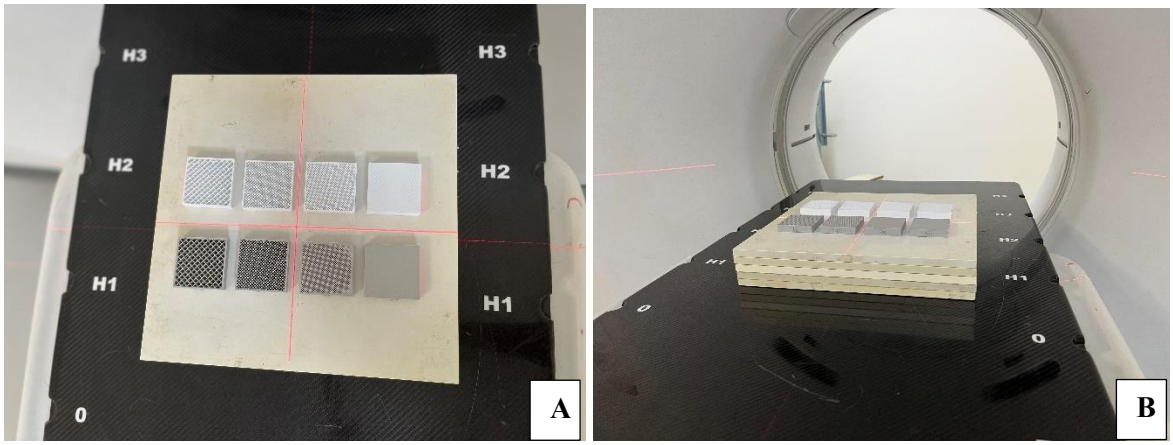
Dişlerin bulunduğu bölge mandibulanın olduğu kemik yapı olduğundan dolayı fantom tasarımı için yüksek yoğunluklu bir malzeme araştırılmıştır. Ayrıca kafatası ve omurga da kemikten oluşmaktadır. Yoğunluğu yüksek olan organ veya malzemenin elektron yoğunluğu da fazladır. Bu da maddenin radyasyonla etkileşimini etkilemektedir. Bu sebeple 3B yazıcıda üretilecek olan fantomdaki kemiği simüle edecek olan malzemenin radyasyon karşısında davranışı da göz önüne alındığında gerçek kemik ile benzer yoğunluğa sahip olması beklenmektedir.

3.1.1. Malzeme Doluluk Oranının Belirlenmesi

3B baskıda seçilen malzemenin yanı sıra malzemenin doluluk oranı da radyasyon geçirgenliğini dolayısıyla HU değiştirebilecek önemli bir parametredir. Bu çalışma için en uygun doluluk oranını bulmak amacıyla farklı doluluk oranlarına sahip örnekler radyo yoğunluğun rölatif bir ölçümü olan HU bakımından değerlendirilmiştir. Fantom tasarımı için yapılan ön çalışmada farklı doluluk oranlarına sahip PLA ve Stonefil PLA malzemesi ile üretilen örnekler GE marka Discovery RT model BT simülatör cihazı kullanılarak taraması yapılmıştır. 4 adet 5x5x1 cm^3 boyutlarındaki örnekler gri skala olarak adlandırılan HU değeri açısından karşılaştırılmıştır.

Bir ortama gelen radyasyonun absorbsiyon/zayıflatma katsayısı, BT görüntülerinin yeniden oluşturulması sırasında gri tonlu görüntü oluşturmak için kullanılmaktadır. Dokunun yoğunluğu gri skalada elde edilen tonda etkili olmaktadır. Kemik parlak gözükürken, hava gibi az yoğun bir ortam siyah gözükmektedir (Hounsfield, 1980).

Bu örneklere ait doluluk oranları; %10, %20, %40 ve %100 olacak şekilde üretilmiştir (Şekil 3.2A).



Şekil 3.2: (A) Farklı doluluk oranları ile basılan 4 adet PLA ve Stonefil PLA örneği. (B) BT cihazında HU değerlendirmesi için oluşturulan setup.

Şekil 3.2B'deki gibi setup'ı yapılarak baş-boyun protokolünde BT görüntüsü alınan bu fantomlardan üç farklı noktadan hem BT konsolunda hem de TPS' de HU değerleri kaydedilmiştir. BT konsolunda 20.4 mm^2 boyutlarındaki ilgili alan içerisinde HU ölçülürken, TPS' de nokta ölçümü yapılmıştır.

Örneklerin üç farklı noktasından HU değeri ölçüldükten sonra ortalaması alınarak aşağıdaki tablo oluşturulmuştur (Tablo 3.1).

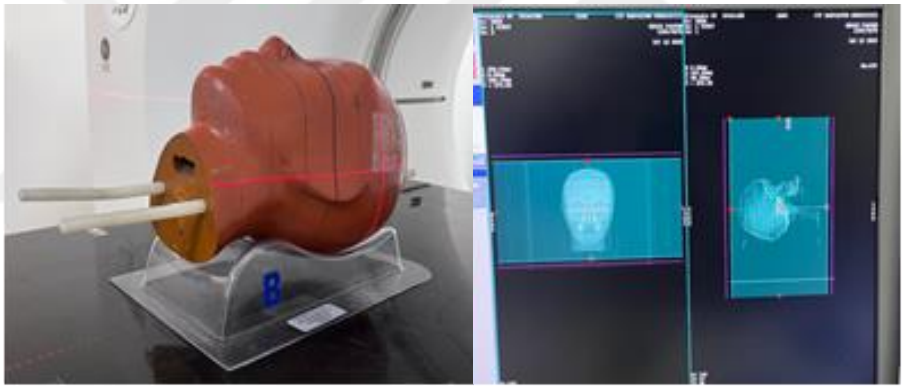
Tablo 3.1: PLA ve Stonefil PLA, BT ve TPS ortalama (ort) HU değerleri.

Doluluk Oranı (%)	PLA (ort HU)		Stonefil PLA (ort HU)	
	BT	TPS	BT	TPS
10	-858	-898	-811	-816
20	-736	-733	-690	-695
40	-525	-516	-425	-431
100	28	23	321	317

PLA için ort HU bakımından sonuçlar değerlendirildiğinde %100 doluluk oranı BT ve TPS için sırasıyla ortalama 28 ve 23 HU bulunmuştur. Bu değerler normal doku HU ile uyumludur. Stonefil PLA için ort HU bakımından değerlendirildiğinde ise %100 doluluk oranı istenildiği kadar yüksek bir HU değerine sahip değildir. Bu sebeple Gabriel P Fonseca ve arkadaşlarının yaptığı çalışma neticesinde akış oranı %100 ve %110 olduğunda ort HU değerleri sırasıyla 460 ve 551 bulunmuştur (Fonseca ve diğ., 2023). Bu çalışmada akış oranı %105 yapılarak daha yoğun yani HU değeri daha yüksek bir malzeme basımı başarılı olmuştur. BT ve TPS ortalama ort HU değerleri sırasıyla, 485 ve 475 bulunmuştur.

3.1.2. Fantomun Üretimi

Alderson Rando fantomun BT (GE, General Electric Discovery RT) simülatörde 0,625mm kesit kalınlığı ve 120 kVp ile tomografisi metal artefakt reduction (MAR) tekniği ile çekilmiştir. BT simülatör cihazında Alderson Rando fantomun DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında görüntülerini oluşturmak için kullanılmıştır (Şekil 3.3). Görüntüler kemik ve yumuşak doku ayrımını yapmak üzere Materialise Mimics programına aktarılarak segmentasyon tamamlanmıştır. DICOM görüntüleri segmente edilerek kemik, yumuşak doku ve hava bulunan bölgelerin net olarak ayrımı yapılmıştır. Segmentasyon işlemi tamamlandıktan sonra yeni bir fantom tasarlanmak üzere hazır hale gelmiştir. Materialise 3-matic programı ile fantom tasarımı gerçekleşmiş olup, ölçüm yapılacak bölgeler kesit kesit ayrılarak dozimetrik ölçüm için uygun olacak şekilde hazırlanmıştır. Belirlenen ölçüm noktaları dental implantın yakın komşuluğu seçilmiş olup çevre normal dokunun aldığı dozları değerlendirmek için uygun olmaktadır.

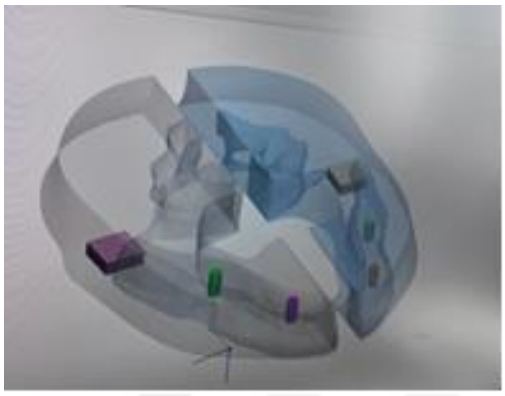


Şekil 3.3: Alderson Rando fantom ve DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında görüntüleri.

Yüksek HU sahip implantların neden olduğu en büyük sorun BT kesitlerinde artefakt yapmasıdır. Dolasıyla implant civarındaki HU değeri de değişmektedir. Bunu engellemek amacıyla bilgisayar programı aracılığıyla geliştirilen MAR yazılımı ile artefakt azaltma yöntemine gidilmektedir. Artefakt azalma yöntemi uygulanarak BT taraması yapıldığında görüntü kalitesi iyileşmektedir. Bu yazılımın kullanılmasının amacı tedavi alanının içerisinde veya yakın komşuluğunda artefakt oluşması durumunda, elektronların ortam içerisindeki saçılmalarını daha doğru olarak hesaba katarak görüntünün iyileşmesini sağlamasıdır.

Kesitlere ayrılan bölgeler film dozimetrisi yapmak amacıyla simetrik olarak ikiye ayrılmaktadır (Şekil 3.4). Ayrıca ölçüm alınacak noktalar belirlenerek aksiyel düzlemde parçalara ayrılmaktadır. Bu düzlemler seçilirken hem film dozimetri hem de OSL dozimetri

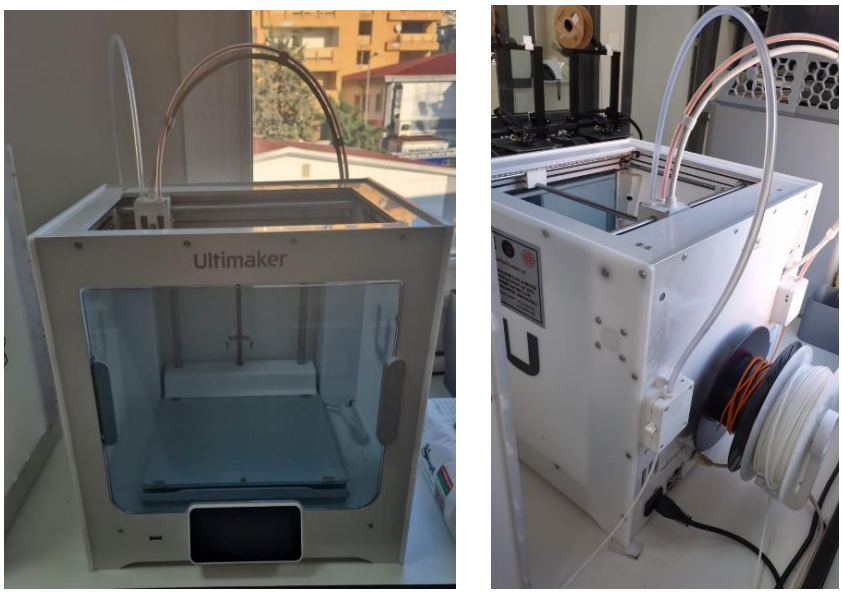
tekniği ile ölçüme uygun hale getirilmiş olmaktadır. Kritik organ için belirlenen bölgelere yeterli adette OSL dozimetre sığacak şekilde tasarım yapılmıştır. Buna ilaveten, dental implant ölçüsü kadar bölge çizilmiş olup; buradaki malzeme takılıp çıkarılabilir şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 3.4: Tasarlanan fantoma ait bir kesit gösterilmektedir.

Baş fantomu için PLA ve Stonefil PLA olmak üzere iki farklı filament kullanılmıştır. PLA ve Stonefil PLA %100 doluluk ile basılmıştır. Stonefil PLA ile yoğunluğu daha fazla bir ürün elde edilmek istenildiğinden dolayı akış oranı %105 yapılarak basılmıştır.

Fantom, katı tabanlı bir sistem olan erimiş biriktirme modellemesi (FDM) tekniği kullanılarak Ultimaker S3 cihazında basılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Ultimaker S3 3B baskı cihazı.

Çift başlıklı bir 3B yazıcı olan Ultimaker S3 cihazına PLA ve Stonefil PLA aynı anda üretimi gerçekleştirmek üzere yerleştirilmiştir. PLA ile normal doku; Stonefil PLA ile kemik simüle

edilecek şekilde tasarlanan fantom .stl formatında üç boyutlu cihaza bilgileri aktarılmıştır. Ultimaker S3 cihazına ait teknik özellikler Tablo 3.2' de verilmiştir.

Tablo 3.2: Ultimaker S3 cihazına ait teknilk özellikler.

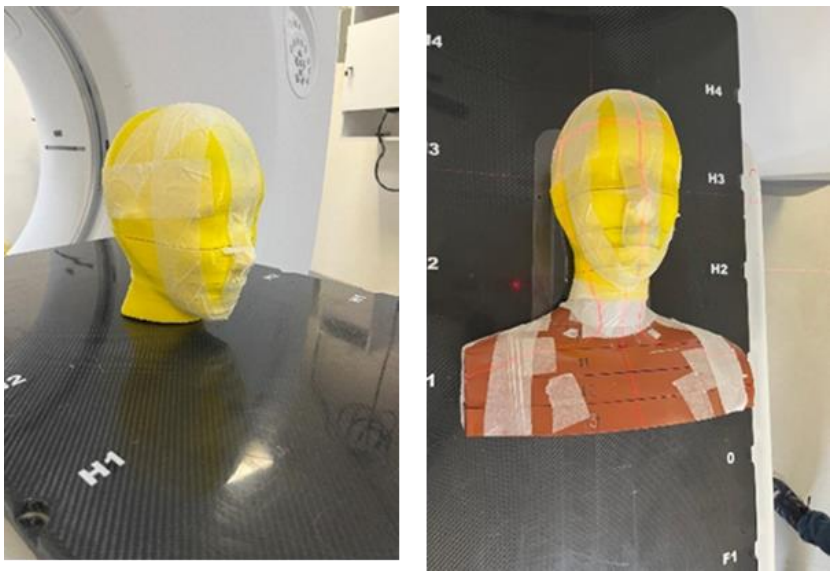
Özellikler	Veriler
Teknoloji	Fused Filament Fabrication -FFF
Baskı Başlığı	Çift ekstrüzyon baskı kafası, otomatik nozul kaldırma sistemi ile değiştirilebilir baskı çekirdeklerine sahiptir.
Baskı Hacmi (XYZ)	230 x 190 x 200 mm (9 x 7.4 x 7.9 in)
Katman Çözünürlüğü	0.25 mm nozzle: 150 - 60 micron 0.4 mm nozzle: 200 - 20 micron 0.6 mm nozzle: 300 - 20 micron 0.8 mm nozzle: 600 - 20 micron
XYZ çözünürlüğü	6.9, 6.9, 2.5 micron
Baskı Hızı	< 24 mm^3/s
Baskı Levhası	Isıtmalı cam yapı levhası (20 - 140 °C)
Nozul Çapı	0.4 mm (ürüne dahil) 0.25 mm, 0.6 mm, 0.8 mm (ayrı satılmakta)
Cihaz Ebatı	394 x 489 x 637 mm
Cihaz Ağırlığı	14.4 kg

PLA ve Stonefil PLA basımı sırasında tercih edilen değerler aşağıdaki tabloda verilmektedir (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: PLA ve Stonefil PLA basımı için kullanılan değerler.

	PLA	Stonefil PLA
Nozzle Sıcaklığı	215 °C	230 °C
Nozzle Çapı	0,4 mm	0,4 mm
Tabla Sıcaklığı	60 °C	60 °C
Duvar Sayısı	2	2
İnfill Oranı	%100	%100
İnfill Şekli	Düz çizgili	Düz çizgili
Akış Oranı	%100	%105
Katman Kalınlığı	0,2 mm	0,2 mm
Baskı Hızı	50 mm^3/s	50 mm^3/s

Fantom basımı sonucunda ortaya çıkan nihai ürün Şekil 3.6' de gösterilmiştir.



Şekil 3.6: 3B baskıda üretilen baş fantomu.

3.2. G.E. (GENERAL ELECTRIC) BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ SİMÜLATÖR CİHAZI

Tedavi planlama öncesi maksimum görüntüleme alanı 80 cm'e kadar çıkabilen BT cihazı ile Geniş Görüş algoritması sayesinde görüntüsü çekilen hacmi, kesme konumunda su veya yumuşak doku olarak algıladığı en uygun nesneyi belirleyerek projeksiyonu tamamlar (Şekil 3.7). Maksimum Görüş Alanı algoritması, nesnenin geometrik konturunu rekonstrüksiyon sürecinde yinelemeli olarak güncellemek için ardışık ileri ve geri projeksiyon işlemlerini kullanır. Hasta üzerinde metal protez varlığında uygulanan SMART Metal Artifact Reduction (SMART MAR) algoritması, yüksek yoğunluklu metalik yapılar nedeniyle oluşan artefaktların giderilmesine yönelik olarak uygulanmasına olanak vermektedir. Algoritma, metalin neden olduğu foton açlığı, ışın sertleşmesi (beam hardening) ve çizgisel artefaktları (streak artifacts) azaltmak amacıyla projeksiyon verileri üzerinde ileri ve geri projeksiyon tekniklerini kullanarak iteratif düzeltmeler gerçekleştirmektedir. Böylece, görüntü kalitesi artırılarak anatomik yapıların daha doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi sağlanmaktadır. Minimum 0,625 mm kesit aralığı ile görüntüleme imkânı olan bu cihazda SMART MAR algoritması kullanılarak dental implant yokluğunda ve varlığında baş-boyun fantomunun görüntülemesi yapılmıştır.



Şekil 3.7: GE Discovery RT BT cihazı.

3.3. VARIAN RAPIDARC LİNEER HIZLANDIRICI

Varian DHX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcı 6, 9, 12, 15, 18 MeV elektron enerjileri ile 6 ve 15 MV foton demetleriyle tedavi yapmaya olanak vermektedir (Şekil 3.8). 120 adet çok yapraklı kolimatör (ÇYK) bulunan bu lineer hızlandırıcı 40 x 40 cm^2 tedavi alanına sahiptir. Millenium ÇYK yapısına sahip olan lineer hızlandırıcı, merkezden itibaren 20 x 40 cm^2 alanda 80 adet 0,5 cm'lik ÇYK bulunurken kalan diğer alanda 40 adet 1 cm'lik ÇYK bulunmaktadır. Doz hızı 100-600 MU/dk olarak değişmektedir. VMAT tedavi tekniği uygulanan planlarda aktif yaprak-lif 30 x 40 cm^2 alanda çalışmaktadır. Görüntü almak amacıyla kullanılan On Board Imager (OBI, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) sayesinde cone beam computed tomography (CBCT) görüntüleme yapılabilmektedir. kV X-ışını tüpü ve dedektörden oluşan sistem lineer hızlandırıcı cihazına entegre olarak kullanılmaktadır.



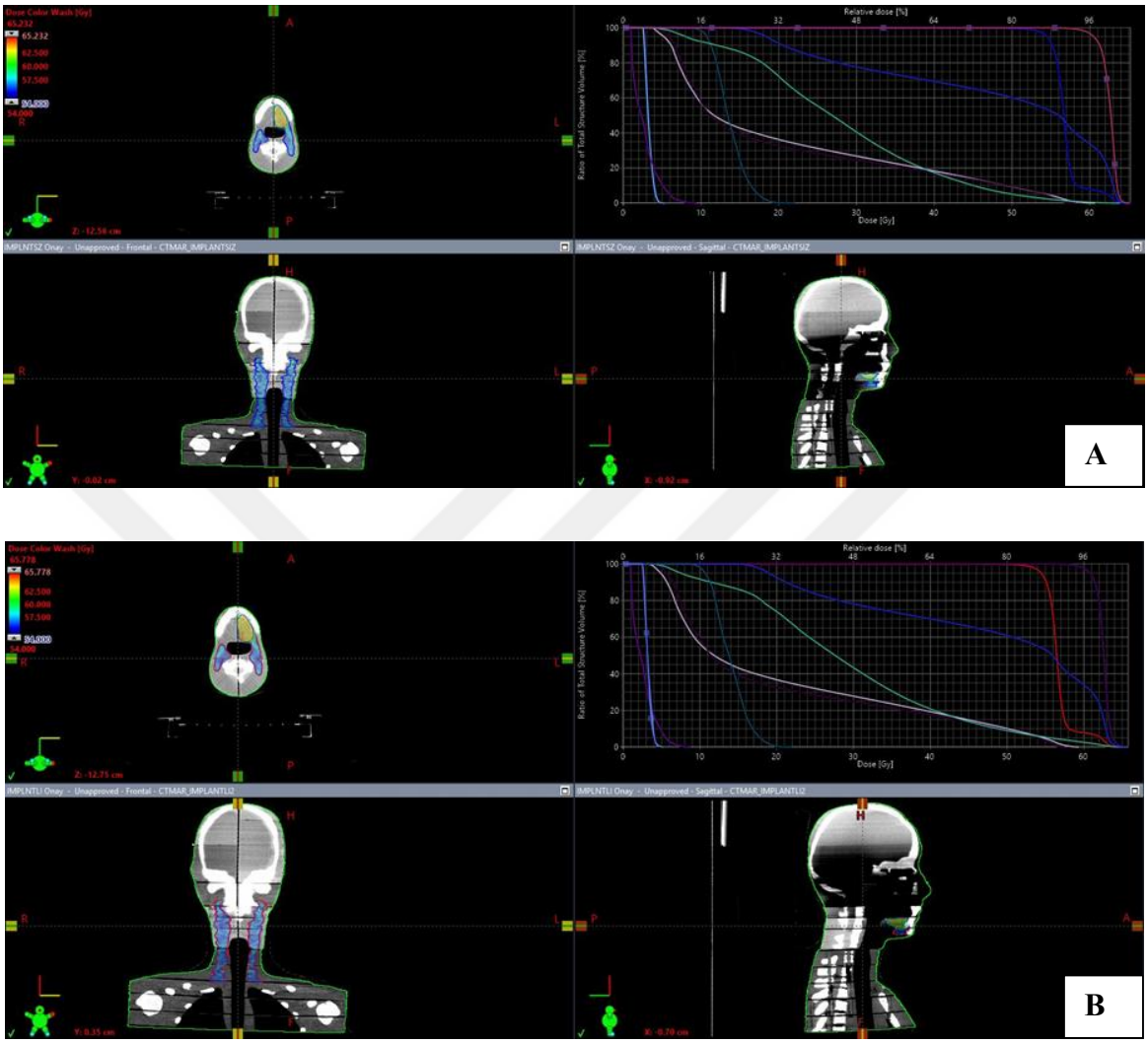
Şekil 3.8: Varian marka RapidArc model DHX lineer hızlandırıcı cihazı.

3.4. ECLIPSE TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ (TPS)

TPS; AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), birincil fotonlar, odak dışı saçılan fotonlar ve ışın şekillendirici aygıtlardan kaynaklanan elektronlar için ayrı modellemelere dayanan, 3B Pencil Beam ve Convolution-Superposition tabanlı bir doz hesaplama algoritması ile doz hesaplamalarını yapmaktadır. Fiziksel parametreler, cihaz özellikleri dikkate alınarak modellenir ve bu durum hesaplama süresinde belirgin bir azalma sağlar. Doku heterojeniteleri, çoklu lateral yönlerdeki foton saçılma kernelleriyle anizotropik olarak değerlendirilir. Nihai doz dağılımı, foton ve elektron bileşenlerinin birleşimiyle elde edilir. BT verileri, bireysel kalibrasyon eğrileriyle işlenerek her vokselin ortalama elektron yoğunluğu elde edilir. Bu yoğunluk bilgisi, algoritmanın temelini oluşturmaktadır (Sievinen ve diğ., 2005).

3.4.1. Tedavi Planlama ve Işınlama

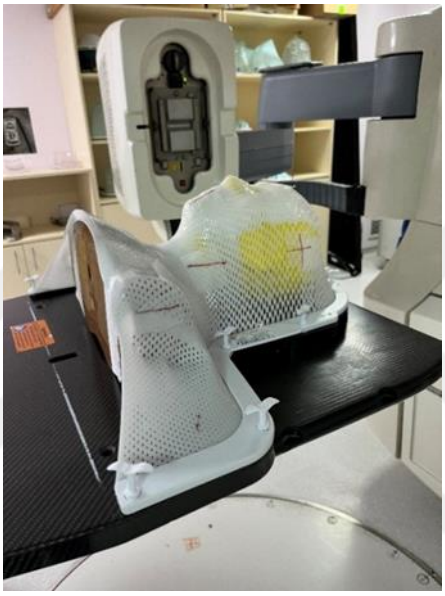
Tedavi planlaması, Varian Eclipse v16.1 (TPS) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.9). Simültane entegre boost (SIB) planı oluşturularak 30 fraksiyon; sol oral kavitede yer alan primer tümöre toplam 60 Gy, bölgesel lenf nodlarına ise 54 Gy uygulandı. VMAT planı, medikal fizikçi tarafından 6 MV foton enerjsi, 181°-179° ve 179°-181° açılarında olmak üzere saat yönünde ve saat yönünün tersine iki alan kullanılarak oluşturuldu. Doz hızı 600 MU/dk olarak seçildi. Planlana hedef volüm (PTV) ve risk altındaki organlara (OAR) yönelik doz sınırlamaları, RTOG 00-22 kılavuzuna uygun olarak uygulandı (Eisbruch ve diğ., 2010).



Şekil 3.9: A) Dental implant yokluğunda TPS' e ait görüntüler, B) Dental implant varlığında TPS' e ait görüntüler.

Klinik olarak metal kaynaklı görüntüleme artefaktlarını simüle etmek amacıyla, üst ve alt çeneye simetrik olarak toplam sekiz dental implant (Trias-ixx2 Implants Systems; Servo-Dental GmbH & Co. KG) yerleştirildi. PTV, deneyimli bir radyasyon onkoloğu tarafından anatomik yapılar ve klinik öneme dayalı olarak tanımlandı. Aynı klinisyen, risk altındaki organlar (OAR) ve çevresindeki normal dokuları da standart radyoterapi konturlama kılavuzlarına uygun şekilde konturladı. Bu yaklaşım, tedavi planlamasında ve doz dağılım analizinde tutarlılık ve doğruluk sağladı.

Tedavi esnasında yapıldığı sırayla önce fantoma maske yapıldı (Şekil 3.10). Maske, üzerinde işaretlenmiş noktalara göre lazer kılavuzluğunda yerleştirildikten sonra tedavi planlamadan gelen veriler ışığında referans noktaya göre kaydırmalar yapıldı. CBCT görüntülemesi yapıldı ve planlama CT' sinden gelen görüntüler ile CBCT görüntüleri eşleştirildi. Eşleştirme sonucunda dental implant yokluğunda ve varlığında her iki ışınlama öncesi yapılan setupta kaydırma değerlerinin 2 mm'den fazla olmadığı görüldü. Bu sonuçlar, rutin klinik protokolümüzle uygunluk göstermektedir.

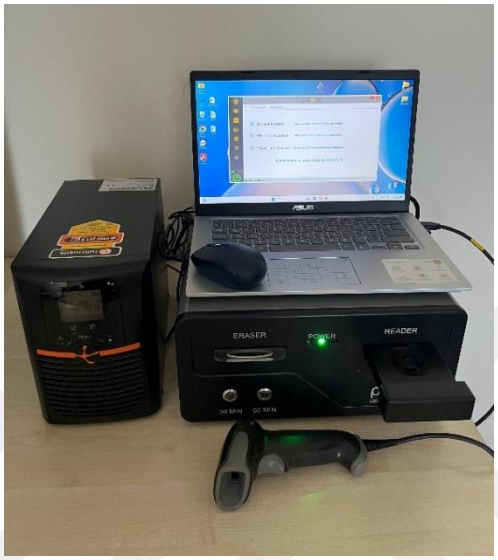


Şekil 3.10: Baş-boyun maskesi giydirilerek yapılmış setup.

3.5. OPTİK UYARIMLI LÜMİNESANS DOZİMETRE (OSLD) SİSTEMİ

Radkor firması tarafından üretilen Pdose dozimetre sistemi 6-25 MV foton enerji aralığında ölçüm yapmaya uygun olarak tasarlanmıştır. 1 mGy-10 Gy doz aralığında ölçüm yapabilme kapasitesine sahiptir. Efektif atom numarası (Z) 7,11 olan vücut eş değeri Berilyum Oksit (BeO) kristali ile üretilmiştir. ≤20 sn gibi kısa bir sürede okuma yapabilmektedir. Pdose dozimetresi 12 x 12 x 4 mm^3 boyutlarında olup ilk olarak 700 °C'de 3 saat tavlanmıştır. 1,07 gr/cm^3 yoğunluklu plastik bir kalıba yerleştirilmek suretiyle, bir tanımlama (ID) numarası verilerek kullanılmaktadır. Pdose dozimetre sistemi bir bilgisayar aracılığı ve bir barkod okuyucu ile OSLD okuma yeri bulunan bir cihaza bağlanmaktadır. OSL sinyal bozunma eğrileri, her dedektörün tanımlayıcı kimliğiyle ilişkilendirilerek analiz edilmiştir. Işınlanan BeO OSLD' lerin okunması, RADKOR (Ankara, Türkiye) bünyesindeki Pdose OSL dozimetri sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sistem; okuyucu, silgi modülü ve yazılımdan oluşmaktadır.

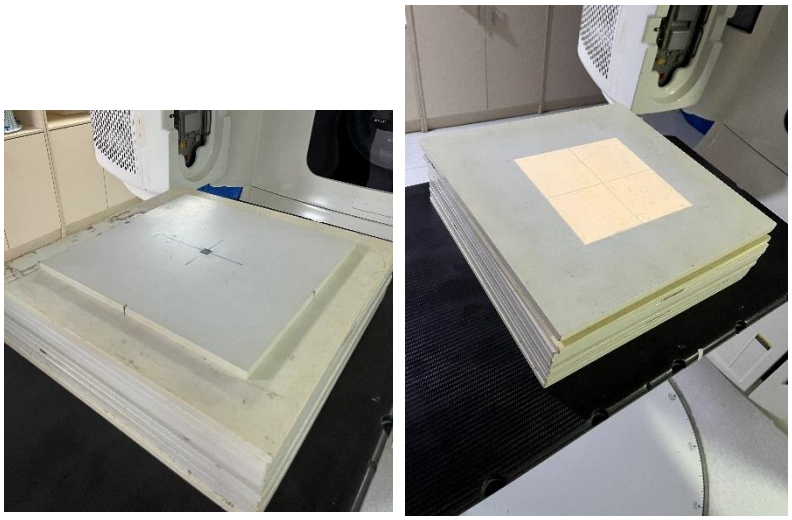
Okuyucu sistem, optik uyarım için yeşil LED ışık kaynağı kullanmakta ve 1 saniyelik sürekli dalga modunda çalışmaktadır. Fotoçoğaltıcı tüp, OSLD' den yayılan sinyali algılar; ölçülen sinyalin şiddeti, alınan radyasyon dozu ile doğrusal ilişkilidir. Cihaza ait yazılım, doz verilerinin kaydedilmesini ve otomatik değerlendirme işlemlerinin gerçekleştirilmesini mümkün kılar. Pdose dozimetri sistemi Şekil 3.11' de verilmektedir.



Şekil 3.11: Pdose dozimetri sistemi.

3.5.1. OSLD Kalibrasyonu

BeO OSL dozimetre kalibrasyonu için referans derinliği olan 1,5 cm' de olmak üzere 10x10 cm^2 genişlikte katı fantomda setup oluşturuldu. Bu amaçla 5 adet OSLD kalibrasyon amacıyla 6 MV foton enerjisinde maksimum doz derinliğinde (dmax:1,5 cm) 200 MU ile ışınlanarak depth dose factor (derin doz faktör) belirlendi. Derin doz faktör için ortalama doz 195,98 cGy hesaplandı. Sensivity factor (hassaslık faktörü) 1 olarak kaydedildi. OSLD kalibrasyonu için oluşturulan setup Şekil 3.12' da gösterilmektedir.



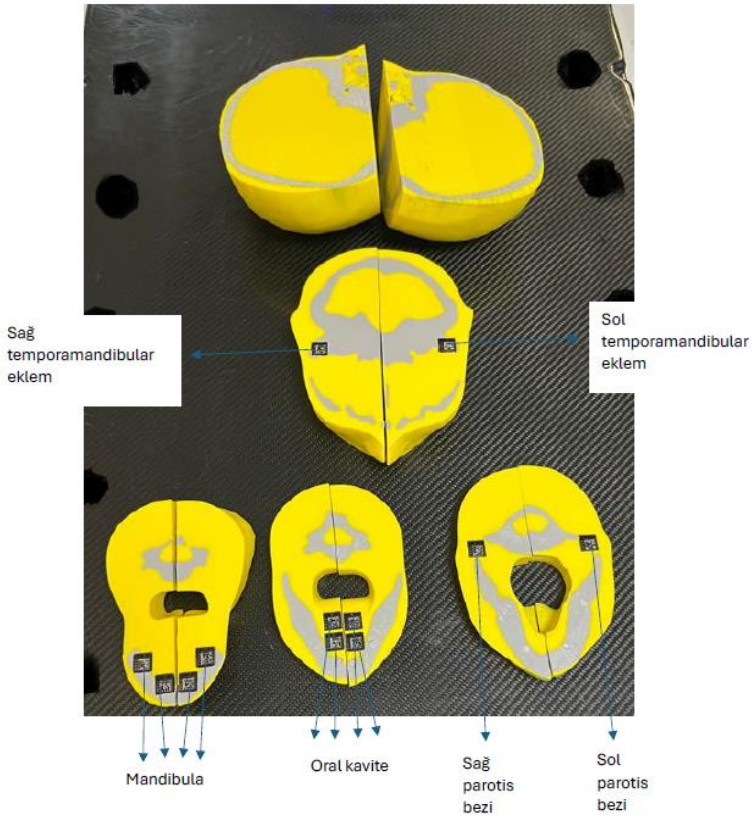
Şekil 3.12: OSLD kalibrasyonu için setup düzeneği.

Kara ve Hiçsönmez'in yaptığı çalışmada 400 cGy'ye kadar doğrusal bir ilişki gözlemlendiği için lineerite testi bu tez kapsamında tekrar edilmemiştir. Bu nedenle, söz konusu çalışmadan elde edilen verilere dayanarak ortalama klinik lineerite faktörü 1,0085 olarak kullanılmıştır. Klinik faktörün(k_{lin}) hesaplanmasında, OSL dozimetre ile ölçülen dozlar iyon odası ölçüm değerlerine normalize edilmiştir. Verilerin 300 cGy'ye kadar olan kısmının kullanılmasının nedeni, bu tez çalışmasında tedavi dozunun 200 cGy/fraksiyon olarak tanımlanması ve maksimum ölçüm dozunun 219,3 cGy olmasıdır.

Kara ve Hiçsönmez' in yaptığı çalışmada, 6 MV foton ışını ile iyon odası ve BeO OSL ile rölatif derinlik doz değerleri ölçülmüş, sonuçların uyum içerisinde olduğu görülmüştür. Bu sebeple farklı doz derinliklerinde ölçümler yinelenmemiş, derinlikten kaynaklanan dozdaki değişim hesaba katılmamıştır. Ayrıca Kara ve Hiçsönmez'in çalışmasına göre 0°, 30°, 45°, 60° ve 90° açılarda, 6 MV foton demeti ile yapılan ışınlamalarda açısal düzeltme faktörü sırasıyla 1,00; 1,00; 1,01; 1,02; ve 1,03 bulunmuştur. %3 içerisinde bulunan bu değerler doz değerleri hesaplanırken dikkate alınmayıp kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

Kaynak-cilt mesafesi (SSD) değiştiği için düzeltme faktörü kullanılması uygundur. Fakat Kara ve Hiçsönmez' in çalışmasına göre SSD= 100 cm'de SSD faktör %1ve SSD=90 cm' de SSD faktör %0,99 olarak belirtilmiştir. ARC tedavisinin değişen gantry açılarında dolayısıyla farklı SSD mesafelerinde olmasından kaynanan karmaşıklıktan ve söz konusu çalışmamızda SSD mesafesinin 90 cm'den az olmamasından dolayı %1'lik fark kabul edilebilir görülmüştür.

Kalibrasyon işlemi tamamlandıktan sonra, ışınlama sonrası okuma amacıyla Pdose dozimetri sistemi kullanılarak 72 adet OSLD hazırlandı. OSLD temsil ettikleri bölgeler Şekil 3.13’ de, OSLD etiketlerinin konumları ise Şekil 3.14’ de gösterilmiştir.



Şekil 3.13: OSLD temsil ettikleri bölgeler.

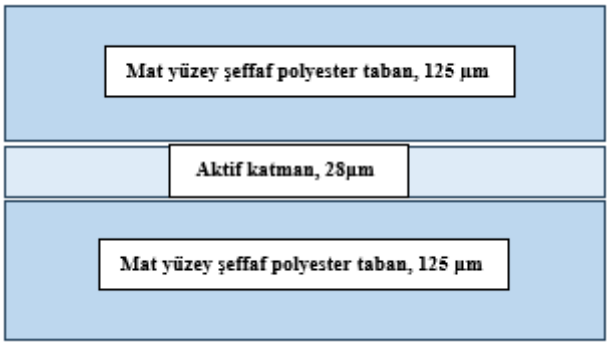


Şekil 3.14: OSLD etiketlerinin konumları.

3.6. EBT4 GAFKROMİK FİLM DOZİMETRİ

Gafchromic™ EBT4 filmleri, iyonlaştırıcı radyasyonun soğurulan dozunu yüksek doğrulukla ölçmek amacıyla tasarlanmış pasif dozimetrelerdir ve özellikle yüksek enerjili foton demetleriyle gerçekleştirilen radyoterapi uygulamaları için uygundur. Dinamik ölçüm aralığı 20–1000 cGy olan EBT4 filmleri, bu doz aralığında yüksek hassasiyet ve tekrarlanabilirlik sağlamaktadır. IMRT, VMAT ve brakiterapi gibi karmaşık doz dağılımı gerektiren tedavi tekniklerinde yaygın olarak kullanılan bu filmler, çalışmada standart ortam koşullarında saklanmış ve ölçümlerde doz yanıtı doğruluğunu koruyacak şekilde hazırlanmıştır.

Film, ortalama kalınlığı 28 μm olan bir aktif tabakanın, her biri 125 μm kalınlığındaki mat polyester taşıyıcı tabakalar arasında yer almasıyla oluşturulmuştur. Aktif tabaka, ışınlamaya yanıt veren temel bileşeni, bir işaretleyici boya, stabilizatörler ve enerjiye neredeyse bağımsız yanıt elde edilmesini sağlayan çeşitli yardımcı maddeleri içermektedir. Bu aktif katmanın kalınlığı, üretim partileri arasında küçük farklılıklar gösterebilmektedir. EBT4 filmin yapısı Şekil 3.15 te gösterilmektedir.



Şekil 3.15: EBT4 filmin yapısı.

Işınlama sonrası ölçüm yapmaya uygundur. Enerji bağımlılığı 100 keV'den MV aralığına kadar minimal yanıt farklılığı göstermektedir. Doku eşdeğerliğine yakın özellik göstermektedir. Yüksek mekânsal çözünürlüğü sayesinde 25 µm veya daha küçük yapılar ayırt edilebilir. Aktif tabakada yer alan işaretleyici boya sayesinde; çok kanallı dozimetrik okuma ile homojenlik düzeltmesi yapılmasına olanak tanımakta ve UV/görünür ışığa duyarlılığı azaltır. 60 °C'ye kadar olan sıcaklıklarda kararlılığını korumaktadır. EBT4 filme dahil edilen sarı işaretleyici boya, RGB tabanlı bir film tarayıcı ve film analiz yazılımı ile kullanıldığında, üç kanallı dozimetrinin uygulanmasına olanak sağlamaktadır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16: EBT4 filmi.

3.6.1. EPSON Perfection V850 Pro Tarayıcı

EPSON Perfection V850 Pro film tarayıcı klinikte kullanılan flatbed bir tarayıcıdır. Beyaz LED ışık kaynağı ile çalışmaktadır. Maksimum tarama alanı 216 mm x 297 mm (yatay x dikey)

ve optik çözünürlüğü 6400 DPI (yatay x dikey)' dır. Optik yoğunluğu 4 Dmax ve tarama renk derinliği 48 bit' tir (Şekil 3.17).

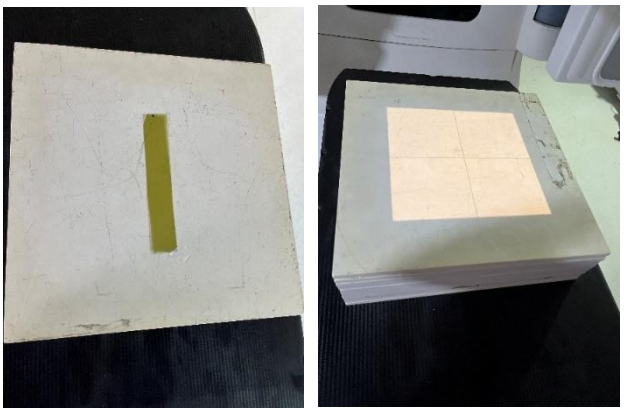


Şekil 3.17: EPSON Perfection V850 Pro film tarayıcı.

3.6.2. EBT4 Gafkromik Film Kalibrasyonu

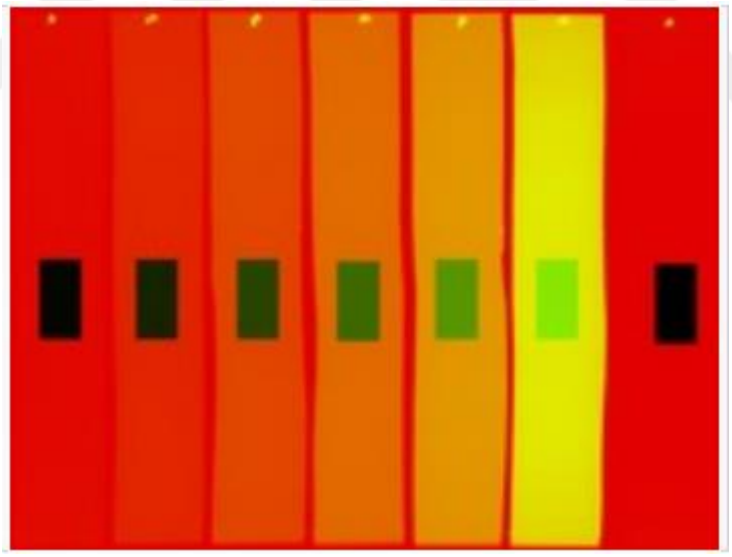
6 MV foton enerjisi için film kalibrasyonu yapıldı. EBT4 gafkromik filmleri aynı kutuda bulunan ve lot numarası 01152401 olan filmler kullanıldı. Işınlanmamış ve ışınlanmış filmlerin tümü Epson Perfection V850 Pro cihazında tarandıktan sonra Radiochromic.com yazılımı ile kalibrasyon ve analiz işlemleri yapıldı.

20,32 cm x 25,40 cm (genişlik x yükseklik) ebatlarındaki aynı lot numaraları filmlerden biri ışınlanmamış olarak tarandı. Kalibrasyon için bir adet ışınlanmamış ve altı adet ışınlamak üzere 20,32 cm x 3,8 cm ebatlarında yedi adet film kesildi. Hazırlanan altı adet film 25 x 25 cm^2 alan büyüklüğü, SSD 100 cm, gantri ve kolimatör açısı 0^0 olarak hazırlanan setup koşullarında PTW RW3 su eşdeğeri katı fantomda dmax derinliğine (1,5 cm) yerleştirildi (Şekil 3.18). Kalibrasyon filmleri 10, 45, 85, 130, 185 ve 285 MU ile ışınlandı.



Şekil 3.18: EBT4 film kalibrasyonu için setup düzeneği.

Işınlanmamış ve ışınlanmış filmler ayrı ayrı zarflar içerisinde karanlık bir ortamda muhafaza edildi. Işınlamadan 48 saat sonra Epson Perfection V850 Pro tarayıcıda 72 dpi çözünürlük ve 48 bit tarama renk derinliğinde tarandı. Filmler tarandıktan sonra kalibrasyon işlemi için Radiochromic.com yazılımı kullanıldı (Şekil 3.19).

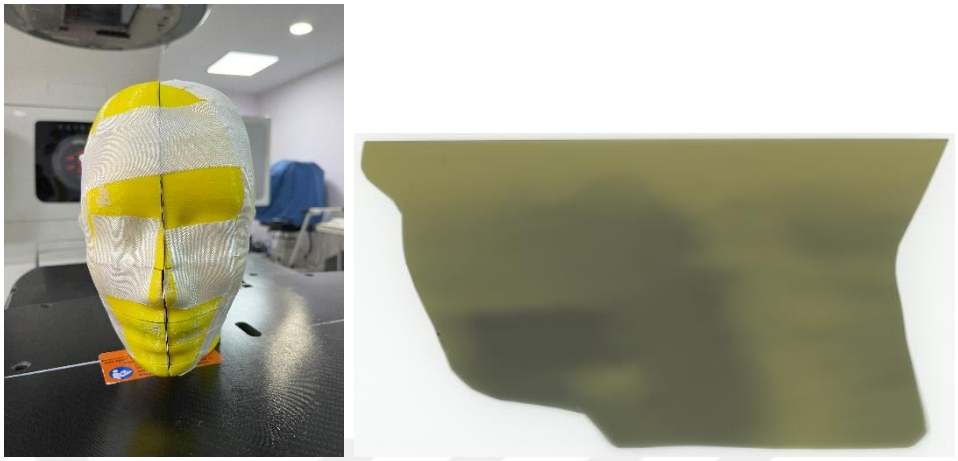


Şekil 3.19: Radiochromic.com yazılımında EBT4 film kalibrasyonu.

3.6.3. Fantom İçerisine Gafkromik Filmlerin Yerleştirilmesi

Dikey eksende simetrik olarak ikiye ayrılabilen fantom içerisine gafkromik film yerleştirildi (Şekil 3.20). Aksiyel eksende de beş parçaya ayrılabilen fantom kraniokaudal yönde ikinci ile üçüncü; üçüncü ile dördünce ve dördüncü ile beşinci kesitler arasına gafkromik filmler yerleştirildi. Filmler ışınlandıktan sonra kapalı bir zarf içerisinde karanlık bir ortamda 48 saat

muhafaza edildikten sonra Epson Perfection V850 Pro tarayıcıda tarandı. Taranan filmlerin analizi yapmak üzere Radiochromic.com yazılımına aktarıldı

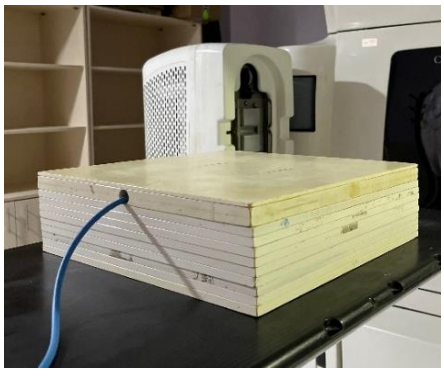


Şekil 3.20: Fantom içerisine EBT4 filmi yerleştirilmesi.

3.7. İYONİZASYON ODASI TABANLI DOZİMETRİK SİSTEM

3.7.1. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

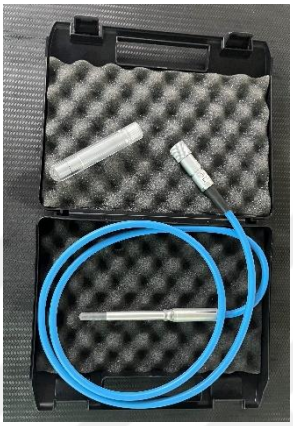
RW3 fantomu, Co-60 ile 25 MV foton ışını enerji aralığında ve 4 MeV' den 25 MeV' e kadar olan elektron enerjisi aralığında su eşdeğerliğine sahiptir (Şekil 3.21). Doz kalibrasyonu ve kalite güvencesi ölçümlerinde kullanılmaktadır. Ölçüm derinliği değiştirilerek istenilen derin doz ölçümleri yapılabilmektedir. Her bir fantom 40 x 40 cm^2 olup, 1 mm, 2 mm, 5 mm ve 10 mm olarak farklı kalınlıklarda üretilmektedir. Her plaka, yalnızca ±0.1 mm kalınlık toleransıyla hassas bir şekilde üretilmiştir. RW3, %2 oranında TiO_2 içeren karışık polystyrene (C_8H_8) malzemeden oluşmakta ve kütle yoğunluğu 1.045 g/cm^3'tür (Guardiola ve diğ., 2022). Farklı hacimlerde ölçüm yapmaya imkân veren delikli fantomları da mevcuttur.



Şekil 3.21: RW3 fantomu.

3.7.2. PTW 30013 0,6 cc Farmer İyon Odası

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde su geçirmez olup referans dozimetre olarak kullanılmaktadır (Şekil 3.22). Hassas hacmi 0,6 cc, merkezi elektrodu alüminyum ve grafitlenmiş akrilik duvardan oluşmaktadır. 30 kV – 50 MV foton enerjisinde ve 10 – 45 MeV elektron enerjisinde kullanılmaktadır. Çalışma voltajı ±100 – 400 V olup nomimal çalışma voltajı 400 V' dur[1].



Şekil 3.22: PTW 30013 0,6 cc Farmer iyon odası.

3.7.3. PTW Unidos Romeo Elektrometre

Foton ve elektron dozimetrisinde absorbe doz ölçümü için kullanılabilen mobil bir ekipmandır (Şekil 3.23). 400 fA … 2.6 µA akım ve 4 pC … 9.3 C yük aralığında ± 400 V bias voltajda çalışmaktadır[2].



Şekil 3.23: PTW Unidose Romeo Elektrometre.

[1] PTW 30013 0,6 cc Farmer ionization chamber, https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chamber-30013-waterproof, [Ziyaret tarihi: 20.07.2025].

[2] PTW Unidos Romeo electrometer, https://www.ptwdosimetry.com/en/products/unidos-tango-and-unidos-romeo-reference-class-electrometers, [Ziyaret tarihi: 20.07.2025].

4. BULGULAR

İmplant yokluğunda ve varlığında yapılan tedavi planlarında hedef volümler reçete dozunun %95'ini kapsarken normal dokuların klinikte uygulanan protokole uygun olarak eşik değerin altında olması sağlandı. Baş fantomu kraniokaudal yönde beş parçaya ve sagital eksende simetrik olarak ikiye bölünerek üretildi. Kraniokaudal yönde parçalara ayrılan kesitler aynı büyüklükte olmamakla birlikte, OSLD yerleri normal doku değerlendirmesi yapabilmek amacıyla anatomik olarak belirlenen noktalar özellikle seçildi. Fantomun kesitleri arasına EBT4 gafkromik filmleri yerleştirilerek gamma değerlendirmesi yapıldı.

4.1. OSLD OKUMASINDA ELDE EDİLEN VERİLER

İmplant varlığında ve yokluğunda baş-boyun fantomunda belirtilen yerlere OSLD yerleştirildikten sonra okuma işlemi yapıldı. Baş-boyun fantomunda 12 noktada ölçüm yapıldı ve üçer kez tekrarlandı. TPS ve OSLD okumaları tablo haline getirildi.

Tablo 4.1: Dental implant yokluğunda planlanan TPS ile ölçülen OSLD ortalama dozları ve standart sapma (STD) değerleri; TPS ve Ortalama OSLD dozları farkları (cGy ve %).

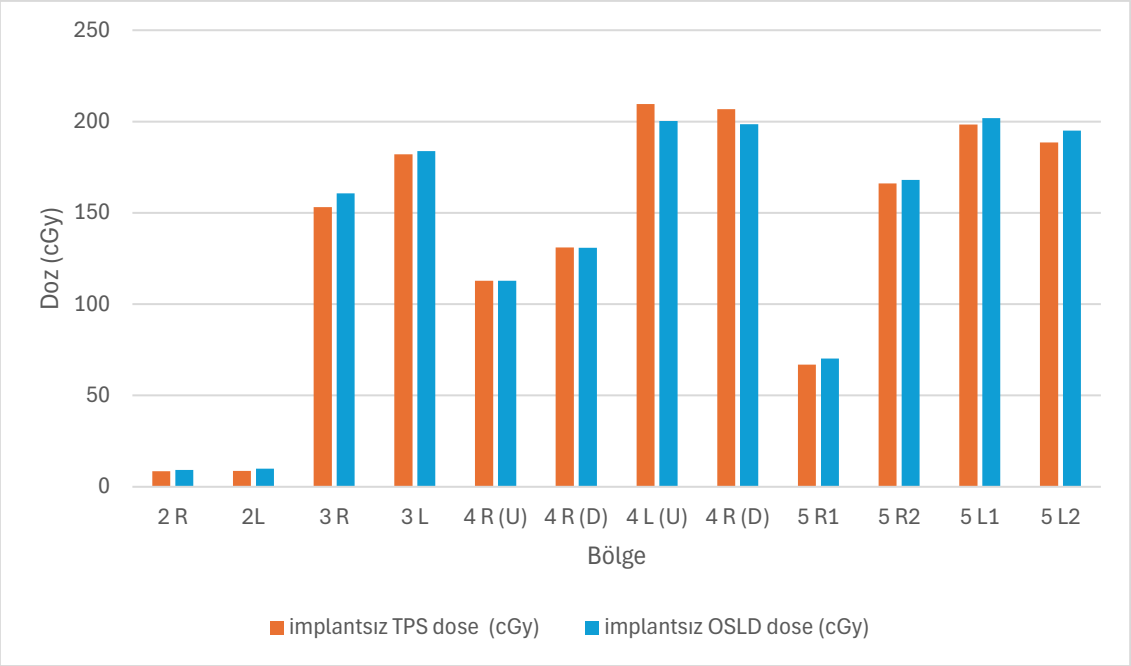
Bölge	Planlanan TPS (cGy)	Ölçülen OSLD (cGy) ortalama ± STD	Fark (cGy)	Fark (%)
2 R	8.5	9.22 ± 2.3	0.72	8.47
2 L	8.7	9.96 ± 1.9	1.26	14.48
3 R	153.1	160.71 ± 8.9	7.61	4.97
3 L	182.1	183.81 ± 11.4	1.71	0.94
4 R(U)	112.8	112.74 ± 6.8	0.06	0.05
4 R(D)	131.1	130.9 ± 7.8	0.2	0.15
4 L(U)	209.5	200.3 ± 11.3	9.2	4.39
4 L(D)	206.8	198.5 ± 10.4	8.3	4.02
5 R_1	66.9	70.18 ± 9.2	3.28	4.9
5 R_2	166.1	167.99 ± 4.7	1.89	1.14
5 L_1	198.4	201.94 ± 10.5	3.54	1.78
5 L_2	188.5	194.97 ± 9.3	6.47	3.43

Dental implant yokluğunda yapılan çalışmada, ışınlanan hedef volümden uzak noktalara yerleştirilen OSLD' lerin okumaları yapıldığında TPS ve OSLD okumaları arasındaki farkın %15' e kadar ulaştığı görüldü. Işınlanan hedef volüm içerisinde veya yakınında bulunan OSLD okumalarında ise TPS ve OSLD okumaları arasındaki farkın %5 içerisinde olduğu kaydedildi.

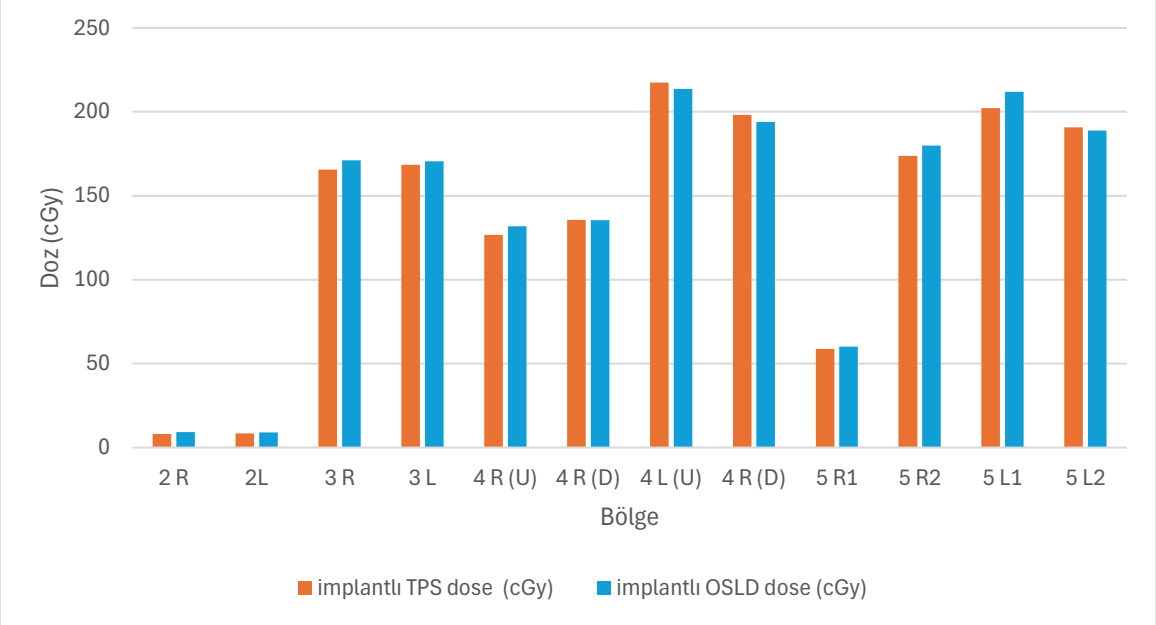
Tablo 4.2: Dental implant varlığında planlanan TPS ile ölçülen OSLD ortalama dozları ve standart sapma (STD) değerleri; TPS ve Ortalama OSLD dozları farkları (cGy ve %).

Bölge	Planlanan TPS (cGy)	Ölçülen OSLD (cGy) ortalama± STD	Fark (cGy)	Fark (%)
2 R	8.08	9.24 ± 3.1	1.16	14,35
2 L	8.39	9.08 ± 2.4	0.69	8,22
3 R	165.5	171.12 ± 9.5	5.62	3,39
3 L	168.5	170.6 ± 9.9	2.1	1,25
4 R(U)	126.6	131.87 ± 7.4	5.27	4,16
4 R(D)	135.7	135.44 ± 6.5	0.26	0,19
4 L(U)	217.5	213.68 ± 12.4	3.82	1,76
4 L(D)	198.1	194.04 ± 13.5	4.06	2,05
5 R_1	58.7	60.16 ± 7.6	1.46	2,49
5 R_2	173.7	179.79 ± 8.2	6.09	3,5
5 L_1	202.1	211.87 ± 11.6	9.77	4,83
5 L_2	190.8	188.9 ± 9.8	1.9	1

Dental implant varlığında yapılan çalışmada, ışınlanan hedef volümden uzak noktalara yerleştirilen OSLD' lerin okumaları yapıldığında TPS ve OSLD okumaları arasındaki farkın, dental implant yokluğunda yapılan çalışmadaki gibi, %15' e kadar ulaştığı; ışınlanan hedef volüm içerisinde veya yakınında bulunan OSLD okumalarında ise TPS ve OSLD okumaları arasındaki farkın %5 içerisinde olduğu kaydedildi.



Şekil 4.1: Dental implant yokluğunda TPS ve OSLD ortalama doz verilerine ait değerler.



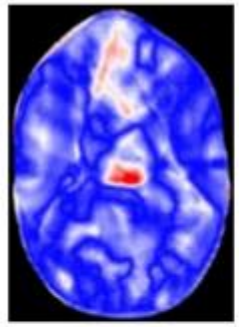
Şekil 4.2: Dental implant varlığında TPS ve OSLD ortalama doz verilerine ait değerler.

4.2. GAFKROMİK FİLM ANALİZİNDE ELDE EDİLEN VERİLER

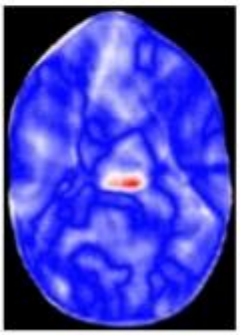
İmplant yokluğunda ve varlığında fantomun kesitleri arasına EBT4 gafkromik filmleri yerleştirilerek gamma değerlendirmesi yapıldı. Çok kanallı metot kullanarak doz değerlendirmesi yapıldı. Gamma analizi düşük doz bölgelerini dışlamak amacıyla %10 eşik değer seçildi. Doz farkı-dose distance (DD) ve uyum mesafesi-distance to agreement (DTA) tolerans seviyeleri belirlenerek iki farklı karşılaştırma yapıldı. DD ve DTA sırasıyla %3 – 3 mm ve %5 – 3mm olarak değerlendirildi. Fantomun kraniokaudal yöndeki ilk kesitinin altına EBT4 gafkromik filmi yerleştirilmedi. Bunun sebebi bu bölgenin PTV alanına uzak olması, normal dokunun aldığı dozun TPS' de çok düşük hesaplanması ve EBT4 gafkromik filmin optimum doz ölçüm aralığının 20-1000 cGy olmasıdır.

Dental implant yokluğunda EBT4 gafkromik film ile yapılan gamma analizine ait veriler Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6' da verilmektedir. İkinci ve üçüncü kesit, üçüncü ve dördüncü kesit, dördüncü ve beşinci kesit arasına; sagital eksende ikiye ayrılan fantomun arasına yerleştirilen gafkromik film ve TPS' den elde edilen planar doz dağılımı üst üste getirilerek izodoz dağılımı karşılaştırılmıştır. Sagital eksen dışında yapılan gamma analizinde %3-3 mm ve %5- 3 mm DD ve DTA karşılaştırmaları %90' dan fazla bulundu. Sagital eksende %3 – 3 mm DD ve DTA kriterine göre gamma analizi %87 olurken, %5-3 mm' e göre ise %90,5 sonucuna ulaşıldı.

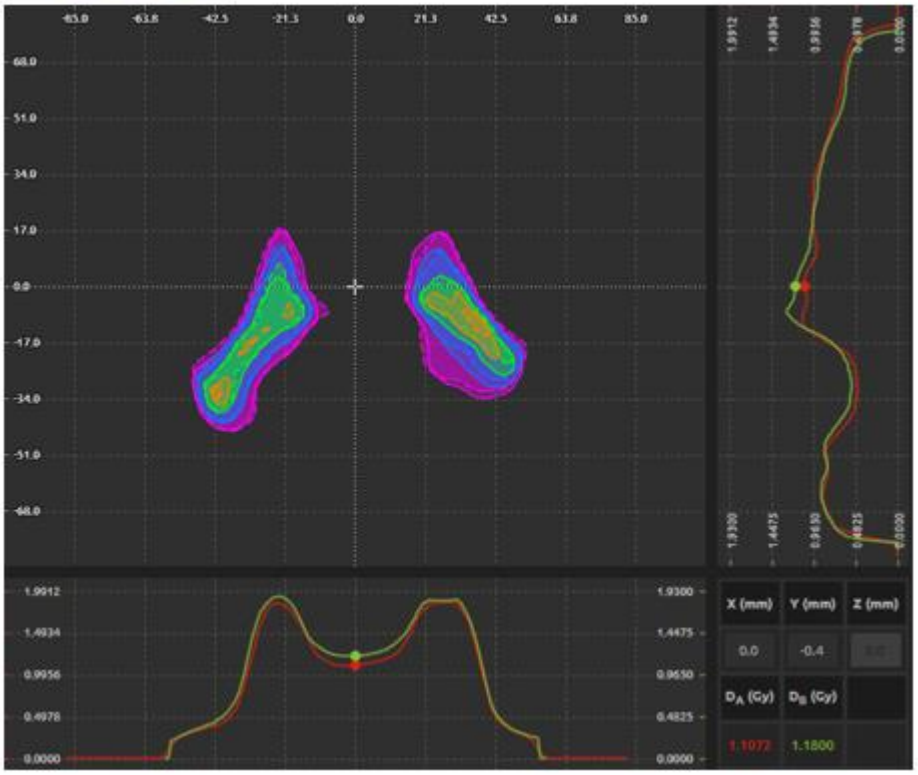
Dental implant varlığında EBT4 gafkromik film ile yapılan gamma analizine ait veriler Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10' da verilmektedir. Dental implant yokluğunda olduğu gibi ikinci ve üçüncü kesit, üçüncü ve dördüncü kesit, dördüncü ve beşinci kesit arasına; sagital eksende ikiye ayrılan fantomun arasına yerleştirilen gafkromik film ve TPS' den elde edilen planar doz dağılımı üst üste getirilerek izodoz dağılımı karşılaştırılmıştır. İkinci ve dördüncü kesit ile dördüncü ve beşinci kesit arasına yerleştirilen gafkromik film ile TPS gamma analizinde %3-3 mm ve %5- 3 mm DD ve DTA karşılaştırmaları %90' dan fazla bulundu. Üçüncü ve dördüncü kesit arasına yerleştirilen gafkromik film ile TPS gamma analizinde %3 – 3 mm ve %5 – 3 mm DD ve DTA karşılaştırmaları %90 altındadır. Sagital eksende %3 – 3 mm DD ve DTA kriterine göre gamma analizi %88,7 olurken, %5-3 mm' e göre ise %92,4 sonucuna ulaşıldı.



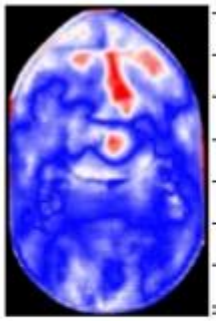
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.39
Points with $\gamma < 1$	95.1 %



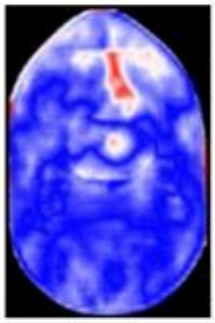
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.30
Points with $\gamma < 1$	98.7 %



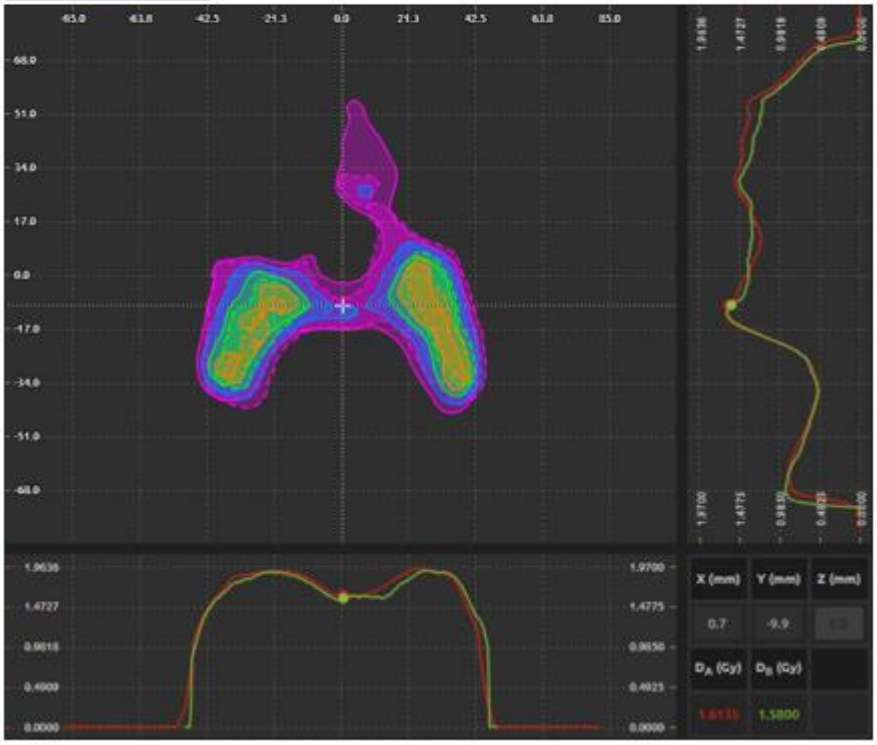
Şekil 4.3: Dental implant yokluğunda ikinci ve üçüncü kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



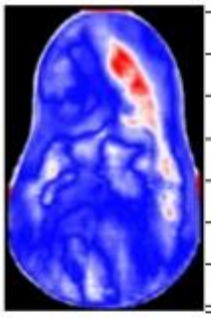
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.45
Points with $\gamma < 1$	92.0 %



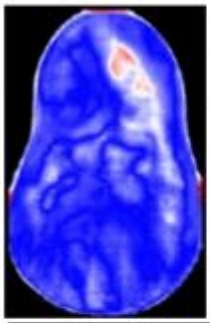
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.37
Points with $\gamma < 1$	95.2 %



Şekil 4.4: Dental implant yokluğunda üçüncü ve dördüncü kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



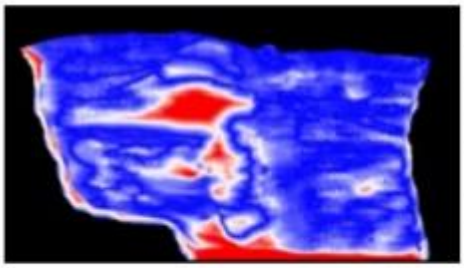
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.36
Points with $\gamma < 1$	93.6 %



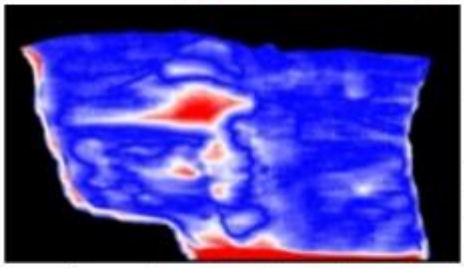
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.29
Points with $\gamma < 1$	97.4 %



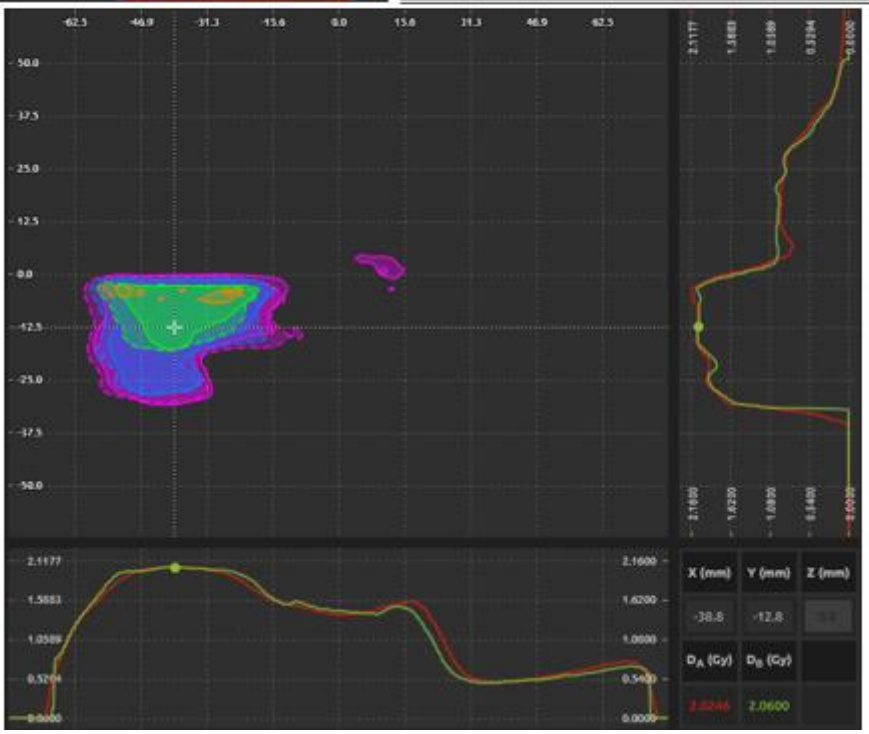
Şekil 4.5: Dental implant yokluğunda dördüncü ve beşinci kesit arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



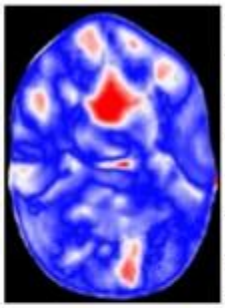
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.47
Points with $\gamma < 1$	87.0 %



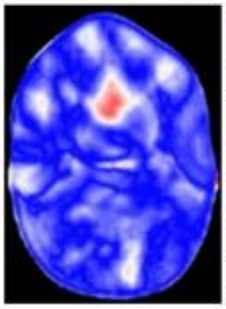
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.39
Points with $\gamma < 1$	90.5 %



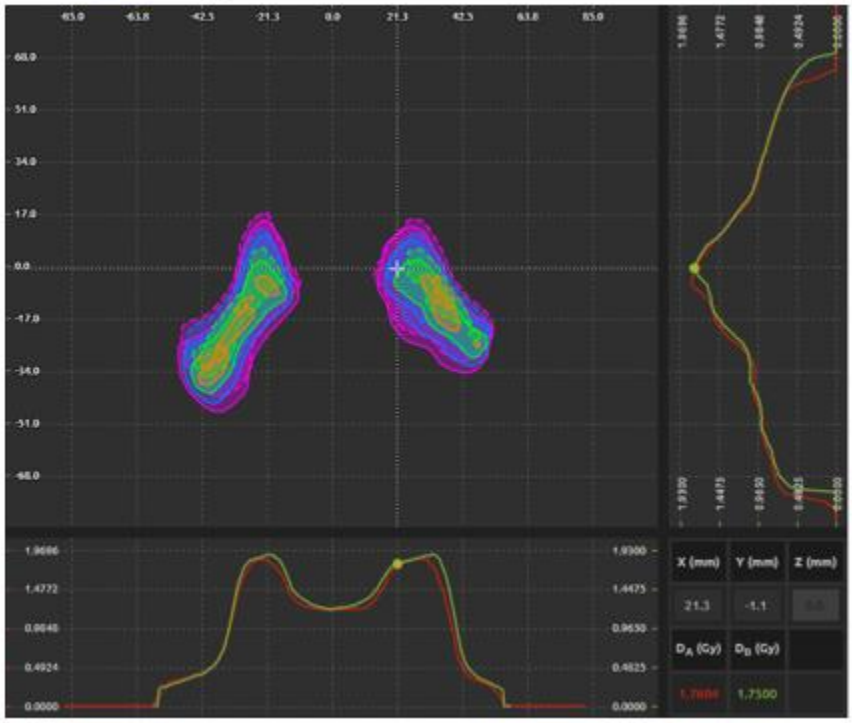
Şekil 4.6: Dental implant yokluğunda sagital kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



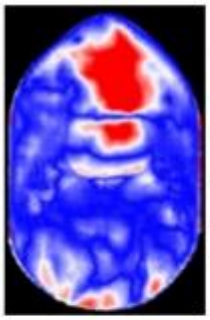
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.44
Points with $\gamma < 1$	90.8 %



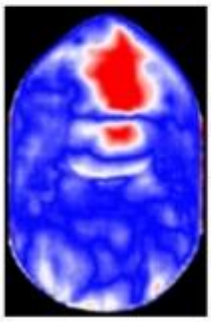
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.34
Points with $\gamma < 1$	96.8 %



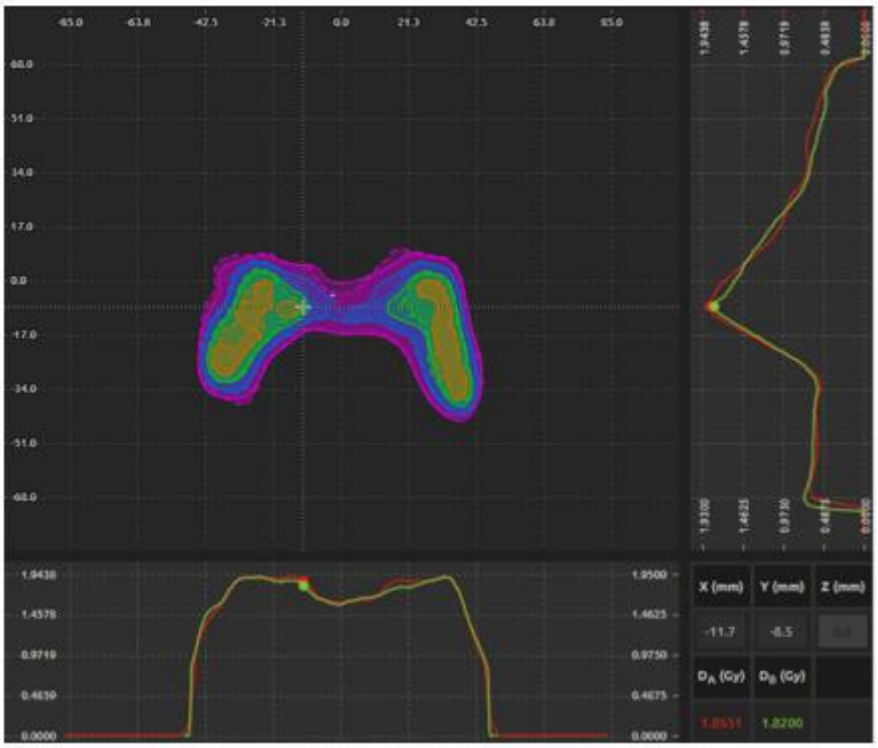
Şekil 4.7: Dental implant varlığında ikinci ve üçüncü kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



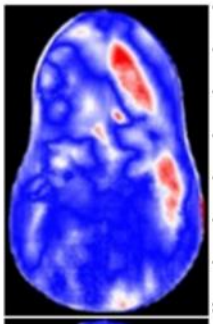
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.54
Points with $\gamma < 1$	82.3 %



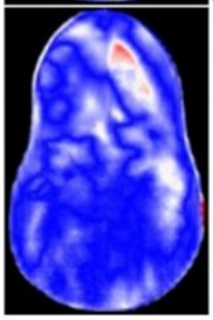
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.46
Points with $\gamma < 1$	87.8 %



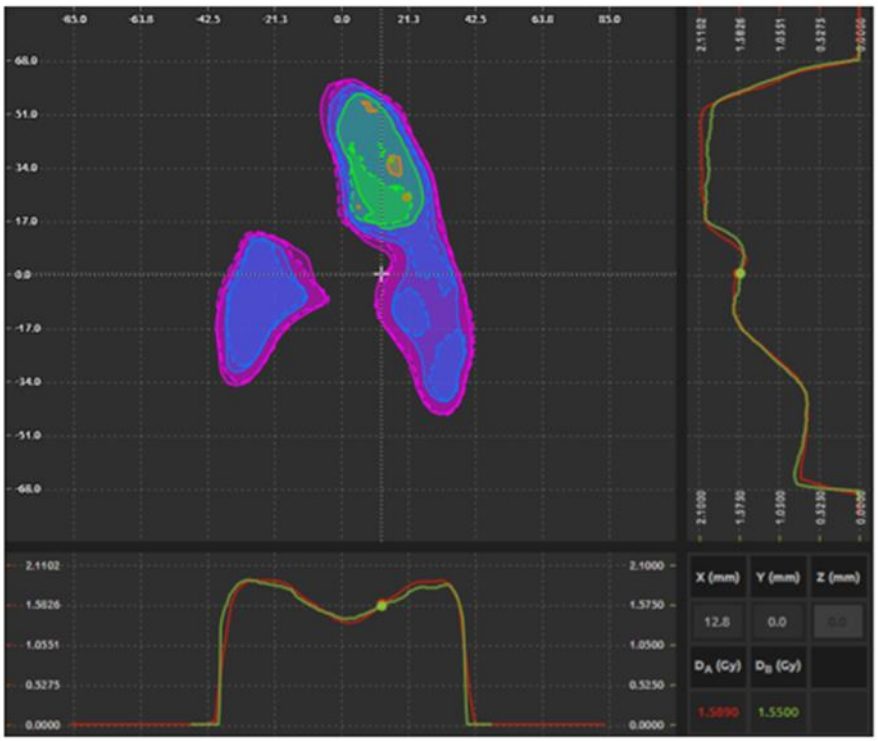
Şekil 4.8: Dental implant varlığında üçüncü ve dördüncü kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



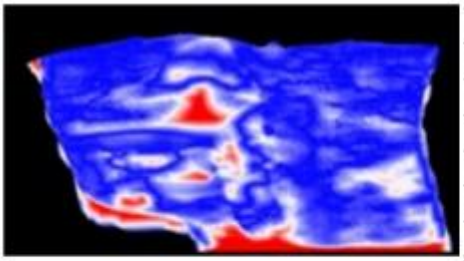
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.40
Points with $\gamma < 1$	92.3 %



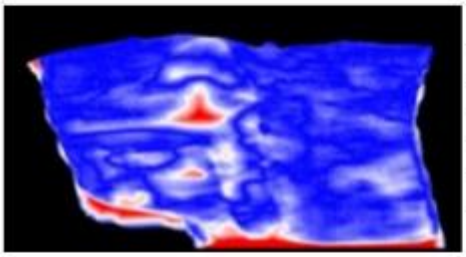
Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.32
Points with $\gamma < 1$	97.5 %



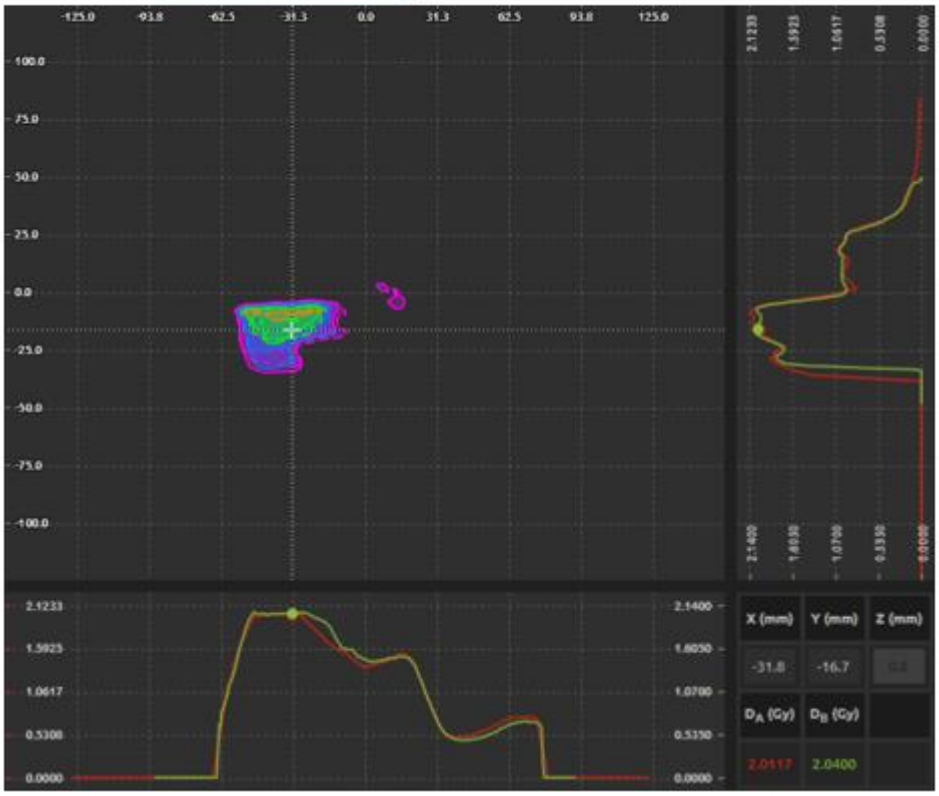
Şekil 4.9: Dental implant varlığında dördüncü ve beşinci kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.



Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	3 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.45
Points with $\gamma < 1$	88.7 %



Normalization	Global (Dmax)
Tolerance distribution	Evaluation
Dose tolerance	5 %
Distance tolerance	3 mm
Threshold dose	10 % of Dmax
γ mean	0.37
Points with $\gamma < 1$	92.4 %



Şekil 4.10: Dental implant yokluğunda sagital kesitler arasındaki TPS ve Gafkromik film verilerinin gama analiz sonucu.

5. TARTIŞMA

Hedef hacimde yetersiz doz uygulamalarını ya da risk altındaki organlarda aşırı dozlamayı önlemek amacıyla, radyasyon tedavisi planlamasında dozimetrik doğruluğun artırılmasına yönelik çeşitli araştırma alanlarında kapsamlı çalışmalar yürütülmektedir. OSLD gibi nokta doz ölçümü yapmaya olanak saplayan bir sistem; ışınlama esnasında fantom veya hasta üzerine konularak in-vivo ölçüm alınmasını sağlamaktadır. Gafkromik film ile de aynı şekilde ışınlama esnasında in-vivo ölçüm için kullanılarak, ışınlamadan sonra okumaya imkân vermektedir. Gafkromik film ile aynı zamanda TPS ile hesaplanan doz ve ölçüm ile ışınlamadan sonra okunan dozun karşılaştırılmasıyla iki veri seti arasında gamma geçme oranı bulunmaktadır.

OSLD ölçümleri, her bir setup için, dental implantlarının yokluğunda ve varlığında olmak üzere üç kez tekrar edilerek gerçekleştirildi. Tüm dozimetri uygulamaları, tek bir tedavi fraksiyonunu temsil edecek şekilde planlandı. Toplam on iki doz ölçüm noktasının ikisi PTV 60 Gy hacmi içerisinde, dördü ise PTV 54 Gy hacmi içerisinde konumlandırıldı. Dental implant yokluğunda 60 Gy reçete dozu verilen hedef hacim içerisindeki OSLD' ler değerlendirildiğinde, TPS ve OSLD okumaları arasındaki fark %4,39 olduğu görüldü. Dental implant varlığında, 54 Gy reçete dozu verilen hedef hacim içerisindeki dört OSLD değerlendirildiğinde, TPS ve OSLD okumaları arasındaki maksimum fark %4,83 olarak kaydedildi.

Dört OSLD oral kavite içerisine yerleştirilmiş olup dental implantların yokluğunda ve varlığında benzer sonuçlar elde edilmiştir. TPS' de hesaplanan doz ile OSLD okumaları karşılaştırıldığında aradaki farkın %5' aşmadığı görülmüştür. Mandibula içerisine ve dental implantların hemen altına da dört adet OSLD yerleştirilmiştir. Burada TPS ve OSLD okumaları arasındaki fark en fazla %4,9 olmuştur.

PTV 54 Gy hedef hacminin yakınında ve parotis bezlerini temsil eden bölgede olmak üzere iki adet OSLD yerleştirilmiştir. Burada dental implantların yokluğu durumunda ölçülen maksimum doz farkı %4,97 olarak hesaplanmıştır.

Temporamandibular eklemler PTV alanı dışında olup TPs ve OSLD okumaları arasındaki farkın %15' ulaştığı görülmüştür.

99 hasta ve 205 alanı kapsayan bir baş-boyun in vivo hasta çalışmasında, TPS ve hasta ölçümleri karşılaştırılmış ve sonuçlar %5 kabul sınırını karşılamıştır (IAEA, 2013). Riegel ve

diğ. 10.000'den fazla OSLD ölçümünü incelemiş ve 3B konformal, alan içinde alan, IMRT ve VMAT gibi tüm tedavi yöntemleri ve tekniklerinde ±%3 hassasiyet gözlemlemiştir. OSLD' nin basit ve sabit bir şekilde yerleştirilmesinin sonuçların doğruluğunu artırabileceğini göstermektedir (Riegel ve diğ., 2017).

Kalibrasyon metodolojisi ve tedavi yöntemine dayanarak, Zhuang ve diğ. OSL dozimetrisinin tipik olarak ±%0,5 ile ±%3 arasında bir doz uyumu gösterdiğini göstermiştir (Zhuang ve Olch., 2014). Kerns ve diğ., eğik 6MV ışınlama altında OSLD' ler için d_{max}' da (maksimum doz derinliği) yaklaşık %4'lük bir maksimum yanıt eksikliği bildirmiştir (Kerns ve diğ., 2011). Monte Carlo modellemesi, bu etkiyi dozimetre etrafındaki bir hava boşluğuna ve düşük enerjili elektronlara karşı iç öz korumasına bağlamıştır. Çalışmamızda, OSLD kalibrasyonu d_{max}' da sabit SSD ve açıyla yapılmıştır; eğik açının incelenmesi amaçlanmamıştır. Çalışmamızda, OSLD okumaları, 10 cGy' nin altındaki düşük doz okumaları hariç, %5 aralığındadır. Düşük doz bölgesindeki OSLD okuma değişimleri %14,48' e ulaşmıştır.

Kemik ve titanyum arasındaki arayüz, ışınlama sırasında saçılan elektronlar sonucu çoğunlukla etkilenen bölgedir ve bu bölgede doz artışı olmaktadır (Ozen ve diğ., 2005). Ultra ince TL dozimetrelerin kullanımı, yüksek enerjili foton ışınımı altında dental implant yüzeylerindeki doz değişimlerinin değerlendirilmesine olanak tanır (Binger ve diğ., 2008). Çalışmamızda, OSLD' ler doğrudan dental implantların altına veya üstüne yerleştirilmemiştir. Dental implantların yokluğunun ve varlığının, seçili bölgelerde dozları nasıl etkilediği araştırılmıştır.

MAR tekniği, hedef kapsama ve organ korumada doz uyumsuzluğunu azaltmak için kullanılmaktadır. BT taramalarında, metal kaynaklı artefaktlar MAR algoritmalarının uygulanmasıyla büyük ölçüde düzeltilmiştir. Doz doğruluğu iyileştirilmiş, %3-3 mm gamma geçme oranı %90,6' den %96,2' ye artırılmıştır. Bu nedenle, MAR tekniğinin kullanılması önerilmektedir (Maerz ve diğ., 2016).

Çalışmamızın bir sınırlaması olarak, VMAT tekniğinin kullanılması ve tüm açılardan ışınlama yapılması nedeniyle açıya bağlı değişim göz ardı edilmiştir. Kara ve ve Hiçsöznmez tarafından belirtilen gantry açılarındaki doz değişimi (0°, 30°, 45°, 60° ve 90°), tüm OSL dozimetreleri için %3 içinde kalmıştır (Kara ve Hiçsönmez, 2022). Bununla birlikte, sürekli değişen açılardan radyasyon veren VMAT tekniği nedeniyle, bu açısal bağımlılık göz ardı edilmiştir. Output, 0° ile 90° arasında OSLD' ler kullanılarak değerlendirildiğinde, açısal bağımlılığa bağlı maksimum varyasyonun %3,9 olduğu bulunmuştur (Ratheesh ve Mayakannan, 2023). Ayrıca, tüm ışınlamalar CBCT görüntüleme ile gerçekleştirildiğinden,

CBCT doz katkısı OSLD ölçümlerine dahil edilmiş ve veri analizinden ayrılmamıştır. Klinikte kullanılan baş ve boyun CBCT protokolünde tarama başına yaklaşık 2 mGy doz verildiğinden, bu doz toplanan tüm verilerin değerlendirilmesinde dikkate alınmıştır (Varian, 2007). Tüm ölçümlerde, CBCT prosedürü OSLD sonuçlarını etkileyebilir. Yoğunluk modülasyonlu tedavilerin karakteristik özelliği olan dik doz gradyanları göz önüne alındığında, dozimetrenin yanlış yerleştirilmesi ölçülen ve planlanan doz dağılımları arasındaki değişkenliğe önemli ölçüde katkıda bulunabilir (Tariq, 2019).

VMAT tedavi tekniği; MLC hareketi ve gantri dönüş hızının getirmiş olduğu karmaşıklıktan dolayı dozimetrik varyasyon olasılığında artış olabilmektedir. IMRT, çok sayıda ışın segmenti içeren karmaşık radyoterapi tekniğidir. Bu nedenle, TPS' de elde edilen doz dağılımı, EBT3 film ile ölçülerek ve yüzde DD ile DTA kriterlerine dayanan gamma (γ) analizi kullanılarak bilgisayar programlarıyla kolayca değerlendirilebilir. Bu yöntemler uzun zamandır geliştirilmiş ve ticari olarak kullanılmaktadır (Low ve Demsey, 2003; Low ve diğ.,1998, Ezzell ve diğ., 2009).

Film dozimetrisiyle yapılan IMRT doğrulaması çoğunlukla nitel olup, objektif bir karşılaştırma yapmak güçtür. Bu nedenle, planlanan doz matrisinin karşılaştırma yazılımına aktarılmasıyla gerçekleştirilen γ analizi, fark haritaları, profil ve izodozları üst üste gibi araçlar kullanılarak doz dağılımları arasındaki farklılıkları nicel ve güvenilir biçimde değerlendiren etkili bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (Van Dyk, 2001; Harms ve diğ., 1998; Wendling ve diğ., 2007).

Film dozimetrisi kullanılarak yapılan IMRT doğrulamaları genellikle nitel değerlere dayandığı için, nesnel bir karşılaştırma yapmak çoğu zaman zordur. Bu nedenle, planlanan doz matrisinin karşılaştırma yazılımlarına aktarılmasıyla gerçekleştirilen γ analizi; fark haritaları, doz profilleri ve izodoz örtüşmeleri gibi araçlarla birlikte kullanılarak, doz dağılımları arasındaki farklılıkları nicel ve güvenilir şekilde değerlendirme imkânı sunar. Bu yönüyle γ analizi, doğrulama süreçlerinde etkili bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (Van Dyk, 2001; Harms ve diğ.,1998; Wendling ve diğ., 2007).

Dental implant yokluğunda ve varlığında EBT4 film ile gamma analizi yapıldığında, %3-3mm ve %5- 3mm kriterleri için gerçekleştirilen değerlendirmede, en düşük gamma geçme oranı sırasıyla %82,3 ve %87,8 ile dental implant varlığında üçüncü ve dördüncü kesitler arasına yerleştirilen filmde bulunmuştur. Dental implantlardan kaynaklanan yüksek HU değerleri BT kesitlerinde artefaktlara neden olmaktadır. Işın sertleşmesi nedeniyle meydana gelen bu artefaktlar düşük enerjili fotonların materyal tarafından daha fazla soğurulmasıyla

olmaktadır. Polikromatik BT sistemlerinin kullanıldığı durumlarda karşılan bir sorundur. Materyal tarafından daha fazla soğurulduktan sonra geriye kalan demet daha yüksek ortalama enerjiye sahiptir. Bu duruma ışın sertleşmesi denmektedir.

MAR tekniği ile yapılan BT taramalarında ışın sertleşmesinden kaynaklanan parlaklık ve koyuluklar gittiğinden dolayı metal obje etrafındaki normal doku görüntü kalitesi iyileşmektedir. Yapılan tedavi planlarında hedef volümde daha iyi doz dağılımı sağlanırken, düşük doz bölgesinde artefaktlar büyük oranda iyileştirildiği için beklenildiği gibi dağılım olmaktadır.

Metal bir objeden kaynaklanan doz dağılımındaki etki ile metal objenin sebep olduğu artefakttan kaynaklanan doz dağılımındaki etkiler farklıdır (Maerz ve diğ., 2016). Üçüncü ve dördüncü kesitler arasına yerleştirilen filmden elde edilen gamma analizi sonucunda izodoz dağılımındaki farklılık, dental implanttan kaynaklanan geri saçılım etkisinden dolayı olmaktadır. Bunun yanında MAR tekniği ile BT taraması sonucunda yapılan tedavi planlarında ışın sertleşmesi nedeniyle koyuluklar ve parlaklıklar azalsa da gerçekte vardır. O yüzden yüksek enerjili MV X-ışınları metal objeden ve artefakt olan bölgeden geçerken daha çok absorbe edildiği için dental implantın çok yakınında olmayan normal doku daha az doz almaktadır. TPS ve film verilerindeki farklılık bundan kaynaklanmaktadır.

Maerz ve ve diğ., yaptığı çalışmada sekiz simetrik metal obje ve beş asimetrik metal obje verileri değerlendirilmiştir. Metal obje dikkate alındığında, sekiz simetrik implant içeren fantom üzerindeki düzeltilmiş verilerle yapılan hesaplamaların doğruluğu, beş asimetrik implant içeren fantoma göre daha yüksektir. Bunun olası bir nedeni, simetrik yerleşimde ışın zayıflaması ve geri saçılma gibi zıt etkilerin birbirini dengelemesidir. Bu çalışmada da simetrik yerleşimli sekiz adet dental implant kullanılmış olup bu dental implantların konumlandığı kesitlerin tam ortasına film yerleştirildiğinde elde edilen veriler %3- 3mm ve %5- 3 mm gamma analizinde sırasıyla % 92,3 ve %97,5 bulunmuştur. Bu veriler % 3-3mm değerlendirme kriterlerine uygun olup %90 üzerinde gamma geçme oranına sahiptir.

Dental implant yokluğunda TPS ve EBT4 film verileri analiz edildiğinde %3-3 mm değerlendirme kriterleri için ikinci ve üçüncü, üçüncü ve dördüncü, dördüncü ve beşinci kesitler arasında sırasıyla %95,1, %92 % 93,6 bulunmuştur. Aynı TPS ve film verileri %5-3 mm için değerlendirildiğinde ikinci ve üçüncü, üçüncü ve dördüncü, dördüncü ve beşinci kesitler arasında sırasıyla %98,7, %95,2, %97,4 hesaplanmıştır.

Dental implant yokluğunda ve varlığında sagital eksende yapılan TPS ve film gamma analizinde geçme oranı %3- 3mm kriteri için sırasıyla %87 ve %88,7’ dir. %5- 3 mm geçme

kriteri sagital eksende dental implant yokluğunda ve varlığında sırasıyla %90,5 ve %92,4' tür. Ehler ve diğ., yaptığı çalışmada bir baş fantomu tasarlanmıştır. Yapılan bu çalışmada TPS ve aksiyel eksene yerleştirilen EBT2 filmi gamma analizinde %87 ve %91,6 bulunmuştur (Ehler ve diğ., 2014).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında dental implant varlığının baş-boyun bölgesi radyoterapisinde doz dağılımına etkisi, 3B yazıcı ile üretilmiş özgün bir baş fantomu kullanılarak değerlendirilmiştir. MAR tekniği uygulanarak elde edilen BT görüntüleri üzerinden yapılan TPS hesaplamaları ile OSL dozimetre ve EBT4 film ölçümleri karşılaştırıldığında, implantın yokluğunda ve varlığında tedavi alanına yakın bölgelerde TPS ve OSLD verilerinin genel olarak uyumlu olduğu görülmüştür. Düşük doz bölgelerinde gözlenen farklılıkların ise OSL okuyucusunun önerilen doz aralığının alt sınırlarında ölçüm yapmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Film dozimetresiyle yapılan gamma analizleri, dental implant çevresindeki metal artefaktlarının TPS doz hesaplamalarında belirli sapmalara yol açabileceğini ortaya koymuş; bu durum implantın yüksek atom numarasına bağlı olarak ortaya çıkan HU bozulmalarıyla ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, 3B baskı baş fantomunun parçalı yapısından kaynaklanabilecek küçük setup değişikliklerinin de sonuçlara sınırlı ölçüde etki edebileceği değerlendirilmiştir.

Çalışmanın önemli çıktılarından biri, klinik koşulları taklit edebilen, OSLD kullanımına uygun, yeniden üretilebilir nitelikte özgün bir baş fantomunun geliştirilmiş olmasıdır. Bu fantom ile elde edilen sonuçlar, dental implant içeren hastalarda MAR algoritmalarının artefakt düzeyini belirli ölçüde azalttığını ancak tamamen ortadan kaldıramadığını göstermektedir. Bu nedenle implant çevresindeki doz dağılımlarının klinik uygulamalarda bağımsız dozimetri yöntemleriyle doğrulanması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Düşük doz bölgelerindeki OSLD hassasiyet sınırlamaları dikkate alındığında, bu tür bölgelerde ek olarak film dozimetresi kullanılmasının doğruluğu artıracağı değerlendirilmektedir. Çalışmanın bulguları ayrıca farklı implant materyallerinin, boyutlarının ve yerleşimlerinin doz dağılımına etkisini araştıran gelecekteki çalışmalar için önemli bir temel oluşturmaktadır. Bu bağlamda elde edilen sonuçlar, implant varlığının radyoterapi planlamasında göz ardı edilmemesi gereken bir değişken olduğunu göstermekte ve ileri doğrulama yöntemlerinin kullanımının tedavi güvenilirliğini artıracağına işaret etmektedir.

KAYNAKLAR

A K, S. N., Saxena, K., Puzhakkal, N., Mathew, J., K, D. L., 2024, Development and validation of 3D printed anthropomorphic head phantom with eccentric holes for medical LINAC quality assurance testing in stereotactic radiosurgery, *Medical engineering & physics*, 130, 104217.

Akselrod, M.S., Bøtter-Jensen, L., McKeever, S.W.S., Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry, *Radiation Measurements*, Volume 41, Supplement 1, 2006, Pages S78-S99.

Al Atawneh, SJ, 2022, In-Vivo Dosimetry for the Head and Neck Cancer: Gafchromic Films, *J Comm Med and Pub Health Rep,* 3(02):

Barret, J. F., Keat, N., 2004, Artifacts in CT: recognition and avoidance, *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America*, Inc vol 24(6), 1679–1691.

Binger, T., Seifert, H., Blass, G., Bormann, K. H., & Rücker, M., 2008, Dose inhomogeneities on surfaces of different dental implants during irradiation with high-energy photons, *Dento maxillo facial radiology*, *37*(3), 149–153.

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M., 2012, *The essential physics of medical imaging*, 3rd ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA.

Butson, M. J., Peter, K. N. Yu, Cheung, T., Metcalfe, P., 2003, Radiochromic film for medical radiation dosimetry, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 41(3-5), 61- 120.

Cerqueira, R. A. D., Maia, A. F., 2014, Development of thyroid anthropomorphic phantoms for use in nuclear medicine, *Radiation Physics and Chemistry*, 95, 174–176.

Choi, Y.; Jang, Y.J.; Kim, K.B.; Bahng, J.; Choi, S.H., 2022, Characterization of Tissue Equivalent Materials Using 3D Printing for Patient-Specific DQA in Radiation Therapy, *Appl. Sci.*, 12 (19), 9768.

Chun-I, L., Feng, Y., Jiang, W., Huang, Z., 2018, Quantification of Dosimetric Effects of Dental Metallic Implant on Volumetric-Modulated Arc Therapy Plans, *International Journal of Cancer and Clinical Research*, 5, 092.

Dancewicz, O. L., Sylvander, S. R., Markwell, T. S., Crowe, S. B., Trapp, J. V., 2017, Radiological properties of 3D printed materials in kilovoltage and megavoltage photon beam, *Physica medica*: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB), 38, 111–118.

Ehler, E. D., Barney, B. M., Higgins, P. D., Dusenbery, K. E., 2014, Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance, *Physics in medicine and biology*, 59(19), 5763–5773.

Eisbruch, A., Harris, J., Garden, A. S., Chao, C. K., Straube, W., Harari, P. M., Sanguineti, G., Jones, C. U., Bosch, W. R., Ang, K. K., 2010, Multi-institutional trial of accelerated hypofractionated intensity-modulated radiation therapy for early-stage oropharyngeal cancer (RTOG 00-22), *International journal of radiation oncology, biology, physics*, 76(5), 1333–1338.

Ermis, E. E., Pilicer, F. B., Pilicer, E., Celiktas, C., 2016, A comprehensive study for mass attenuation coefficients of different parts of the human body through Monte Carlo methods, *Nuclear Science and Techniques*, 27, 54.

Ezzell, G. A., Burmeister, J. W., Dogan, N., LoSasso, T. J., Mechalakos, J. G., Mihailidis, D., Molineu, A., Palta, J. R., Ramsey, C. R., Salter, B. J., Shi, J., Xia, P., Yue, N. J., Xiao, Y., 2009, IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical physics*, *36*(11), 5359–5373.

Fonseca, G. P., Rezaeifar, B., Lackner, N., Haanen, B., Reniers, B., Verhaegen, F., 2023, Dual-energy CT evaluation of 3D printed materials for radiotherapy applications. *Physics in medicine and biology*, *68*(3), Article 035005.

Greene, D., & Williams, P.C. 1997. Linear Accelerators for Radiation Therapy (2nd ed.). *CRC Press*.

Guardiola, C., Bachiller-Perea, D., Mate Kole, E. M., Fleta, C. Quirion, D., De Marzi, L., 2022, First experimental measurements of 2D microdosimetry maps in proton therapy, *Medical Physics*, 50(1).

Guardiola, C., Márquez, A., Jiménez-Ramos, M. C. Garcia Lopez J., Baratto-Roldán, A., Muñoz-Berbel, X., 2021, Dosimetry with gafchromic films based on a new micro-opto-electro-mechanical system, *Sci Rep*, 11, 10414.

Gurusamy, P., Sathish, T., Mohanavel, V., Karthick, A., Ravichandran, M., Nasif, O., Alfarraj, S., Manikandan, V., Prasath, S., 2021, Finite element analysis of temperature distribution and stress behavior of squeeze pressure composites, *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2021, Article ID 8665674, 9 pages.

Hansen, C. R., Christiansen, R. L., Lorenzen, E.L., Bertelsen, A. S., Asmussen, J. T., Gyldenkerne, N., Eriksen, J. G., Johansen, J., Brink, C., 2017, Contouring and dose calculation in head and neck cancer radiotherapy after reduction of metal artifacts in CT images, *Acta Oncologica*, 56(6), 874–878.

Harms, W. B. Sr, Low, D. A., Wong, J. W., Purdy, J. A., 1998, A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms, *Med Phys*, 25 (10), 1830–1836.

Hong, D. G. K. and Oh, J. H., 2017, Recent advances in dental implants, *Maxillofacial plastic and reconstructive surgery*, 39(1), 33.

Hounsfield, G. N., 1980, Computed medical imaging. Nobel lecture, Decemberr 8, 1979. *Journal of computer assisted tomography*, *4*(5), 665–674.

IAEA Human Health Reports No.8, 2013, Development of procedures for in vivo dosimetry in radiotherapy, International Atomic Energy Agency, Vienna.

Jung, H., 2021, Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography, *Progress in Medical Physics*, 32 (1).

Jursinic, P. A., 2007, Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements, *Medical Physics*, 34(12), 4594–4604.

Kadoya, N., Abe, K., Nemoto, H., Sato, K., Ieko, Y., Ito, K., Dobashi, S., Takeda, K., Jingu, K., 2019, Evaluation of a 3D-printed heterogeneous anthropomorphic head and neck phantom for patient-specific quality assurance in intensity-modulated radiationtherapy, *Radiological physics and technology*, 12(3), 351–356.

Kamomae, T., Shimizu, H., Nakaya, T., Okudaira, K., Aoyama, T., Oguchi, H., Komori, M., Kawamura, M., Ohtakara, K., Monzen, H., Itoh, Y., Naganawa, S., 2017, Three dimensional printer-generated patient-specific phantom for artificial in vivo dosimetry in radiotherapy quality assurance, *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, *44*, 205–211.

Kara, E. and Hicsonmez, A., 2022, Physical and dosimetric characteristic properties of BeO OSL for clinical dosimetric measurements, *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 186, 110199.

Khaleghi, G., Mahdavi, H., Mahdavi, S.R., Khajetash, B., Nikoofar, A., Hosntalab, M., Sadeghi, M., Reiazi, R., 2021, Investigating dose homogeneity in radiotherapy of oral cancers in the presence of a dental implant system: an in vitro phantom study, International Journal of Implant Dentistry, 7, 90.

Khan, F. M., 2003, *The Physics of Radiation Therapy,* Third Edition, Lippincott Williams & Wilkins, USA.

Kodati, T., Tokala, S. C. V., Pratapa Reddy, Y., Narayana, K. L., 2020, Optimization of mechanical properties of wire arc additive manufactured specimens using grey-based taguchi method, *Journal of Critical Reviews,* 7(9), 808–817.

Kry, S. F., Alvarez, P., Cygler, J. E., DeWerd, L. A., Howell, R. M., Meeks, S., O'Daniel, J., Reft, C., Sawakuchi, G., Yukihara, E. G., Mihailidis, D., 2020, AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Medical physics*, *47*(2), e19–e51.

Kurudirek, M., 2014, Effective atomic numbers and electron densities of some human tissues and dosimetric materials for mean energies of various radiation sources relevant to radiotherapy and medical applications, *Radiation Physics and Chemistry*, 102, 139-146.

Low, D. A., Dempsey, J. F., 2003, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Medical Physics*, 30(9), 2455–2464.

Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., Purdy, J. A., 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical Physics*, 25(5), 656–661.

Maerz, M., Mittermair, P., Krauss, A., Koelbl, O., Dobler, B., 2016, Iterative metal artifact reduction improves dose calculation accuracy: Phantom study with dental implants, *Strahlenther Onkol*, 192(6), 403-13.

Mahmood, M. A., Popescu A. C., Mihailescu I. N., 2020, Metal matrix composites synthe- sized by laser-melting deposition: a review, *Materials*, 13(11), 2593.

Mangano, F., Chambrone, L., van Noort, R., Miller, C., Hatton, P., Mangano, C., 2014, Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *International journal of biomaterials*, *2014*, 461534.

Melchels, F. P., Feijen, L., Grijpma, D. W., 2010, A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering, *Biomaterials*, vol. 31, no. 24, pp. 6121–6130.

Mohammed Ali, A., Hogg, P., Johansen, S., England, A., 2018, Construction and validation of a low cost paediatric pelvis phantom, *European journal of radiology*, 108, 84–91.

Nicholson, J. W., 2020, Titanium Alloys for Dental Implants: A Review, *Prosthesis*, 2(2), 100-116.

Norton, M.R. and Gamble, C., 2001, Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan, *Clinical Oral Implants Research,* 12, 79-84.

Okkalidis, N., and Marinakis, G., 2020, Technical Note: Accurate replication of soft and bone tissues with 3D printing, *Medical physics*, 47(5), 2206-2211.

Okkalidis, N., Bliznakova, K., Kolev, N., 2022, A filament 3D printing approach for CT-compatible bone tissues replication, *Physica medica: PM: an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology: official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB),* 102, 96-102.

Ozen, J., Dirican, B., Oysul, K., Beyzadeoglu, M., Ucok, O., Beydemir, B., 2005, Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 99(6), 743–747.

Park, J. W., Oh, S. A., Yea, J. W., Kang, M. K., 2017, Fabrication of malleable three-dimensional-printed customized bolus using threedimensional scanner, *PLoS ONE,* 12(5), e0177562.

Podgorsak, E. B., Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, *IAEA*, Vienna, 2005.

Puvanasunthararajah, S., Fontanarosa, D., Wille, M. L., Camps, S. M., 2021, The application of metal artifact reduction methods on computed tomography scans for radiotherapy applications: A literature review, *Journal of applied clinical medical physics*, 22(6), 198–223.

Ramya, A. and Sai, L. V., 2016, 3D printing technologies invarious applications, *International Journal of Mechanical Engineering & Technology*, vol. 7, no. 3, pp. 396–409.

Ratheesh, K. E., Mayakannan, K., 2023, Angular dependence of the TL and OSL dosimeters in the clinical 6 MV photon beam, *Appl Radiat Isot*; 202, 111073.

Razi, T., Niknami, M., Alavi Ghazani F., 2014, Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT, *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dent Prospects*, 8(2), 107-110.

Riegel, A. C., Chen, Y., Kapur, A., Apicello, L., Kuruvilla, A., Rea, A. J., Jamshidi, A., Potters, L., 2017, In vivo dosimetry with optically stimulated luminescent dosimeters for conformal and intensity-modulated radiation therapy: A 2-year multicenter cohort study, *Practical radiation oncology*, *7*(2), e135–e144.

Rooney, M. K., Rosenberg, D. M., Braunstein, S., Cunha, A., Damato, A. L., Ehler, E., Pawlicki, T., Robar, J., Tatebe, K., Golden, D. W., 2020, Three-dimensional printing in radiation oncology: A systematic review of the literatüre, *Journal of applied clinical medical physics,* 21(8), 15–26.

Sathish, T., Tharmalingam, S., Mohanavel, V., Ashraff Ali, K. S., Karthick A., Ravichandran, M., Rajkumar S., 2021, Weldability investigation and optimization of process variables for TIG-welded aluminium alloy (AA 8006), *Advances in Materials Science and Engineering*, volume 2021, Article ID 2816338, 17 pages.

Sievinen, J., Ulmer, W., Kaissl, W., 2005, AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse, *Varian Medical Systems*, Palo Alto (CA).

Silva, R. C. S., Agrelli, A., Andrade, A. N., Mendes-Marques, C. L., Arruda, I. R. S., Santos, L. R. L., Vasconcelos, N. F., Machado, G., 2022, Titanium Dental Implants: An Overview of Applied Nanobiotechnology to Improve Biocompatibility and Prevent Infections, *Materials*, 15(9), 3150.

Sing, S. L., An, J., Yeong, W. Y., Wiria, F. E., 2016, Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs, *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, *34*(3), 369–385.

Srinivasan, D., Meignanamoorthy, M., Ravichandran, M., Mohanavel, V., Alagarsamy, S.V., C hanakyan, C., Sakthivelu, S., Karthick, A., Ram Prabhu, T., Rajkumar, S., 2021, 3D Printing Manufacturing Techniques, Materials, and Applications: An Overview, *Advances in Materials Science and Engineering*, volume 2021, Article ID 5756563, 10 pages.

Taminger, K. and Hafley, R., 2003, Electron beam freeform fabrication: a rapid metal deposition process, Proceedings of the 3rd Annual Automotive Composites Conference, September 9-10, 2003, pp. 1–6, Troy, MI, USA.

Tariq, M., Gomez, C., Riegel, AC., 2019, Dosimetric impact of placement errors in optically stimulated luminescent in vivo dosimetry in radiotherapy, *Phys Imaging Radiat Oncol*, 11, 63-68.

Tekerek, S., 2021, Bazı K ve Ca Bileşikleri İçin Kütle Soğurma Katsayısı, Toplam Elektronik Tesir Kesiti, Toplam Atomik Tesir Kesiti, Etkin Atom Numarası, Etkin Elektron Yoğunluğu ve Kerma Ölçümü, *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 9(4), 1536-1546.

Tino, R., Yeo, A., Leary, M., Brandt, M., Kron, T. A., 2019, Systematic Review on 3D-Printed Imaging and Dosimetry Phantoms in Radiation Therapy. *Technol Cancer Res Treat*, 18, 1533033819870208.

Toft, P. A., 1996, *The Radon Transform-Theory and Implementation,* Thesis (PhD) Technical University of Denmark.

Van Dyk, J., 2001, Commissioning and quality assurance of modern radiation treatment planning systems, *AAPM Refresher Course,* TU-A-BRA-1, July 24, 2001.

Varian Medical Systems, 2007, *On-Board (OBI) Reference Guide*, 9-47.

Wendling, M., Zijp L. J., McDermott, L. N., Smit, E. J., Sonke, J. J., Mijnheer, B. J., van Herk, M., 2007, A fast algorithm for gamma evaluation in 3D, *Med Phys*, 34(5): 1647–1654.

White, D.R., 1993, The design and manufacture of anthropomorphic phantoms, *Radiation Protection Dosimetry,* 49 (1/3), 359–369.

White, D.R., Griffith, R.V., Wilson, I.J., 1992, Appendix B: Interaction Data for Body Tissues, *Reports of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, os-24(1), 14-200.

Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z.H., Zhang, D.Q., Loh, L.E., Sing, S.L., 2015, Review of selective laser melting: materials and applications, *Applied Physics Reviews*, vol. 2, no. 4, Article ID 041101.

Yea, J. W., Park, J. W., Kim, S. K., Kim, D. Y., Kim, J. G., Seo, C. Y., Jeong, W. H., Jeong, M. Y., Oh, S. A., 2017, Feasibility of a 3D-printed anthropomorphic patient specific head phantom for patient-specific quality assurance of intensity-modulated radiotherapy, *PLoS ONE,* 12(7), e0181560.

Yukihara, E. G. and McKeever, S. W. S., 2008, Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine, *Physics in medicine and biology*, 53(20), R351–R379.

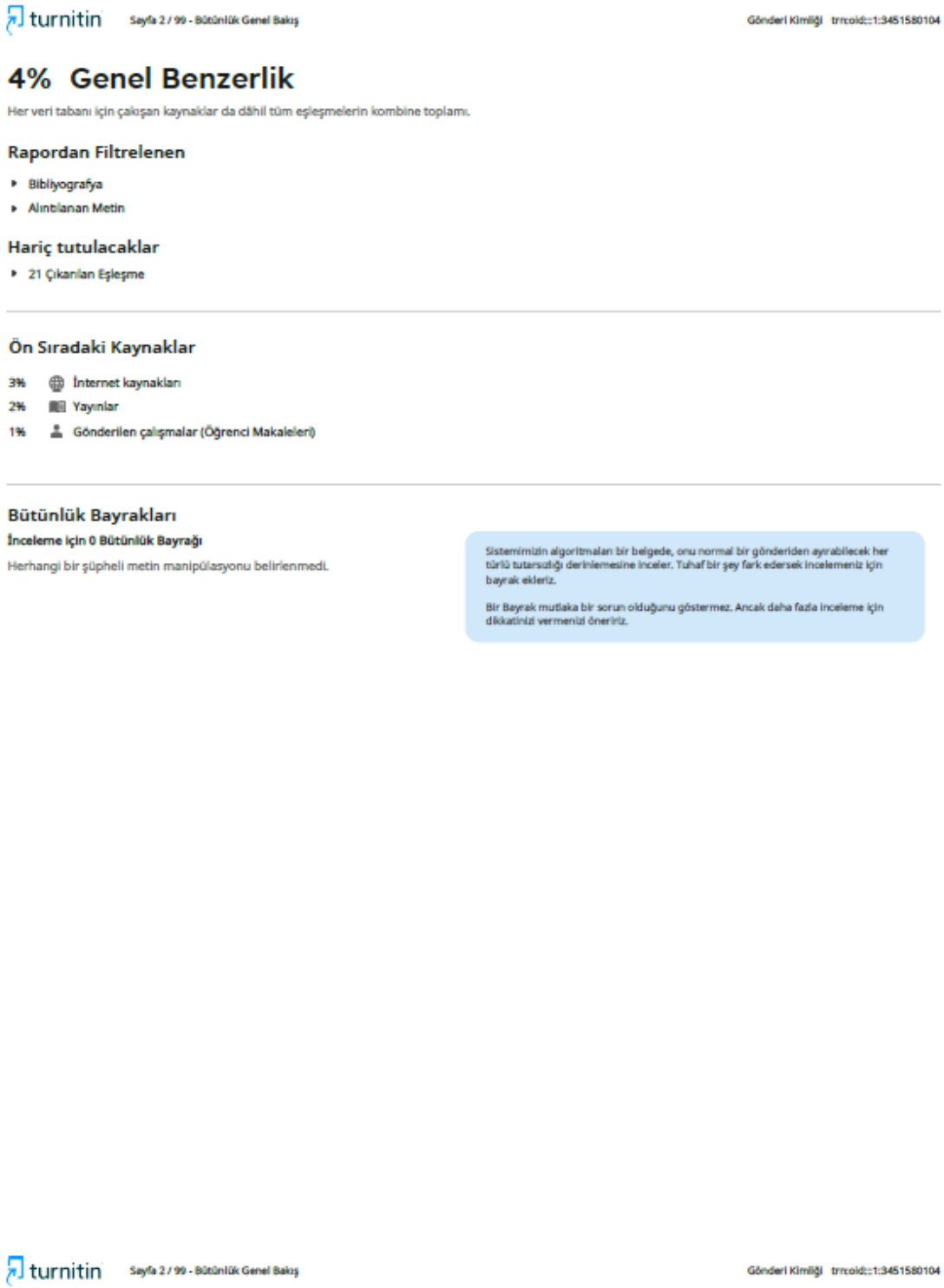
Zhang, J., Hu, Q., Wang, S., Tao, J., Gou, M., 2019, Digital light processing based three-dimensional printing for medical applications, *International Journal of Bioprinting*, 6(1), 242.

Zhuang, A. H., and Olch, A. J., 2014, Validation of OSLD and a treatment planning system for surface dose determination in IMRT treatments. *Medical physics*, *41*(8), 081720.

Zou, W., Fisher, T., Zhang, M., Kim, L., Chen, T., Narra, V., Swann, B., Singh, R., Siderit, R., Yin, L., Kevin, Teo, B. K., Mckenna, M., McDonough, J., Ning, Y. J., 2015, Potential of

3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators, *J. Appl. Clin. Med. Phys*, 16(3), 90–98.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI



turnitin Sayfa 2 / 99 - Bütünlük Genel Bakış Gönderi Kimliği trn:oid:::1:3451580104

4% Genel Benzerlik

Her veri tabanı için çakışan kaynaklar da dâhil tüm eşleşmelerin kombine toplamı.

Rapordan Filtrelenen

- Bibliyografya
- Alıntılanan Metin

Hariç tutulacaklar

- 21 Çıkarılan Eşleşme

Ön Sıradaki Kaynaklar

3% İnternet kaynakları
2% Yayınlar
1% Gönderilen çalışmalar (Öğrenci Makaleleri)

Bütünlük Bayrakları

İnceleme için 0 Bütünlük Bayrağı

Herhangi bir şüpheli metin manipülasyonu belirlenmedi.

Sistemimizin algoritmaları bir belgede, onu normal bir gönderiden ayırabilecek her türlü tutarsızlığı derinlemesine inceler. Tuhaf bir şey fark edersek incelemeniz için bayrak ekleriz.

Bir Bayrak mutlaka bir sorun olduğunu göstermez. Ancak daha fazla inceleme için dikkatinizi vermenizi öneririz.

turnitin Sayfa 2 / 99 - Bütünlük Genel Bakış Gönderi Kimliği trn:oid:::1:3451580104

ETİK KURUL İZİN YAZISI

KURUM İZNİ YAZILARI

PATENT HAKKI İZNİ

ÖZGEÇMİŞ