

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRON IŞINLAMALARINDA DIŞ
İMLANTLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Mustafa ÖZKAN
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRON IŞINLAMALARINDA DİŞ
İMLANTLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Mustafa ÖZKAN
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRON IŞINLAMALARINDA DIŞ
İMLANTLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**Mustafa ÖZKAN
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
FYL-2019-4771 numaralı proje ile desteklenmiştir.**

TEMMUZ 2019

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRON IŞINLAMALARINDA DIŞ
İMLANTLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Mustafa ÖZKAN
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 05/07/2019 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN (Danışman)

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR



ÖZET

YÜKSEK ENERJİLİ ELEKTRON IŞINLAMALARINDA DIŞ İMPLANTLARININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Mustafa ÖZKAN

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. İsmail Hakkı

Sarpün Temmuz 2019;50 sayfa

Radyoterapide kanser hastalarına uygulanan tedavinin başarılı olması için verilecek dozun tedavi planlama sistemlerinde doğru bir şekilde hesaplanması çok önemlidir. Baş boyun kanseri hastalarının radyoterapi sırasında hastanın sahip olduğu titanyum diş implantları yüksek atom numarasına sahip oldukları için doz dağılımlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu çalışmada farklı sayıda titanyum diş implantına sahip çene fantomu üzerinde doz dağılımları tedavi planlama sisteminde Monte Carlo algoritması hesapları ve GAFChromic EBT3 radyokromik film ölçümleri ile elde edilerek karşılaştırılmıştır.

Radyoterapi uygulanacak hastanın sahip olduğu diş implantlarının doz dağılımı üzerine etkisinin incelenmesi için farklı sayıda titanyum alaşımdan diş implantına sahip çene fantomu tarafımızdan tasarlanıp üretilmiştir. Üretilen bu çene fantomu üzerinde 15 MeV enerjili elektron demetleri ve 6 MV enerjili foton ışınları için Monte Carlo algoritmasına sahip tedavi planlama sistemi ile doz hesaplaması yapıldıktan sonra GAFChromic EBT3 radyokromik film ile ölçüm yapılarak titanyum alaşımdan oluşan diş implantının elektron ve foton ışınlamalarında doz dağılımı üzerindeki etkileri 3-boyutlu gama analizi yöntemi ile belirlenmiştir.

GAFChromic EBT3 film ve Tedavi Planlama Sisteminden elde edilen doz haritalarının karşılaştırılmaları 3-boyutlu gama analizi yöntemi ile DTA kriteri olarak 3mm, %DD kriteri ise global maksimum doz için %3 değeri seçilerek yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmaların gama analizi sonuçlarının foton ışınları için %97 ile %98,1 arasında, elektron ışınlarında ise %95,9 ile %98 arasında olduğu görülmüştür.

ANAHTAR KELİMELER: Diş İmplantı, Çene Fantomu, EBT3, TPS, Monte Carlo

JÜRİ: Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DENTAL IMPLANTS ON DOSE DISTRIBUTION OF HIGH ENERGY ELECTRON BEAMS WITH MONTE CARLO METHOD

Mustafa Özkan

PhD Thesis in Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. İsmail Hakkı Sarpün

July 2019; 50 pages

The accuracy of the dose calculated by treatment planning systems is very important for the success of treatment in cancer patients receiving radiation therapy. Titanium dental implants of the patient who has a radiation treatment of head and neck cancer, have a high atomic number and has a significant effect on the dose distribution. In this study, dose distributions on a dental phantom with different number of titanium implants were obtained by Monte Carlo algorithm and GAFChromic EBT3 radiochromic film in treatment planning system.

The dental phantom with different number of titanium alloy dental implants was designed and produced by us to examine the effect of radiation implants on the dose distribution of the dental implants. On the produced dental phantom that irradiated with 15 MeV energy electron beam and 6 MV energy photon beam, the dose distribution which is calculated by with Monte Carlo algorithm in the treatment planning system had compared with measured dose by GAFChromic EBT3 radiochromic film. Effects of titanium implants on dose distribution were determined by 3-D gamma index analysis.

Comparisons of dose distribution which is measured by GAFChromic EBT3 film and is calculated by TPS, were made by 3-D gamma analysis method with selection of 3 mm as DTA criterion and 3% DD as global maximum dose. It was seen that the results of the gamma analysis of the comparisons are between 97% and 98.1% for the photon beam and between 95.9% and 98% for the electron beam.

KEYWORDS: Dental implants, Jaw Phantom, EBT3, TPS, Monte Carlo

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca ve tez hazırlama aşamasında desteğinden dolayı danışmanım sayın Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN'e çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana bilgi ve tecrübeleriyle destek olan Medikal Fizik uzmanı Yılmaz BİLEK ve Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca bana sevgi ve sonsuz desteklerini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Radyasyon.....	2
1.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	2
1.1.2. İyonlaştırıcı radyasyonun sınıflandırılması	3
1.1.3. Radyasyon ölçü ve birimleri	3
1.2. Monte Carlo Yöntemi	4
1.2.1. Rastgele sayı örnekleme.....	5
1.3. Monte Carlo Tabanlı Tedavi Planlama Sistemleri.....	5
1.4. Radyokromik Film	6
1.5. Gama Analizi	7
1.6. Diş İmplantı.....	8
2. KAYNAK TARAMASI	9
3. MATERYAL VE METOT	13
3.1. Materyal	13
3.1.1. Çene fantomu	13
3.1.2. GAFChromic EBT3 radyokromik film.....	13
3.1.3. Elekta Synergy Platform Agility lineer hızlandırıcı.....	14
3.1.4. Philips Brillance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi.....	14
3.1.5. Monaco® 5.11 TPS.....	15
3.1.6. VeriSoft® 7.1 plan doğrulama programı	16
3.2. Metot.....	17
3.2.1. Çene fantomunun simülasyonu	17
3.2.2. Çene fantomu üzerinde doz hesaplamaları.....	17
3.2.2. Medikal lineer hızlandırıcı ile GAFChromic EBT3 filmlerin ışınlanması .	18

3.2.3. GAFChromic EBT3 filmlerinin kalibrasyon ışınlaması	19
3.2.4. GAFChromic EBT3 filmler için kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi.....	20
3.2.5. GAFChromic EBT3 filmlerinin doz haritalarının elde edilmesi.....	21
3.2.6. TPS'ten elde edilen doz haritaları ile GAFChromic EBT3 film ile elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması	22
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	23
5. SONUÇLAR.....	30
6. KAYNAKLAR	32
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Yüksek Enerjili Elektron Işınlamalarında Diş İmplantlarının Doz Dağılımına Etkisinin Monte Carlo Yöntemi ile İncelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

05/07/2019

Mustafa Özkan



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

0,1	: Ondalık gösterim
A	: Aktivite
Bq	: Becquerel
C	: Coulomb
cGy	: Santi Gray
Ci	: Curie
D	: Doz
eV	: Elektron Volt
Gy	: Gray
H	: Eşdeğer doz birimi
J	: Joule
kg	: Kilogram
kV	: Kilo Volt
mA	: Miliamper
mAs	: Miliampersaniye
MV	: Mega Volt
MeV	: Mega Elektron Volt
N	: Radyoaktif atom sayısı
nm	: Nanometre
R	: Röentgen
rad	: Absorbe edilen dozun birimi
rem	: Eşdeğer doz
s	: Saniye
Sv	: Sievert

Z	: Atom numarası
W_R	: Radyasyon ağırlık faktörü
X	: Işınlama
ρ	: Maddenin yoğunluğu
Δm	: Maddenin kütle farkı
Δm_{hava}	: Havanın kütle farkı
ΔQ	: Aynı işaretli yüklerin farkı
λ	: Bozunma katsayısı

Kısaltmalar

AAOMS	: American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons
AAPM	: American Association of Physicists in Medicine
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DD	: Dose Difference (Doz farkı)
DTA	: Distance To Agreement (Mesafe kabul kriteri)
HU	: Hounsfield Unit
IMRT	: Intensity Modulated Radiotherapy (Yoğunluk ayarlı radyoterapi)
MU	: Monitor Unit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
RED	: Relative Electron Density (Rölatif elektron yoğunluğu)
SSD	: Source Skin Distance (Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy (Volümetrik ark terapisi)
XVMC	: X-ray Voxel Monte Carlo

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2016).	2
Şekil 1.2. Varian marka lineer hızlandırıcı için kafa yapısının gösterimi (Chetty vd. 2007)	5
Şekil 1.3. Bir boyutlu doz dağılımı için γ analizi yönteminin şematik gösterimi (Low vd. 1998)	8
Şekil 2.1. Geri saçılan ışınların şematik gösterimi (Das ve Khan 1989).....	9
Şekil 3.1. Çene fantomu	13
Şekil 3.2. GAFChromic EBT3 radyokromik yapısı	14
Şekil 3.3. Elekta Synergy Platform model Agility kafa lineer hızlandırıcı cihazı	14
Şekil 3.4. Philips Brilliance Big Bore Oncology BT cihazı (Anonim 2)	15
Şekil 3.5. Monaco [®] 5.11 tedavi planlama sistemi ara yüzü (Anonim 3).....	16
Şekil 3.6. VeriSoft [®] 7.1 plan doğrulama programı ara yüzü.....	16
Şekil 3.7. a) implantsız çene fantomu BT kesiti; b) 1 implantlı çene fantomu BT kesiti; c) 2 implantlı çene fantomu BT kesiti; d) 3 implantlı çene fantomu BT kesiti ...	17
Şekil 3.8. 3 implantlı çene fantomu için 6 MV foton ışını doz dağılımı	18
Şekil 3.9. 3 implantlı çene fantomu için 15 MeV elektron demeti doz dağılımı.....	18
Şekil 3.10. Çene fantomu ışınlama düzeni	19
Şekil 3.11. 6 MV x-ışını film kalibrasyon eğrisi	20
Şekil 3.12. 15 MeV elektron film kalibrasyon eğrisi	21
Şekil 3.13. PTW-FilmScan 2.8 programı ile elde edilen doz haritası	21
Şekil 3.14 PTW-VeriSoft 7.1 programı ile doz haritalarının karşılaştırılması	22
Şekil 4.1. İmplantsız çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları ...	23
Şekil 4.2. İmplantsız çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları.....	24
Şekil 4.3. 1 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları.....	24

Şekil 4.4. 1 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları.....	25
Şekil 4.5. 2 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları.....	26
Şekil 4.6. 2 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları.....	26
Şekil 4.7. 3 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları.....	27
Şekil 4.8. 3 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları.....	28

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Temel radyasyon ölçü ve birimleri.....	4
Çizelge 3.1. 6 MV elektron kalibrasyon değerleri.....	19
Çizelge 3.2. 15 MeV elektron kalibrasyon değerleri.....	20
Çizelge 4.1. Elde edilen gama analizi değerleri	28

1. GİRİŞ

Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği (AAOMS, American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons) tarafından sağlanan istatistikler, 35-44 yaş aralığındaki yetişkinlerin %69'unun bir kazaya, diş eti hastalığına, başarısız bir kanal tedavisine veya diş çürümesine bağlı olarak en az bir kalıcı dişini kaybettiğini göstermektedir. Ayrıca, 74 yaşındaki yetişkinlerin %26'sı tüm kalıcı dişlerini kaybetmiştir. Bu nedenle, diş implantlarının kullanımı, daha önceki yıllarda yerleştirilen yapay kalça ve diz eklemlerinin sayısına yaklaşmış ve yılda 100.000-300.000 diş implantı yerleştirildiği görülmüştür (Gaviria vd. 2014).

External radyoterapide kullanılan her radyasyon demetinin (elektron, foton vb.) kendine has farklı etkileşme özellikleri vardır. Örneğin yüksek enerjili foton ışınları dokulara derinlemesine etki etme özelliğine sahiptir ve bu sayede birden farklı yönden foton demeti uygulanarak derin yerleşimli tedavi bölgeleri tedavi edilebilir. Diğer bir yandan ise yüksek enerjili elektron demetleri girdikleri ortamla güçlü bir şekilde etkileşime girerek enerjilerini hızlı bir şekilde ortama aktarırlar ve yüksek bir yüzey dozu oluştururlar. Bu özelliklerinden dolayı yüksek enerjili elektron demetlerinin 5 cm derinliğe kadar olan tedavi bölgelerinde kullanılması ideal bir seçimdir (Khan and Gibbons 2014).

Radyoterapi, tek başına ya da çoklu tedavi yaklaşımının bir parçası olarak, tüm baş boyun kanserlerinin yaklaşık %75'inde uygulanmaktadır. Baş-Boyun kanserli hastaların çoğu 50 yaş ve üzerindedir. Bu hastaların önemli bir çoğunluğu diş implantına sahiptir. Bu implantlar, mükemmel mekanik özellikleri ve korozyondan korunma sağlayan birkaç mikron kalınlığında bir oksit tabakası oluşturmaları ve biyolojik olarak uyumlu olmaları sebebiyle titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılmıştır (Ozen vd. 2005).

Radyoterapinin amacı, hedef hacme maksimum doz uygulanırken, etrafındaki sağlıklı dokuların ve risk altındaki organların minimum doz almasının sağlanmasıdır (Low vd. 2011). Modern radyoterapi, her adımda belirsizlikler içeren ve birçok adımdan oluşan karmaşık bir süreçtir. Radyoterapide hastaya uygulanan dozdaki toplam belirsizliğin %5'ten az olması gerekmektedir. Bu da doz hesaplamasındaki belirsizliğin %2'den az olmasını gerektirir. Tedavi planlama sistemlerinin (TPS) çoğu klinik olarak karşılaşılan tüm durumlar için, özellikle elektron ışınlarında bu doğruluk düzeyini sağlayamaz (Seco ve Verhaegen 2013). Ayrıca insan vücudu kemik, akciğer, dişler, hava boşlukları gibi farklı yoğunluklarda birçok bileşenden oluşur. Doğal olarak ortaya çıkan farklı yoğunlukta bu bileşenlere ek olarak, çeşitli diş dolguları ve implantları gibi insan yapımı malzemeler de mevcut olabilir. Bu malzemeler genellikle yüksek atom numaralı materyallerden yapılırlar. Yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinde bu materyaller, dozun uygulandığı noktaya ve protez tarafından korunan dokuya verilen dozu büyük ölçüde etkilemektedir. Sonuç olarak, başlangıçta uygulanmak istenen dozdan oldukça büyük farklılıklar ortaya çıkabilir (Reft vd. 2003).

Monte Carlo yöntemi ise belirli bir istatistiksel belirsizlik içerisinde daha doğru sonuçlar verir, çünkü hesaplama yaparken diğer doz hesaplama algoritmaları gibi önemli yaklaşımlar yapmadığı için elektron taşınımı tam olarak modellenmektedir (Seco ve Verhaegen 2013). Birçok araştırmada Monte Carlo yönteminin, radyasyon tedavisi için doz dağılımlarını hesaplamada doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir (Chetty vd. 2007).

Bununla birlikte, Monte Carlo yöntemlerinin klinik uygulaması, hesaplama zamanı ve bilgisayar gücü ile ilgili ciddi kısıtlamalar nedeniyle ilk ortaya çıktığı zamanlarda oldukça yavaştı. Hızlı Monte Carlo algoritmaları ve daha güçlü bilgisayarların ortaya çıkmasıyla, TPS'ler için son 15 yılda ticari Monte Carlo algoritmaları yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

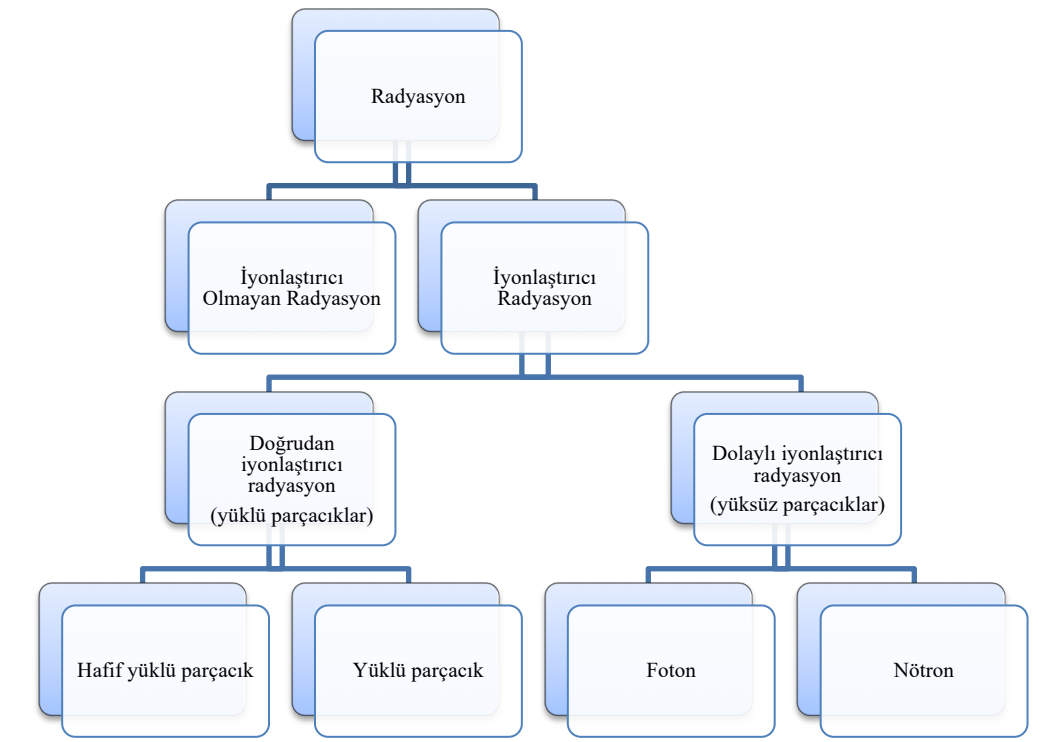
Radyokromik filmler iki boyutlu dozimetrik uygulamalar için uygun dozimetrelerdir. Eğer uygun saklama koşulları sağlanırsa ve doz ölçümünde uygun yöntemler kullanılırsa %2'nin altında bir belirsizlikle doz ölçümü yapılabilir (Das 2017).

1.1. Radyasyon

Radyasyon, uzayda veya bir malzeme ortamında, dalgalar veya parçacıklar halinde enerji yayılması veya iletimidir.

1.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması

Radyasyon, maddeyi iyonize etme kabiliyetine bağlı olarak, iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan şeklinde iki ana kategoriye ayrılır (Şekil 1.1.). Atomların iyonlaşma potansiyeli olarak da bilinen iyonlaşma enerjisi, bir atomu iyonlaştırmak için gereken minimum enerji olarak tanımlanır. Doğada iyonlaşma enerjisi, alkali elementler için birkaç elektron volttan (~ 4 eV) helyum (asal gaz) için 24,6 eV arasında değişir (Podgorsak 2016).



Şekil 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2016)

- İyonlaştırıcı olmayan radyasyon, maddeyi iyonlaştıramaz çünkü enerjisi, ortamdaki atomların veya moleküllerin iyonlaşma enerjisinden daha düşüktür. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon terimi, bu nedenle ortamın atomlarını veya moleküllerini iyonize etmek için yeterli enerji taşımayan tüm elektromanyetik radyasyon tiplerini belirtir. Yakın ultraviyole radyasyon, görünür ışık, kızılötesi fotonlar, mikrodalgalar ve radyo dalgaları iyonlaştırıcı olmayan radyasyon örnekleridir (Podgorsak 2016).
- İyonlaştırıcı radyasyon, maddeyi doğrudan veya dolaylı olarak iyonize edebilir çünkü enerjisi, ortamdaki atomların ve moleküllerin iyonlaşma potansiyelinden yüksektir. İyonlaştırıcı radyasyonun endüstride, tarımda ve tıpta birçok pratik kullanımı vardır, ancak aynı zamanda dikkatsizce veya uygunsuz şekilde kullanıldığında sağlık tehlikesi oluşturur (Podgorsak 2016).

1.1.2. İyonlaştırıcı radyasyonun sınıflandırılması

İyonlaşma biçimine göre, doğrudan iyonlaştırıcı ve dolaylı olarak iyonlaştırıcı olmak üzere iki tür iyonlaştırıcı radyasyon vardır:

- Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon: Yüklü parçacık ve ortamdaki atomların yörünge elektronları arasındaki Coulomb etkileşimlerini içeren doğrudan bir adımlı bir işlemle ortamda enerji aktaran iyonlaştırıcı yüklü parçacıkları (elektronlar, protonlar, α -parçacıkları, ağır iyonlar) içerir.
- Dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyon: İki aşamalı bir işlemle ortama enerji aktaran nötr parçacıkları (x- ve γ -ışınları, nötronlar) içerir:
 - İlk adımda, yüklü bir parçacık ortamda serbest bırakılır (fotonlar elektronları veya elektron / pozitron çiftlerini serbest bırakır, nötronlar protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakır).
 - İkinci adımda, serbest bırakılmış yüklü parçacıklar, ortam içindeki atomların yörünge elektronlarıyla doğrudan Coulomb etkileşimleri yoluyla ortama enerji aktarır.

Hem doğrudan hem de dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonlar hastalığın tanı ve tedavisinde kullanılır. Hastalığın tedavisinde iyonlaştırıcı radyasyon kullanan tıp dalına radyoterapi denir. Hastalığın tanısında iyonlaştırıcı radyasyon kullanan tıp dalına radyoloji denir (Podgorsak 2016).

1.1.3. Radyasyon ölçü ve birimleri

Radyasyonun herhangi bir tıbbi kullanımında doğru radyasyon ölçümü, hastalığın tanısı veya tedavisi için çok önemlidir (Podgorsak 2016). Radyoterapide sık kullanılan bazı ölçü birimleri Çizelge 1.1'de verilmiştir.

- Işınlama (X), fotonlar tarafından havada oluşturulan iyonlaşma miktarını tanımlar.

- Kerma (K), dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonlar (fotonlar ve nötronlar) için ortamın birim kütlesi başına yüklü parçacıklara aktarılan kinetik enerji olarak tanımlanır.
- Soğrulma dozu (D), soğurucu ortamın birim kütlesi başına soğurulan enerji olarak tanımlanır. SI birimi gray (Gy), 1 kilogram soğurucu ortam için soğurulan 1 J enerji olarak tanımlanır.
- Eşdeğer doz (H), soğurulan enerji miktarı aynı olsa bile farklı radyasyon türleri farklı biyolojik etkilere neden olduğu için farklı bir doz eşdeğeri tanıma ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle radyasyon ağırlık faktörü W_R ile çarpılan doz olarak tanımlanır. Eşdeğer dozun SI birimi sievert'tir (Sv).
- Aktivite (A), radyoaktif bir maddenin birim zamanda bozunma sayısı olarak tanımlanmaktadır. SI birimi saniyede bir bozulmaya karşılık gelen becquerel (Bq)'dir.

Çizelge 1.1. Temel radyasyon ölçü ve birimleri

Birim	Tanım	SI birimi	Eski birimi	Dönüşüm
Işınlama, X	$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m_{hava}}$	$2,58 \times \frac{10^{-4} C}{kg \text{ hava}}$	$1 R = \frac{1 \text{ esu}}{cm^3 \text{ air}_{STP}}$	$1 R = 2,58 \times \frac{10^{-4}}{kg \text{ hava}}$
Kerma, K	$K = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$		
Soğrulma dozu, D	$D = \frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$	$1 rad = 100 \frac{erg}{g}$	$1 Gy = 100 rad$
Eşdeğer doz, H	$H = D w_r$	$1 Sv$	$1 rem$	$1 Sv = 100 rem$
Aktivite, A	$A = \lambda N$	$1 Bq = 1 s^{-1}$	$1 Ci = 3,7 \times 10^{10} s^{-1}$	$1 Bq = \frac{1 Ci}{3,7 \times 10^{10}}$

1.2. Monte Carlo Yöntemi

En genel olarak Monte Carlo yöntemi nümerik integralleri çözmek için kullanılan istatistiksel bir yöntemdir. Monte Carlo simülasyonu bilim ve teknolojinin birçok alanında kullanılmaktadır. 1777 yılında Buffon tarafından rastgele örneklemeyle dayalı bir yöntem tartışılmış olsa da günümüzde kullandığımız Monte Carlo tekniği 2. Dünya Savaşı'nın sonlarında radyasyon taşınımı problemi için geliştirilmiştir (Chetty vd. 2007).

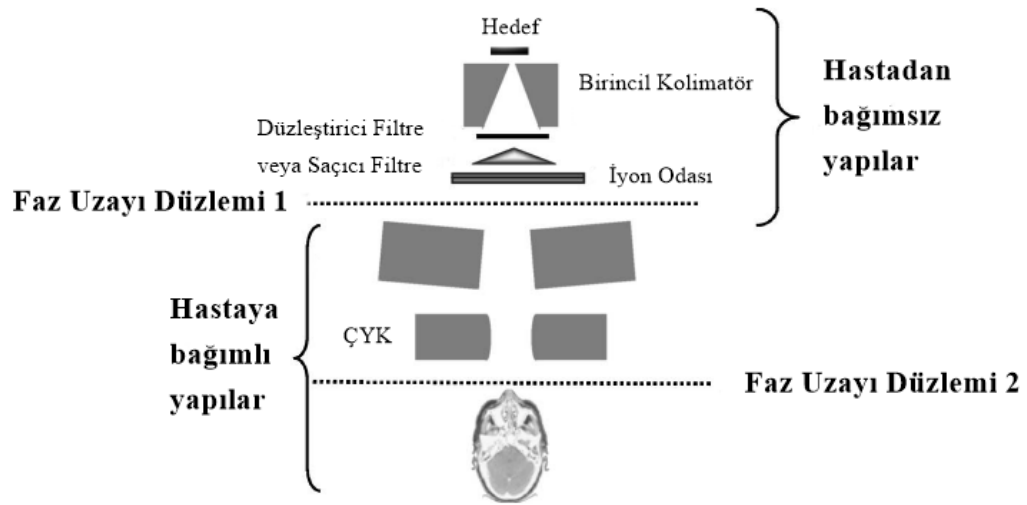
Monte Carlo yöntemi integralleri rastgele sayı örneklemesine dayanarak çözer.

1.2.1. Rastgele sayı örneklemesi

Monte Carlo algoritmaları içerisinde “rastgele sayı üretici” denen programlar bulundurulur. Bununla birlikte, bilgisayarlar gerçekten “rastgele” sayılar üretmez çünkü herhangi bir programın çıktısı doğası gereği tahmin edilebilirdir; bu nedenle, gerçekten “rastgele” değildir. Bu nedenle, bu üreticilerin ürettiği sayılar “sözde rastgele sayılar” olarak adlandırılırlar. Karmaşık bir sorunu çözmek için bu sözde rastgele sayıların çok büyük bir serisi gerekir. Rastgele sayılar dizisi içindeki sayılar birbiriyle ilişkilendirilmemelidir, yani birbirlerine bağlı olmamalıdır. Bu bir bilgisayar programı ile imkansız olduğundan, en azından bağımsız görünmeleri gerekir. Başka bir deyişle, herhangi bir istatistiksel test programı, dizilim içindeki sayıların ilişkisiz olduğunu ve bağımsız rastgele sayılar gerektiren herhangi bir bilgisayar kodunun farklı serilerde aynı sonucu vereceğini göstermelidir. Simülasyonun belirsizliği içindeki durum buysa, bu serilere sanki rastgele sayı denebilir (Seco ve Verhaegen 2013).

1.3. Monte Carlo Tabanlı Tedavi Planlama Sistemleri

Bir hastada üzerindeki doz dağılımının Monte Carlo hesaplamaları Şekil 1.2.’deki gibi üç aşamaya ayrılabilir (Chetty vd. 2007):



Şekil 1.2. Varian marka lineer hızlandırıcı için kafa yapısının gösterimi. Şekilde hastaya bağımlı ve hastadan bağımsız yapılar gösterilmektedir. Farklı üreticiler için, ÇYK (çok yapraklı kolimatör), vb. gibi bileşenler farklı yerlerde olabilir, bu nedenle faz uzayı düzlemlerinin yerleştirilmesinde bir değişiklik yapılmasını gerektirir (Chetty vd. 2007)

1. Hareketli kolimatörlere kadar olan kısımdaki parçacık taşınımı (hastadan bağımsız bölüm)
2. Hastanın tedavisine özel oluşturulan kolimatör alanları (hastaya bağlı kısım).
3. Hasta üzerindeki doz hesaplamaları.

Araştırmalarda, makine kafasındaki parçacık taşınımı için, BEAM veya BEAMnrc paket programları sıklıkla kullanılmaktadır. BEAM paket programı, bir hastadaki doz hesaplamaları için 2. ve 3. adımda kullanılmak üzere faz uzayı dosyası oluşturmak için kullanılır. 2. adımda VMC, XVMC (X-ray voxel Monte Carlo) VMC++ gibi özelleştirilmiş kodlar kullanılır.

Ticari tedavi planlama sistemlerinde Monte Carlo simülasyonu direkt olarak cihaz kafasından başlamaz. Bunun ana sebebi linak kafası içerisindeki simülasyonun, kullanıcılar için kolay bulunamayabilecek linak kafası detaylarını doğru bir şekilde bilmeye dayanmasıdır (Schreiber ve Faddegon 2005).

Bu nedenle Monte Carlo tabanlı tedavi planlama sistemleri, tamamen simüle edilmiş faz uzayı dosyasından ve/veya ölçümlerle elde edilen doz profillerinden faydalanırlar (Seco ve Verhaegen 2013).

Günümüzde ticari olarak Nucletron Oncentra MasterPlan (VMC++), Varian Eclipse (eMC), Elekta Software XiO (XVMC) ve Elekta Software Monaco® (XVMC) gibi Monte Carlo tabanlı ticari planlama sistemleri bulunmaktadır.

1.4. Radyokromik Film

Radyokromik dozimetri, radyasyona maruz kaldığında renk değiştiren polimer bazlı bir kimyasal dozimetri tekniğidir. Radyokromik dozimetri, endüstriyel alanda 10^3 Gy mertebesindeki yüksek doz ölçümleri için 1960'lı yıllarda geliştirilmiştir (Podgorsak 2016).

Bu alandaki birçok gelişme, GAFchromic olarak bilinen filmler üreten General Aniline & Film olarak bilinen bir kimyasal şirketi tarafından gerçekleştirilmiştir. Bugün, GAFchromic adı, genel bir isim olan radyokromik film ile eş anlamlı hale gelmiştir (Das 2017).

Radyokromik film içerisindeki renklendirilmeden sorumlu olan kristal poliasetilenler, özellikle diasetilenler olarak bilinir ve termal tavlama veya radyasyona maruz kaldıklarında polimerizasyona uğrarlar, bileşimlerine bağlı olarak renkleri maviye veya kırmızıya dönerler (Das 2017).

Radyokromik film dozimetrelerinin başlıca avantajları arasında doku denkliği, yüksek çözünürlük, geniş doz aralığı (10^{-2} ile 10^6 Gy arasında), düşük enerji bağımlılığı, görünür ışığa duyarsızlık ve kimyasal işleme gerek duyulmaması sayılabilir (Khan and Gibbons 2014).

1.5. Gama Analizi

Gama (γ) analizi yöntemi, radyoterapide ölçülen ve hesaplanan iki doz dağılımı arasında karşılaştırma yapmak için kullanılır. Bu karşılaştırmada iki nokta arasındaki doz farkı ve iki dozun birbirleri arasındaki mesafe farkı karşılaştırılır. Ölçülen doz dağılımı referans olarak alınır ve hesaplanan doz dağılımı karşılaştırma yapmak için sorgulanır. Teoride referans doz dağılımları tek nokta (örneğin iyon odası ölçümü), bir boyutlu (örneğin çizgi profili), iki boyutlu (örneğin film) veya üç boyutlu (örneğin jel dozimetri, Monte Carlo simülasyonu) olabilir (Low vd. 1998).

γ değeri Şekil 1.3.'te görüldüğü gibi her referans noktası için minimum Öklid mesafesini bulmaya dayanır. Doz dağılımındaki her referans noktası için, değerlendirilen dağılımdaki her noktaya karşı aşağıdaki bağıntılar kullanarak hesaplanır:

- Referans ve ölçülen doz arasındaki mesafe: $\Delta r(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)$
- Referans ve ölçülen noktadaki doz farkı: $\Delta D(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)$

\mathbf{r}_R Referans noktası ve \mathbf{r}_E değerlendirilen nokta olmak üzere doz farkı denklem 1.1. ile hesaplanır:

$$\Delta D(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (1.1)$$

Denklem 1.1'de $D_E(r_E)$ değerlendirilen noktadaki doz değeri, $D_R(r_R)$ referans noktadaki doz değeridir.

Denklem 1.2 ile her nokta için γ değeri hesaplanır.

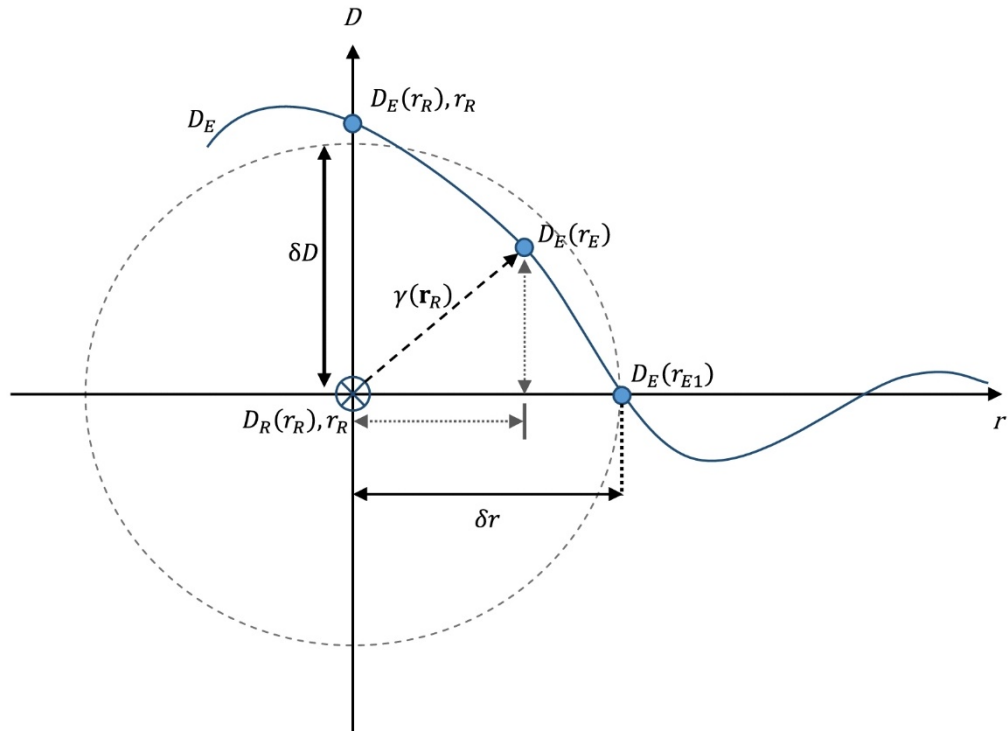
$$\Gamma(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)}{\delta D^2}} \quad (1.2)$$

Denklem 1.2'de δr mesafe farkı kriteri, δD doz farkı kriteridir.

Referans nokta için denklem 1.2 ile hesaplanan Γ değerleri içerisinde Denklem 1.3 ile minimum değeri alan seçilir.

$$\gamma(\mathbf{r}_R) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_R, \mathbf{r}_E)\} \forall \{\mathbf{r}_E\} \quad (1.3)$$

δr ve δD değerleri Şekil 1.3'te gösterildiği gibi referans noktası etrafında bir elipsoit oluşturur. Eğer değerlendirilen noktalardan biri bu elipsoidin içerisinde veya üzerinde ise $\gamma \leq 1$ olacağından bu nokta testi başarılı olarak geçer.



Şekil 1.3. Bir boyutlu doz dağılımı için γ analizi yönteminin şematik gösterimi (Low vd. 1998)

1.6. Diş İmplantı

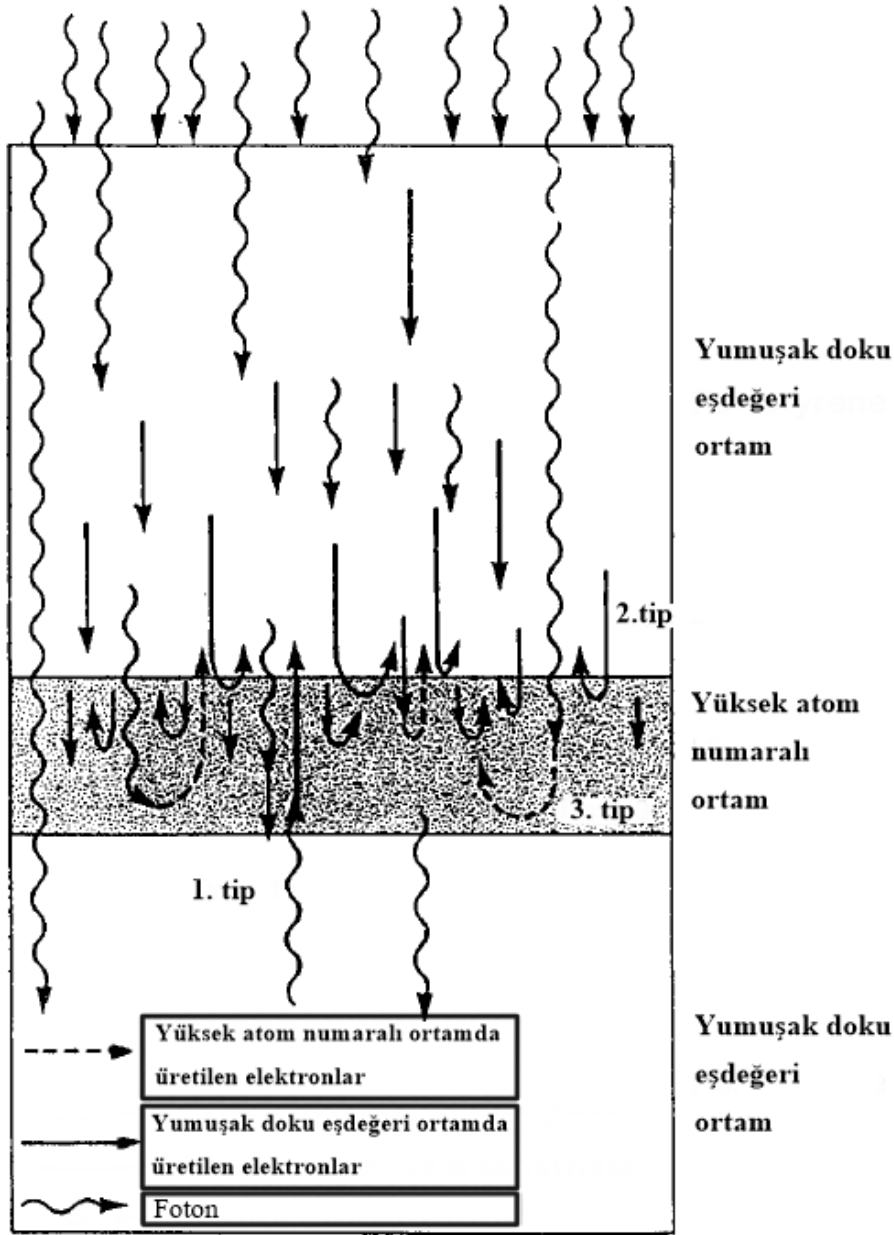
Diş hastalıkları ve travmalar sonucu diş kayıpları çok yaygındır. Bu nedenle eksik dişlerin tedavisinde diş implantları kullanımı uzun ve çok yönlü bir geçmişe sahiptir. Geçtiğimiz 20 yılda, diş implantı prosedürlerinin sayısı dünya çapında giderek artmakta ve yılda yaklaşık bir milyon diş implantı yerleştirilmektedir. (Le Guéhennec vd. 2007).

Diş implantları genel olarak vida şeklindedir, alt çene ya da üst çene kemiğine yerleştirilerek diş kökünün yerini alırlar. Diş implantları biyoyumlu, nispeten yüksek sertlik, korozyona karşı dayanıklılık ve hafiflik gibi özelliklerinden dolayı titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılırlar. İmplant yerleştirme işleminden sonra, titanyum implantlar biyolojik sıvılar ve dokularla etkileşime girerek bağ oluştururlar (Pye vd. 2009).

2. KAYNAK TARAMASI

Foton ışınları için yumuşak doku ve yüksek atom numaralı ortam arasındaki geri saçılma dozu üç bölümde incelenebilir;

1. Geri saçılan fotonların oluşturduğu doz artışı,
2. Yüksek atom numaralı ortamın üzerinde bulunan yumuşak doku eşdeğeri ortamda oluşan elektronların geri saçılması sonucunda oluşan doz artışı,
3. Yüksek atom numaralı ortamda oluşan elektronların geri saçılması sonucunda oluşan doz artışı (Das ve Khan 1989).



Şekil 2.1. Geri saçılan ışınların şematik gösterimi (Das ve Khan 1989)

Bu kapsamda, birçok araştırmacı çeşitli yüksek atom numaralı materyaller için farklı enerjili elektron ve foton demetleri kullanarak geri saçılan dozları radyoterapide kullanılan metotlarla ölçümlerini ve/veya karşılaştırmalarını yapmışlardır.

Saunders ve Peters (1974) farklı metaller üzerinde elektron demetleri ile yaptıkları ölçümlerde geri saçılan doz miktarının $Z^{1/2}$ ile orantılı olarak arttığını, elektron enerjisi arttıkça geri saçılan doz miktarının azaldığını gözlemlemişlerdir.

Mian vd. (1987) yaptıkları çalışmada paralel plaka iyon odası ile titanyum ve kemik plaka arasında yaptıkları ölçümlerle titanyum yüzeyden geri saçılmalardan kaynaklanan doz artışını belirlemişlerdir. Bunun sonucunda Co-60 gama ışınları için kemik ve titanyum arasında ışının giriş yönünde %15 doz artışı bulmuşlardır. Bu doz artışının hızlı bir şekilde azalarak 2 mm içerisinde önemsiz hale geldiğini bulmuşlardır.

Weeks vd. (1991) yaptıkları çalışmada 6 MeV enerjili elektron demetleri ile ışınlamada yaptıkları ölçümlerde kurşun ve polistiren arasında %30 ile %60 arasında doz artışı gözlemlemişlerdir

Ozen vd. (2005) yaptıkları çalışmada titanyum implant ve kemik arasında maksimum doz artışı Co-60 gama ışınları için %21 olarak bulmuşlardır. Ayrıca ortalama foton enerjisi arttıkça çalışmada titanyum implant ve kemik arasında yüzde doz artışının azaldığını ve titanyum implantın 3mm uzağından itibaren herhangi bir doz artışı olmadığını bulmuşlardır.

Patone vd. (2006) ise kafatasına yerleştirilen gözenekli titanyum plakada EDR2 film ile yaptıkları ölçümler sonucunda ışının giriş yönünde 6 MV foton ışınları için %7,1 ve 18 MV foton ışınları için %4,9 doz artışı gözlemlemişlerdir. 5 cm derinlikte ise dozun 6 MV foton için %2,2 ve 18 MV foton için %0,6 azaldığını gözlemlemişlerdir.

Rakowski vd. (2012) tarafından yapılan çalışmada Co-60 ışınlamalarında kafatasına yerleştirilen gözenekli titanyum plakada kemik ile doku arasında GAFChromic EBT film ile yapılan ölçümler sonucunda geri saçılan doz miktarının %9 ile %23 arasında olduğunu gözlemlemişlerdir.

Azizi vd. (2018) yaptıkları çalışmada Ni-Cr alaşımı, amalgam, dental porselen (ceramco) ve diş yüzeyinde yaptıkları ölçümler ile sudaki doza göre 6 MV foton ışınlarında %6,98, %5,57, %1,68 ve %1,49 artış bulmuşlardır. 15 MV foton ışınlarında ise benzer şekilde %9,43, %7,82, %5,04 ve %2,62 artış bulmuşlardır.

Mihailescu ve Borgia (2018) yaptıkları çalışmada 3-19 MeV enerjili elektron demetleri ile farklı şekillerde inhomojen fantomları ışınlayarak DOSXYZnrc/EGSnrc Monte Carlo kodu ile hesaplamalar yapmışlardır. Radyoterapi ve klinik dozimetri için uyumlu 3-boyutlu voksel fantomları yumuşak doku eşdeğeri materyal ile oluşturulmuş ve içlerine tek tabakalı akciğeri, hava ve titanyum yapılar yerleştirmişlerdir. Demet enerjisine bağlı olarak bu inhomojen yapıların doz dağılımlarını etkilediğini bulmuşlardır.

Roberts (2001) kalça protezi üzerinde Monte Carlo hesaplamaları ve Pencil Beam algoritmasına sahip TPS hesaplamaları sonucunda elde ettiği dozları karşılaştırması sonucunda TPS'nin 11 cm derinlikte 6 MV x-ışını için %11 ve 15 MV x-ışını için %15 daha yüksek doz hesapladığını ayrıca doz farkının proteze yakın bölgelerde arttığını bulmuştur.

Ding ve Yu (2001) yaptıkları çalışmada foton ışınları ile farklı büyüklükteki metal kalça protezi üzerinde yaptıkları Monte Carlo hesaplamaları sonucunda metal ile doku arasında %15 doz artışı implantın uzak bölgelerinde ise %45'e kadar doz azalması gözlemlenmiştir. Ayrıca ticari TPS ile yaptıkları karşılaştırmalar sonucunda ticari TPS'nin dozdaki azalmayı hafife aldığını ticari TPS'nin dozu %14 oranında fazla hesapladığını bulmuşlardır.

Chin vd. (2009) yaptıkları çalışmada foton ışınları için EGS4nrc Monte Carlo simülasyonu paket programı ile diş tedavisinde kullanılan farklı materyaller ile 23 konfigürasyonda geri saçılan dozun etkisini incelemiştir. İnceleme sonucunda Geri saçılan dozdan dolayı en yüksek artış amalgam materyalinde %33 olarak gözlemlenmiştir. Ayrıca geri saçılan dozun 3 ile 5 mm kalınlığındaki su eşdeğeri ortamda soğurulduğunu bulmuşlardır.

Wieslander ve Knöös (2003) farklı materyallerden oluşan kalça protezleri üzerinde yaptıkları 18 MV foton ışınlamalarında Monte Carlo hesapları ile yaptıkları karşılaştırmalarda collapsed cone algoritması için maksimum %7,3 pencil beam algoritması için ise maksimum %40,6 fark bulmuşlardır.

Mesbahi ve Nejad (2007) tarafından 9 MV foton ışınları için yapılan Monte Carlo hesaplamaları ile ticari TPS hesaplarının karşılaştırmasında farklı metallere oluşan kalça protezlerinde yaptıkları karşılaştırmalarda %2 ila %17 arasında farklar bulmuşlardır.

Shimozato vd. (2010) tarafından yapılan çalışmada 4 MV foton ışınları ile yapılan titanyum plaka ışınlamasında Monte Carlo hesaplamaları ile TPS'nin yaptığı doz hesaplamaları karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda en yüksek fark titanyum plakanın ışın giriş yönünde %23,1 ışının çıkış yönünde ise %12,7 bulunmuştur.

Çatlı (2015) 6 MV foton ışınları ile diş tedavilerinde kullanılan metallere oluşan 1 cm kalınlığındaki plakalar üzerinde yaptığı Monte Carlo hesapları sonucunda plakanın 2 mm'lik mesafede dokudaki doz artışlarını titanyum için %7,8, titanyum alaşımı için %6,3 ve amalgam için %29,8 olarak bulmuştur.

Ade ve Plessis (2017) tarafından yapılan çalışmada titanyum kalça implantına sahip pelvik fantom üzerinde yaptıkları 15 MV foton ışınlamalarında XIO TPS ile GAFChromic EBT2 film ölçümleri arasında implantın ışın giriş ve çıkış bölgelerinde %1,1 ile %23,2 arasında değişen farklar bulmuşlardır.

Ade ve Plessis (2018) tarafından titanyum kalça protezine sahip pelvik fantom üzerinde 3-B konformal, IMRT ve VMAT teknikleri ile yaptıkları ışınlamalarda Monaco® tedavi planlama sistemine ait XVMC doz hesaplama algoritması ve GAFChromic EBT3 film ile yaptıkları gama analizleri sonucunda %70 ile %92 arasında değişen sonuçlar elde etmişlerdir.

Akyol vd. (2019) farklı materyallerden oluşan diş implantlarında Monte Carlo hesapları ile elde ettikleri doz hesapları ile pencil beam convolution algoritmasına sahip TPS'den elde ettikleri doz hesaplarının karşılaştırılması sonucunda kullanılan materyalin fiziksel yoğunluğuna bağlı olarak %0,1 ile %17,2 arasında farklar bulmuşlardır.

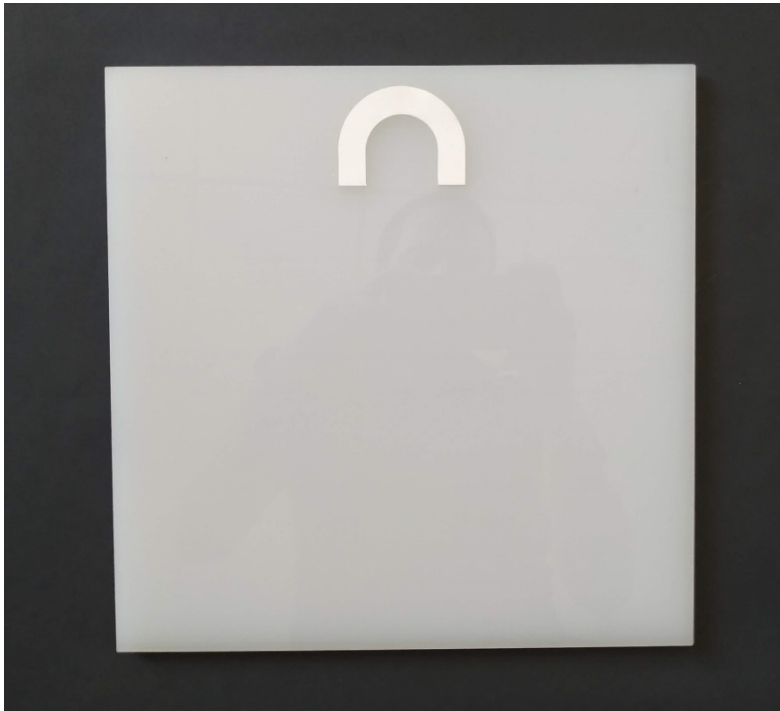
3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. Çene fantomu

Bu çalışma için çene yapısını temsil eden bir fantom tasarlandı (Şekil 3.1). Bu fantom implant tedavisinde sık kullanılan Ti 6Al-4V titanyum alaşımı, PMMA (polimetilmetakrilat), RTV silikon ve CaCO₃ oluşturulan kemik yoğunluğuna sahip materyalden oluşmaktadır.

Kemik yoğunluğuna sahip materyal Arrah vd. (2018) tarafından yapılan çalışmaya göre oluşturulmuştur.



Şekil 3.1. Çene fantomu

3.1.2. GAFChromic EBT3 radyokromik film

GAFChromic EBT3 radyokromik film ortamda iyonlaştırıcı radyasyon tarafından oluşturulan absorbe dozun ölçülmesi için tasarlanmıştır. Bu film 0,2 ila 10 Gy arasındaki dozlarda en uygun performansını göstermektedir.

GAFChromic EBT3 filminin yapısı Şekil 3.2.'de gösterilmiştir. Film, 125 µm kalınlığında mat polyester 2 katman arasında 28 µm kalınlığında aktif katmandan oluşmaktadır. Aktif katman boya, dengeleyici ve filmin enerjiden bağımsız olmasını sağlayan bileşenleri içerir. Aktif katmanın kalınlığı, farklı üretim serileri arasında bir miktar farklılık gösterebilir (Anonim 1).

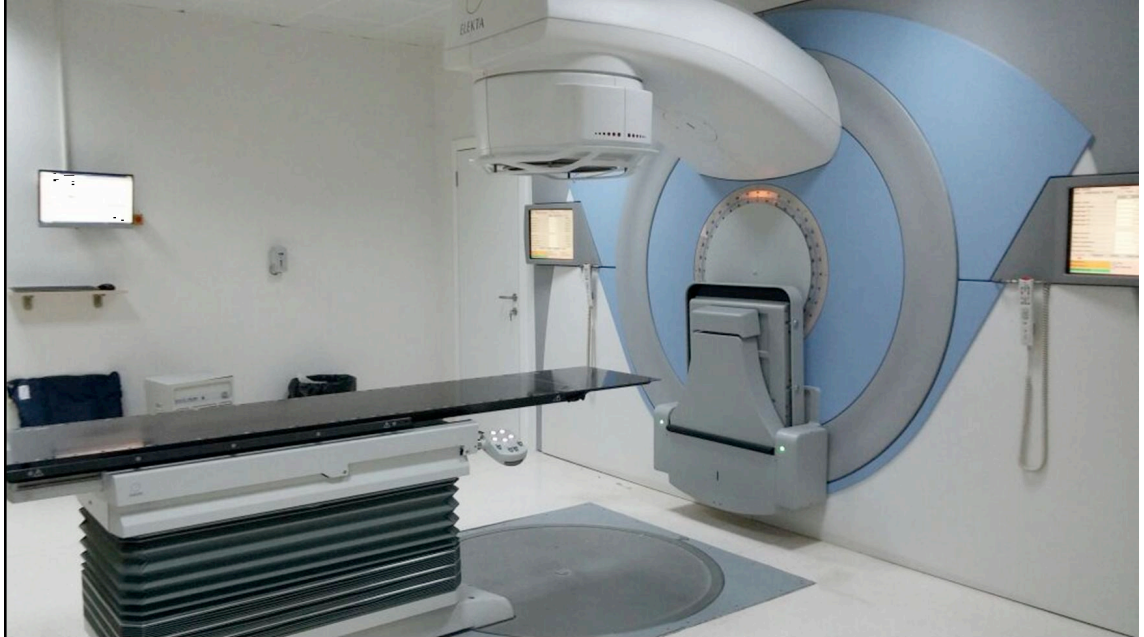
Mat yüzeyli şeffaf polyester katman, 125 μm
Aktif katman, 28 μm
Mat yüzeyli şeffaf polyester katman, 125 μm

Şekil 3.2. GAFChromic EBT3 radyokromik yapısı

3.1.3. Elekta Synergy Platform Agility lineer hızlandırıcı

Çalışmada Agillity kafa yapısına sahip Elekta marka Synergy platform model lineer hızlandırıcı cihazı kullanıldı. Bu cihaz 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerjili Elektron demetleri ile 6 ve 18 MV enerjili foton demetleri üretebilmektedir.

Cihazın kafasında izomerkezdeki genişliği 0,5 cm olan 160 tane yapraktan oluşan ÇYK bulunmaktadır. Bu kolimatörün maksimum olan genişliği izomerkezde 40 x 40 cm^2 'dir. Şekil 3.3'te Elekta Synergy platform lineer hızlandırıcı gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Elekta Synergy Platform model Agility kafa lineer hızlandırıcı cihazı

3.1.4. Philips Brilliance Big Bore Oncology bilgisayarlı tomografi

Bu bilgisayarlı tomografi (BT) cihazı radyasyon onkolojisi kliniklerine uygun tasarlanmıştır. Cihaz 16 adet detektöre, 85 cm gantry açıklığına ve 60 cm görüntü açıklığına sahiptir.

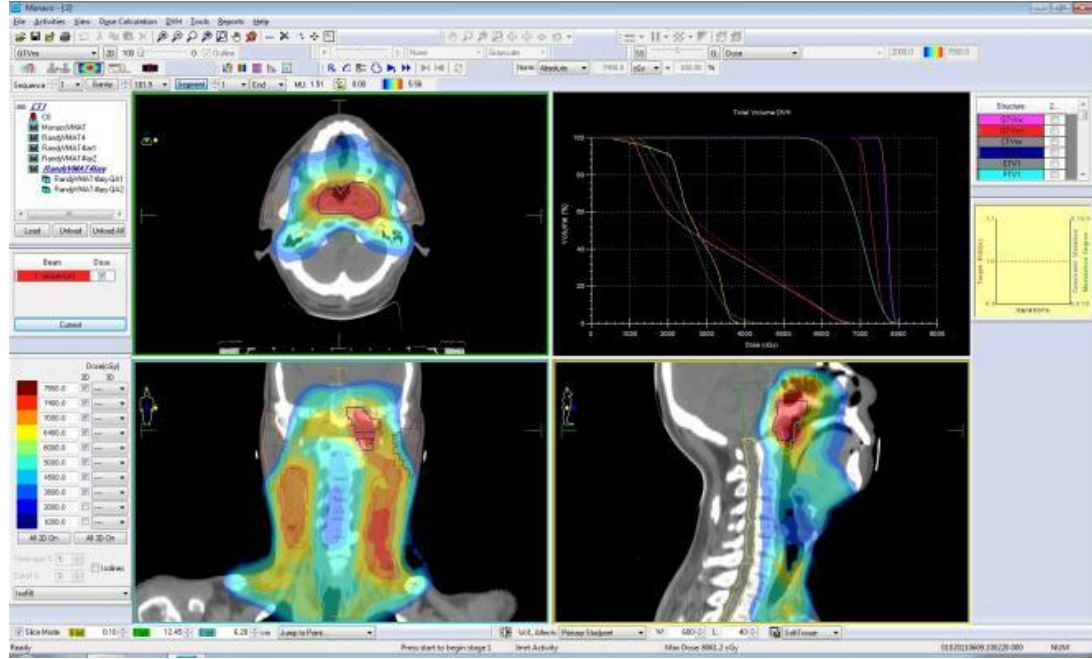
apına sahiptir. Cihazda ayrıca büyük boyutlu metal ortopedik implantların neden olduğu görüntü bozukluklarını görüntü işleme sırasında azaltan O-MAR algoritmasına sahiptir. Şekil 3.4'te Philips Brillance Big Bore Oncology BT cihazı yer almaktadır.



Şekil 3.4. Philips Brillance Big Bore Oncology BT cihazı (Anonim 2)

3.1.5. Monaco® 5.11 TPS

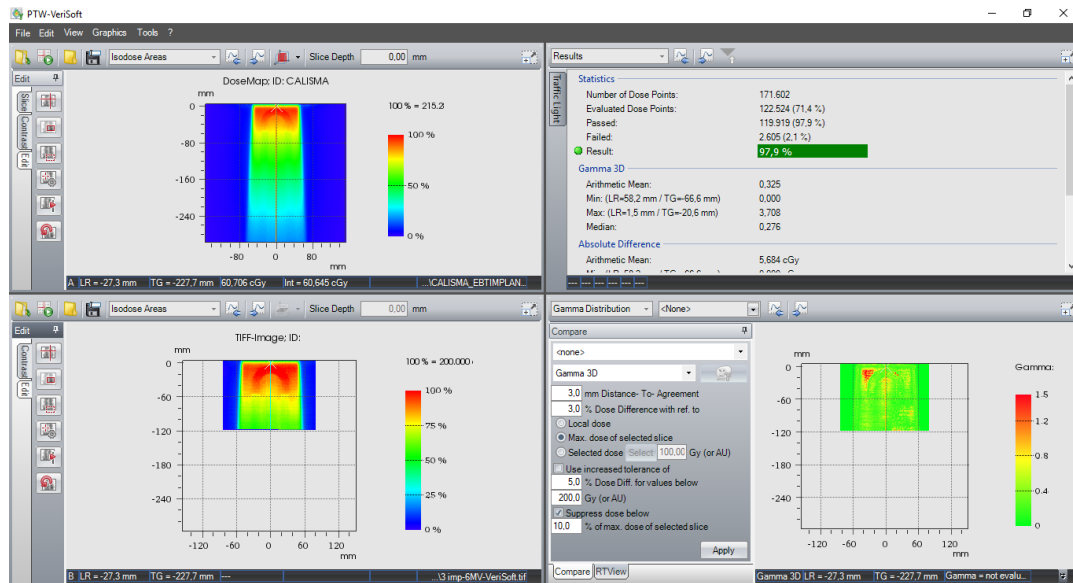
Monaco® 5.11 TPS 3 boyutlu konformal, IMRT ve VMAT tekniklerinde radyoterapi planı yapabilmektedir. Foton ışınları için Pencil Beam, Collapsed Cone ve Monte Carlo, elektron demetleri için Pencil Beam ve VMC++ Electron Monte Carlo doz hesaplama algoritmalarına sahiptir. Şekil 3.5'te Monaco® 5.11 TPS ara yüzü yer almaktadır.



Şekil 3.5. Monaco® 5.11 tedavi planlama sistemi ara yüzü (Anonim 3)

3.1.6. VeriSoft® 7.1 plan doğrulama programı

VeriSoft® 7.1 radyoterapide TPS ile planlanan hasta planını ölçülen doz ile karşılaştırarak hasta planının doğrulamasını yapar. Program üzerinde hesaplanan ve ölçülen doz değerleri okunabilir ve değerlendirilebilir. 3 boyutlu hacim analizi, 2 ve 3 boyutlu gama analizi doz profili karşılaştırmaları, doz farkı dağılımları elde edilebilir. Şekil 3.6'da VeriSoft® 7.1 plan doğrulama programı ara yüzü yer almaktadır.

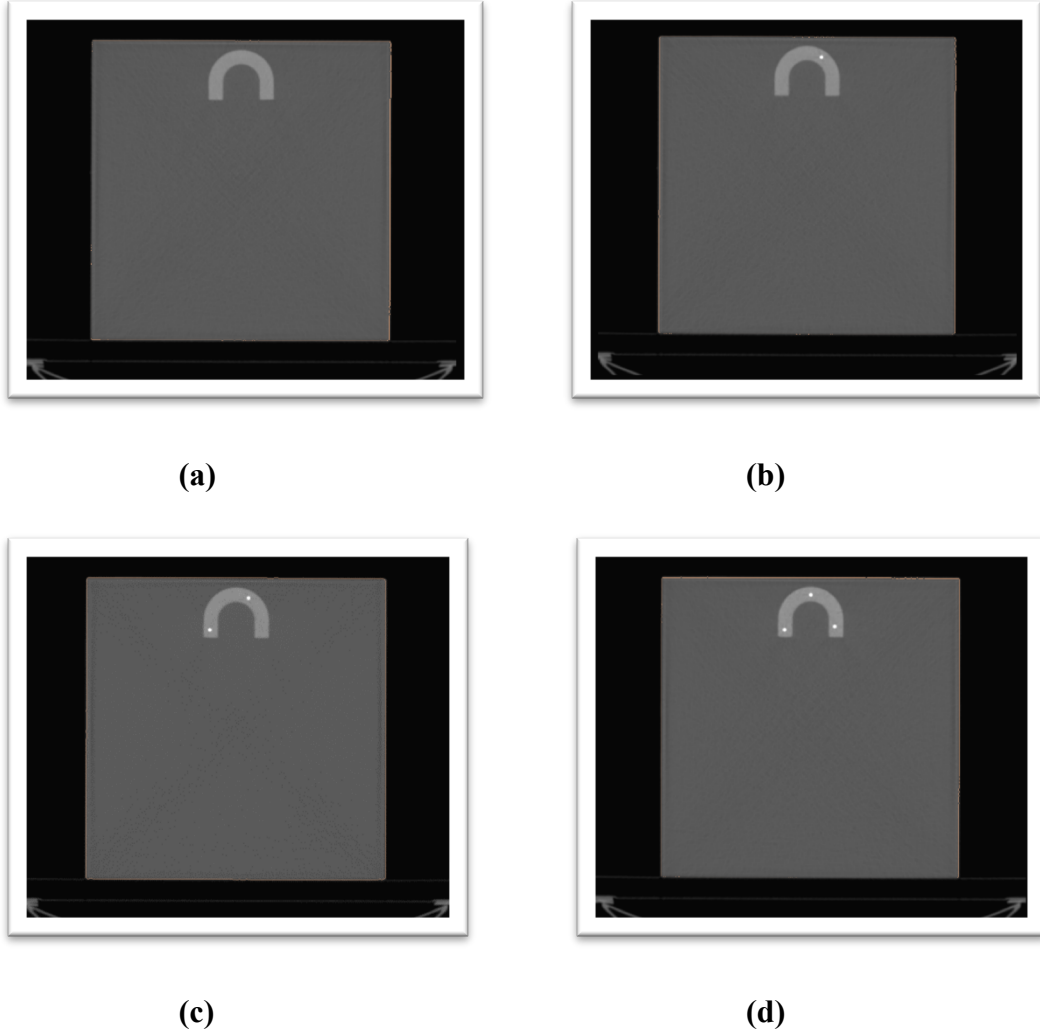


Şekil 3.6. VeriSoft® 7.1 plan doğrulama programı ara yüzü

3.2. Metot

3.2.1. Çene fantomunun simülasyonu

Çene fantomu üzerinde doz hesabı yapmak için bilgisayarlı tomografi ile 120 kV voltaj değerinde 0,1 cm kesit kalınlığında çene fantomunun 3 boyutlu radyolojik görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 3.7).

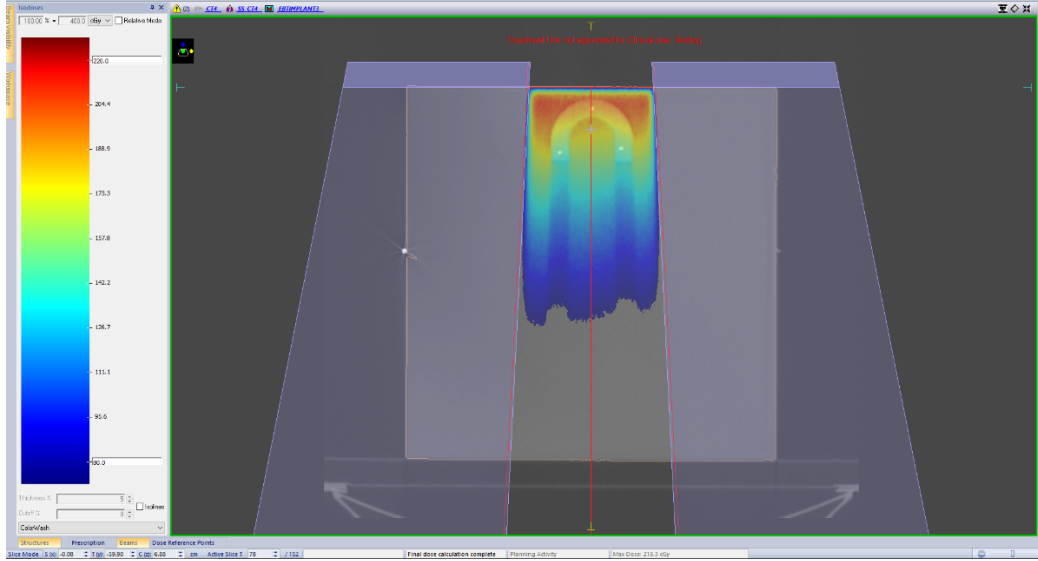


Şekil 3.7. a) implantsız çene fantomu BT kesiti; **b)** 1 implantlı çene fantomu BT kesiti; **c)** 2 implantlı çene fantomu BT kesiti; **d)** 3 implantlı çene fantomu BT kesiti

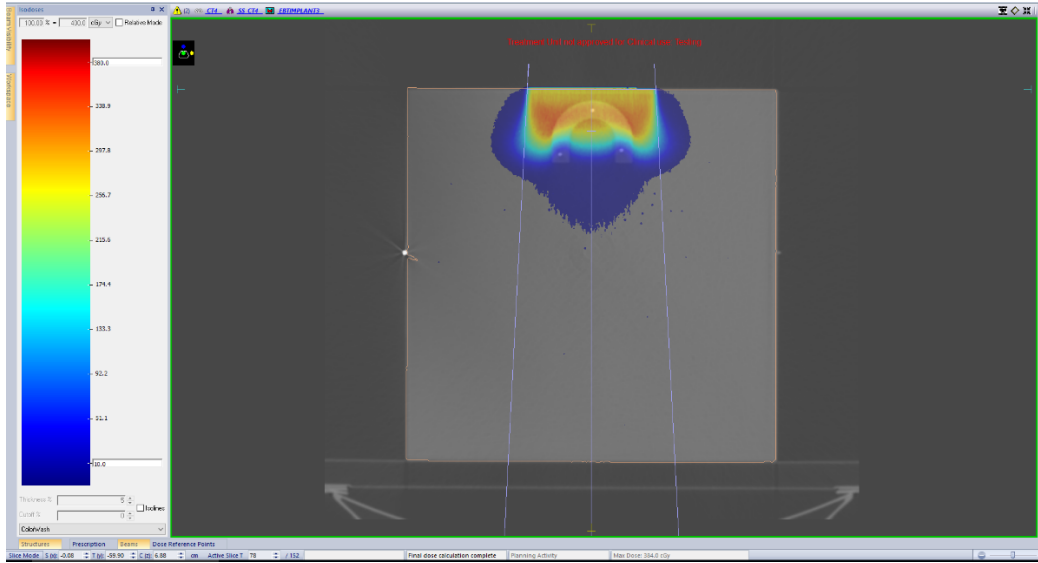
3.2.2. Çene fantomu üzerinde doz hesaplamaları

Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen implantsız, 1 implantlı, 2 implantlı ve 3 implantlı çene fantomunun 3 boyutlu radyolojik görüntüleri üzerinde SSD 100 cm'de 200 MU 6 MV enerjili x-ışını ve 300 MU 15 MeV enerjili elektron demeti ile 10 x 10 cm²

kare alanlar için Monte Carlo algoritması ile doz hesaplamaları yapıldı. Şekil 3.8 ve 3.9’da 3 implantlı çene fantomu için izomerkezdeki doz dağılımları verilmiştir.



Şekil 3.8. 3 implantlı çene fantomu için 6 MV foton ışını doz dağılımı

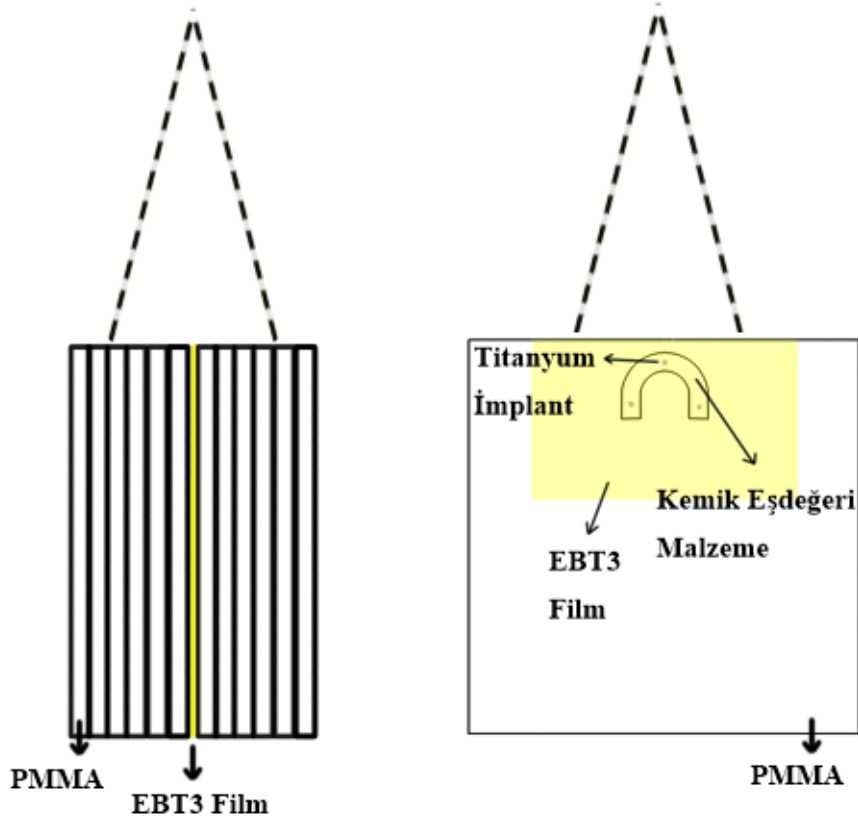


Şekil 3.9. 3 implantlı çene fantomu için 15 MeV elektron demeti doz dağılımı

3.2.2. Medikal lineer hızlandırıcı ile GAFChromic EBT3 filmlerin ışınlanması

Lineer hızlandırıcıda film ışınlamaları yapılmadan önce 6 MV x-ışını ve 15 MeV elektron demeti için iyon odası ile cihazın absorbe doz kalibrasyonları yapıldı.

Lineer hızlandırıcının absorbe doz kalibrasyonları yapıldıktan sonra 1 implantlı, 2 implantlı ve 3 implantlı çene fantomu ayrı ayrı 15 MeV enerjili elektron 10 x 10 cm² açık alan ile GAFChromic EBT3 film ışın demetine paralel şekilde 300 MU ve 6 MV x-ışını ile 10 x 10 cm² açık alan 200 MU ışınlama yapıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Çene fantomu ışınlama düzeni

3.2.3. GAFChromic EBT3 filmlerinin kalibrasyon ışınlaması

6 MV x-ışını için 12 adet 2,5 x 12 cm² lik film parçaları SSD 100 cm'de 10 cm derinlikte 10 x 10 cm² alanda Çizelge 3.1'de verilen değerlerde kalibrasyon ışınlaması yapılmıştır.

Çizelge 3.1. 6 MV elektron kalibrasyon değerleri

MU	0	45	89	133	178	222	267	311	370	430	489	548
Absorbe Doz(cGy)	0	30,4	60,1	89,8	120,2	149,8	180,2	209,9	248,8	290,2	330,1	369,9

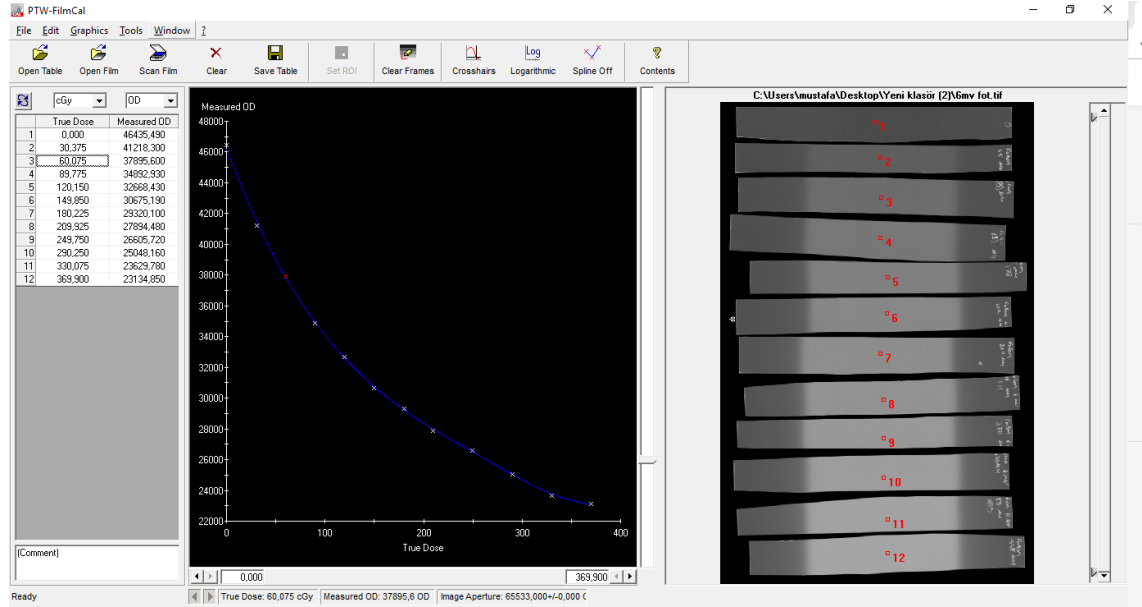
15 MeV elektron demeti için 12 adet 2,5 x 12 cm²'lik film parçaları SSD 100 cm²'de 3,4 cm derinlikte 10 x 10 cm² alanda Çizelge 3.2'de verilen değerlerde kalibrasyon ışınlanması yapılmıştır.

Çizelge 3.2. 15 MeV elektron kalibrasyon değerleri

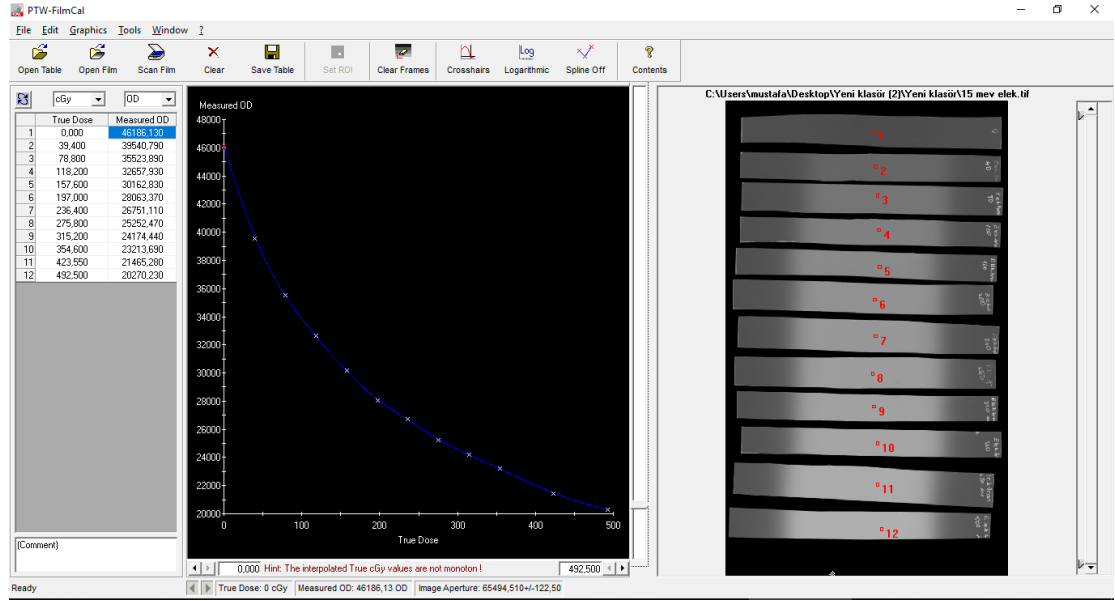
MU	0	40	80	120	160	200	240	280	320	360	430	500
Absorbe Doz(cGy)	0	39,4	78,8	118,2	157,6	197,0	236,4	275,8	315,2	354,6	423,6	492,5

3.2.4. GAFChromic EBT3 filmler için kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi

Şekil 3.11 ve Şekil 3.12'de görüldüğü gibi 6 MV x-ışını ve 15 MeV elektron demeti için ayrı ayrı taranan kalibrasyon filmleri PTW-FilmCal 2.4 programında optik yoğunluğa karşılık absorbe doz eğrisi elde edildi.



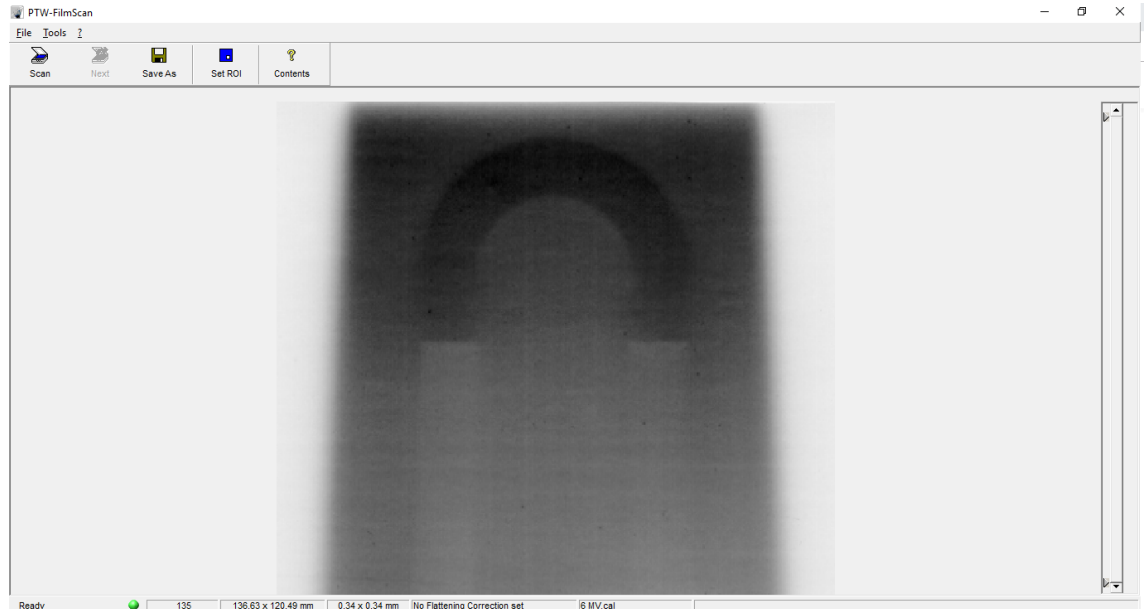
Şekil 3.11. 6 MV x-ışını film kalibrasyon eğrisi



Şekil 3.12. 15 MeV elektron film kalibrasyon eğrisi

3.2.5. GAFChromic EBT3 filmlerinin doz haritalarının elde edilmesi

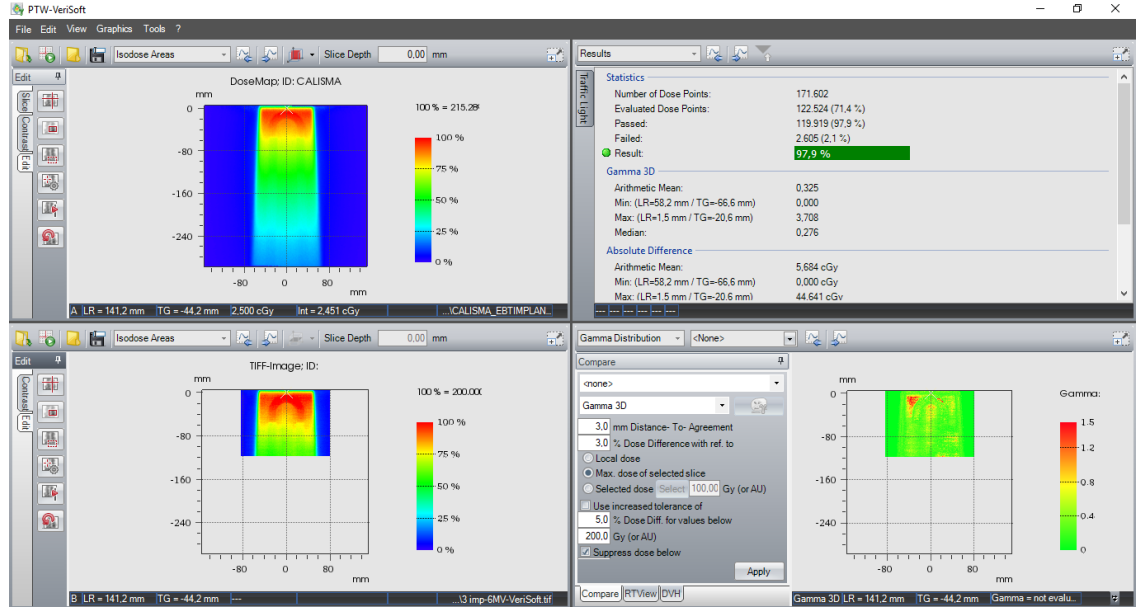
Çene fantomu ile birlikte ışınlanan filmler ışındıkları demetin kalibrasyon eğrisi ile Şekil 3.13’de görüldüğü gibi PTW-FilmScan 2.8 programı ile doz haritaları elde edilip tif resim formatında kaydedildi.



Şekil 3.13. PTW-FilmScan 2.8 programı ile elde edilen doz haritası

3.2.6. TPS'ten elde edilen doz haritaları ile GAFChromic EBT3 film ile elde edilen doz haritalarının karşılaştırılması

TPS ve GAFChromic EBT3 film ile elde edilen doz haritaları Şekil 3.14'te görüldüğü gibi PTW-VeriSoft 7.1 programında bulunan 3 boyutlu Gama analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma kriteri olarak DD (Dose Difference) = %3 ve DTA (Distance to agreement) = 3 mm değerleri seçilmiştir.



Şekil 3.14. PTW-VeriSoft® 7.1 programı ile doz haritalarının karşılaştırılması

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

BT görüntüsü alınan çene fantomu incelendiğinde titanyum implantın olduğu bölgedeki HU değerleri BT cihazının algılayabildiği maksimum değer olan 3071 HU değeri okunmuştur. RED (Relative Electron Density) değeri ise TPS’te oluşturulan “CT to ED” eğrisindeki maksimum değer olan 1,868 değeri okunmuştur. Fakat titanyum implantın gerçek RED değeri 3,8’dir.

Kemik eşdeğeri malzemenin bulunduğu bölgedeki HU değeri ortalama 729 HU ve RED değerinin ise 1,746 olduğu görülmüştür.

İmplantsız çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 53569 doz noktasından 52220 tanesi gama analizini geçerek 15 MeV elektron demeti için sonuç %97,5 bulunmuştur (Şekil 4.1).

Gamma 3D - Parameters	
3,0 mm Distance- To- Agreement	
3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice	
Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice	
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected	
Statistics	
Number of Dose Points	97.812
Evaluated Dose Points	53.569 (54,8 %)
Passed	52.220 (97,5 %)
Failed	1.349 (2,5 %)
Result	97,5 % ● (Green)
Gamma 3D	
Arithmetic Mean	0,351
Min (LR = 39,4 mm; TG = -16,1 mm)	0,000
Max (LR = -25,9 mm; TG = -19,6 mm)	3,451
Median	0,270
Absolute Difference	
Arithmetic Mean	12,161 cGy
Min (LR = 39,4 mm; TG = -16,1 mm)	0,000 cGy
Max (LR = -29,0 mm; TG = -2,4 mm)	278,735 cGy
Median	9,070 cGy
Settings	
Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.1. İmplantsız çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları

İmplantsız çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 122107 doz noktasından 118481 tanesi gama analizini geçerek 6 MV x-ışını için sonuç %97 bulunmuştur (Şekil 4.2).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	169.521
Evaluated Dose Points	122.107 (72,0 %)
Passed	118.481 (97,0 %)
Failed	3.626 (3,0 %)
Result	97,0 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,345
Min (LR = 29,3 mm; TG = -70,5 mm)	0,000
Max (LR = 42,3 mm; TG = -117,6 mm)	11,931
Median	0,253

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4,636 cGy
Min (LR = 29,3 mm; TG = -70,5 mm)	0,000 cGy
Max (LR = 42,0 mm; TG = -117,6 mm)	93,362 cGy
Median	3,673 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.2. İmplantsız çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları

1 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 54393 doz noktasından 52149 tanesi gama analizini geçerek 15 MeV elektron demeti için sonuç %95,9 bulunmuştur (Şekil 4.3).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	98.021
Evaluated Dose Points	54.393 (55,5 %)
Passed	52.149 (95,9 %)
Failed	2.244 (4,1 %)
Result	95,9 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,398
Min (LR = -8,7 mm; TG = -47,3 mm)	0,000
Max (LR = 6,1 mm; TG = -5,4 mm)	2,991
Median	0,334

Absolute Difference

Arithmetic Mean	19,358 cGy
Min (LR = -8,7 mm; TG = -47,3 mm)	0,000 cGy
Max (LR = -0,8 mm; TG = -4,0 mm)	355,839 cGy
Median	9,910 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.3. 1 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları

1 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 123248 doz noktasından 120330 tanesi gama analizini geçerek 6 MV x-ışını için sonuç %97,6 bulunmuştur. (Şekil 4.4).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	160.080
Evaluated Dose Points	123.248 (77,0 %)
Passed	120.330 (97,6 %)
Failed	2.918 (2,4 %)
Result	97,6 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,383
Min (LR = 18,0 mm; TG = -62,6 mm)	0,000
Max (LR = -37,6 mm; TG = -113,4 mm)	13,084
Median	0,327

Absolute Difference

Arithmetic Mean	5,506 cGy
Min (LR = 18,0 mm; TG = -62,6 mm)	0,000 cGy
Max (LR = -40,0 mm; TG = -113,4 mm)	96,593 cGy
Median	4,434 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.4. 1 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları

2 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 49638 doz noktasından 48625 tanesi gama analizini geçerek 15 MeV elektron demeti için sonuç %98 bulunmuştur (Şekil 4.5).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	97.344
Evaluated Dose Points	49.638 (51,0 %)
Passed	48.625 (98,0 %)
Failed	1.013 (2,0 %)
Result	98,0 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,339
Min (LR = 6,6 mm; TG = -24,6 mm)	0,000
Max (LR = -9,5 mm; TG = -6,1 mm)	3,672
Median	0,254

Absolute Difference

Arithmetic Mean	10,891 cGy
Min (LR = 6,6 mm; TG = -24,6 mm)	0,001 cGy
Max (LR = -7,8 mm; TG = -5,1 mm)	55,477 cGy
Median	8,902 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.5. 2 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları

2 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 123872 doz noktasından 121524 tanesi gama analizini geçerek 6 MV x-ışını için sonuç %98,1 bulunmuştur. (Şekil 4.6).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	166.050
Evaluated Dose Points	123.872 (74,6 %)
Passed	121.524 (98,1 %)
Failed	2.348 (1,9 %)
Result	98,1 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,326
Min (LR = 8,8 mm; TG = -88,9 mm)	0,000
Max (LR = 29,1 mm; TG = -26,0 mm)	6,331
Median	0,276

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4,853 cGy
Min (LR = 8,8 mm; TG = -88,9 mm)	0,000 cGy
Max (LR = 29,1 mm; TG = -26,0 mm)	47,685 cGy
Median	4,167 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.6. 2 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları

3 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 54318 doz noktasından 53032 tanesi gama analizini geçerek 15 MeV elektron demeti için sonuç %97,6 bulunmuştur (Şekil 4.7).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	97.812
Evaluated Dose Points	54.318 (55,5 %)
Passed	53.032 (97,6 %)
Failed	1.286 (2,4 %)
Result	97,6 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,413
Min (LR = -5,7 mm; TG = -21,3 mm)	0,000
Max (LR = 26,2 mm; TG = -28,5 mm)	3,342
Median	0,360

Absolute Difference

Arithmetic Mean	16,284 cGy
Min (LR = -5,7 mm; TG = -21,3 mm)	0,000 cGy
Max (LR = 2,5 mm; TG = -2,8 mm)	346,051 cGy
Median	11,272 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.7. 3 implant bulunan çene fantomu 15 MeV elektron demeti gama analizi sonuçları

3 implant bulunan çene fantomu için yapılan 3 boyutlu gama analizi sonucunda değerlendirilen 122524 doz noktasından 119916 tanesi gama analizini geçerek 6 MV x-ışını için sonuç %97,9 bulunmuştur. (Şekil 4.8).

Gamma 3D - Parameters

3,0 mm Distance- To- Agreement
 3,0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
 Suppress dose below 10,0 % of max. dose of selected slice
 Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Dose Points	171.602
Evaluated Dose Points	122.524 (71,4 %)
Passed	119.916 (97,9 %)
Failed	2.608 (2,1 %)
Result	97,9 % ● (Green)

Gamma 3D

Arithmetic Mean	0,325
Min (LR = 28,3 mm; TG = -90,3 mm)	0,000
Max (LR = 1,5 mm; TG = -20,6 mm)	3,707
Median	0,276

Absolute Difference

Arithmetic Mean	5,691 cGy
Min (LR = 28,3 mm; TG = -90,3 mm)	0,000 cGy
Max (LR = 1,5 mm; TG = -20,6 mm)	44,689 cGy
Median	4,948 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1,0
Green	90,0 % to 100,0 %
Yellow	75,0 % to 90,0 %
Red	0,0 % to 75,0 %

Şekil 4.8. 3 implant bulunan çene fantomu 6 MV x-ışını gama analizi sonuçları**Çizelge 4.1.**Elde edilen gama analizi değerleri

	İmplantsız	1 implantlı	2 implantlı	3 implantlı
15 MeV Elektron (VMC++)	%97,5	%95,9	%98	%97,6
6 MV Foton (XVMC)	%97	%97,6	%98,1	%97,9

Gama analizi sonuçlarına bakıldığında 5.11 TPS'te bulunan XVMC ve VMC++ Electron Monte Carlo algoritmaları 2 mm çapındaki dış implantları bulunan çene fantomlarındaki doz hesaplamalarında başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Benzer şekilde Patone vd. (2006) yaptıkları çalışmada yüksek enerjili fotonlar ile kranyum ışınlamalarında 0,4 mm kalınlığındaki gözenekli titanyum plakanın etkisinin tedavi parametrelerine etki etmeyecek kadar az olduğunu buldukları için herhangi bir düzeltmeye gerek olmadığını söylemişlerdir.

Akyol vd. (2019) tarafından yapılan çalışmada Monte Carlo simülasyonu ve Pencil Beam Convolution TPS algoritması arsında doz farklarını karşılaştırdıklarında 1 cm kalınlığındaki titanyum plakada ışının giriş yönünde %10,1 çıkış yönünde ise %12

fark bulmuşlardır. Yaptığımız çalışmada titanyum implantın bulunduğu bölgelerde doz farkı %3'ün altındadır. Bunun sebebi XVMC doz hesaplama algoritmasının tita nyum implanttan kaynaklı geri saçılmaları daha iyi hesaplaması ve titanyum implantın kemik doku içerisine yerleştirilmiş olması olabilir.

Nicholas ve Plessis (2018) tarafından titanyum kalça protezine sahip pelvik fantom üzerinde 3-B konformal, IMRT ve VMAT teknikleri ile yaptıkları ışınlamalarda Monaco® TPS'e ait XVMC doz hesaplama algoritması ve GAFChromic EBT3 film ile yaptıkları gama analizleri sonucunda %70 ile %92 arasında değişen sonuçlar elde etmişlerdir. Yaptığımız çalışmada XVMC hesaplama algoritması ile %97'nin üzerinde değerler elde ettik bunun sebebi titanyum diş implantlarının titanyum kalça protezlerinde daha küçük boyutlarda olması olabilir.

GAFChromic EBT3 film doz haritaları ile TPS doz haritaları gama analizi ile karşılaştırıldığında foton ve elektron ışınları için sonuçların %95,9 ile %98,1 arasında olduğu görüldü. Analiz sonuçları ile implant sayısı arasında herhangi bir anlamlı bağlantı bulunamadı. Gama analizi haritaları incelendiğinde implantların olduğu bölgelerde bir fark bulunamadı. TPS'den elde edilen doz dağılımları incelendiğinde titanyum implantın bitip polistren yapının başladığı yerde ani bir doz artışı görüldü. Monaco® 5.11 TPS'te bulunan XVMC ve VMC++ Electron Monte Carlo algoritmaları 2 mm çapındaki diş implantları için başarılı sonuçlar vermiştir.

5. SONUÇLAR

GAFChromic EBT3 film doz haritaları ile TPS doz haritalarının DTA kriteri olarak 3mm, %DD kriteri ise global maksimum doz için %3 değeri seçilerek yapılan 3-boyutlu gama analizi yöntemi ile yapılan karşılaştırmalarında sonuçların foton ışınları için %97 ile %98,1 arasında, elektron ışınlarında ise %95,9 ile %98 arasında olduğu görülmüştür.

Yapılan tüm 3 boyutlu gama analizi karşılaştırmalarının sonuçları %95'in üzerindedir. Ayrıca titanyum implantın bulunduğu bölgeler gama analizi ile incelendiğinde herhangi bir uyumsuzluk bulunamamıştır. Bu nedenlerden dolayı Monaco 5.11 TPS'te bulunan XVMC ve VMC++ Electron Monte Carlo algoritmaları 2 mm çapındaki diş implantları bulunan çene fantomlarındaki doz hesaplamalarında başarılı sonuçlar vermiştir.

Bu tez çalışmasında titanyum diş implantlarının doz hesaplama doğruluğuna etkileri etkilerinin bulunması amaçlanmıştır. Dolayısıyla ölçüm ve TPS hesaplamalarını yapmak için titanyum implanta sahip çene fantomu tarafımızdan tasarlanarak üretilmiştir. Üretilen çene fantomunda kemik eşdeğeri ortam için oluşturulan materyallerin bilgisayarlı tomografi ile elde edilen 3 boyutlu radyolojik görüntülerinin incelemesinde materyalin HU değerlerinin, vücutta bulunan kemik dokusunun HU değerlerine yakın olduğu görülmüştür. Kemik eşdeğeri malzemenin etrafında fantomu oluşturmak için kullanılan PMMA materyalinin HU değerlerinin ise kas ve yağ dokusunun HU değerlerine yakın olduğu görülmüştür.

Çene fantomu oluşturulduktan sonra farklı sayılarda implant içeren çene fantomu için 15 MeV enerjili elektron ve 6 MV enerjili foton demetleri kullanarak ışınlama yapılmış ve ışınlamalar esnasında izomerkezde ışın doğrultusuna paralel yönde, aksiyel kesitte GAFChromic EBT3 film ile doz haritaları elde edilmiş ve Monaco 5.11 TPS'te bulunan XVMC ve VMC++ Electron Monte Carlo algoritmaları ile elde edilen doz haritaları ile gama analizi ile karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmada 2 mm çapında 3 implant bulunan çene fantomu için değerlendirme yapılmıştır. İmplant sayısı ile gama analizi sonucunda herhangi bir bağlantı bulunamamıştır. Bu nedenle daha hassas sonuçlar elde etmek için fantomun sabitliği arttırılmalıdır. Ayrıca implantların etkisini arttırmak için implant sayısı ve kalınlıkları arttırılmalıdır.

TPS'den elde edilen doz dağılımları incelendiğinde titanyum implantın bitip polistren ile temas ettiği bölgede doz artışı görülmüştür. Işınlamalar sırasında bu kesitlerde film ile ölçüm alınmadığı için bu doz artışı görülmemiştir.

İleride yapılacak çalışmalar için bu tez çalışması sonucunda elde edilen sonuçlardan yapılan çıkarımlar şu şekildedir:

- Işınlamalar sırasında implantın etkisini belirlemek amacıyla 10x10 cm² kare açık alan ile ışınlamalar yapılmıştır. Farklı tedavi teknikleri (VMAT, SRS, IMRT gibi) kullanılarak yapılacak çalışmalar ile implantın tedavi tekniklerindeki etkisinin araştırılması ve aynı zamanda doz

dağılımlarındaki tedavi tekniklerinin karşılaştırılmasını da yapılması sağlanabilir.

- Bu çalışmada ölçüm yöntemi olarak radyokromik film kullanılmıştır. İleride yapılacak çalışmalarda ölçüm yöntemlerinin çeşitliliğinin artırılması ve bu sonuçların Monte Carlo simülasyonları ile desteklenmesi gerekmektedir.
- Titanyum dışında farklı materyal ve alaşımlardan oluşan diş implantlarının kullanılması ile bu çalışma genişletilebilir.
- Diş implantının normal doku ile temas ettiği bölgelerdeki etkisinin incelenmesi gerekmektedir.

Bu yaptığımız çalışma ve öneriler doğrultusunda yapılacak çalışmaların sonuçları radyoterapi uygulanacak titanyum diş implantına sahip hastaların tedavisinin doğruluğu için referans olacaktır.

6. KAYNAKLAR

- Ade, N. and du Plessis, F.C.P. 2017. Dose comparison between Gafchromic film, XiO, and Monaco treatment planning systems in a novel pelvic phantom that contains a titanium hip prosthesis. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18 (5): 162–173.
- Ade, N. and du Plessis, F.C.P. 2018. Monaco and film dosimetry of 3D CRT, IMRT and VMAT cases in a realistic pelvic prosthetic phantom. *Radiation Physics and Chemistry*, 145: 50–57.
- Akyol, O., Dirican, B., Toklu, T., Eren, H. and Olgar, T. 2019. Investigating the effect of dental implant materials with different densities on radiotherapy dose distribution using Monte-Carlo simulation and pencil beam convolution algorithm. *Dentomaxillofacial Radiology*, 48 (4): 20180267.
- Anonim 1: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf [Son erişim tarihi: 28.05.2019].
- Anonim 2: <https://images.philips.com/is/image/philipsconsumer/cc9a0410c51e46808447a77c01541050?wid=4000&hei=4000&fit=constrain&fmt=jpeg&qlt=100,1> [Son erişim tarihi: 28.05.2019].
- Anonim 3: <https://www.itnonline.com/content/aapm-studies-reinforce-clinical-value-elekta-monaco-treatment-planning-system> [Son erişim tarihi: 28.05.2019].
- Arrah, A.R.M.A., Faisal A., Sari D.C.R. 2018. An Easily Made, Low-Cost, Bone Equivalent Material Used in Phantom Construction of Computed Tomography. *International Journal of Applied Engineering Research*, 13(10), 7604-7609.
- Azizi, M., Mowlavi, A.A., Ghorbani, M., Azadegan, B. and Akbari, F. 2018. Dosimetric evaluation of scattered and attenuated radiation due to dental restorations in head and neck radiotherapy. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 11 (1): 23–28.
- Çatlı, S. 2015. High-density dental implants and radiotherapy planning: evaluation of effects on dose distribution using pencil beam convolution algorithm and Monte Carlo method. *Journal of applied clinical medical physics*, 16 (5): 46–52.
- Chetty, I.J., Curran, B., Cygler, J.E., DeMarco, J.J., Ezzell, G., Faddegon, B.A., Kawrakow, I., Keall, P.J., Liu, H., Ma, C.M.C., Rogers, D.W.O., Seuntjens, J., Sheikh-Bagheri, D. and Siebers, J. V. 2007. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics*, 34 (12): 4818–4853.
- Chin, D.W.H., Treister, N., Friedland, B., Cormack, R.A., Tishler, R.B., Makrigiorgos, G.M. and Court, L.E. 2009. Effect of dental restorations and prostheses on radiotherapy dose distribution: A monte carlo study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10 (1): 80–89.
- Das, I.J. and Kahn, F.M. 1989. Backscatter Dose Perturbation at High Atomic Number Interfaces in Megavoltage Photon Beams. *Medical Physics*, 16 (3): 367–375.

- Das, I.J. 2017. Radiochromic Film: Role and Applications in Radiation Dosimetry. CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, 388 p.
- Ding, G.X. and Yu, C.W. 2001. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 51 (4): 1167–1175.
- Gaviria, L., Salcido, J.P., Guda, T. and Ong, J.L. 2014. Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40 (2): 50–60.
- Khan, F. M. and Gibbons P. J. 2014. Khan's the Physics of Radiation Therapy. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P. and Amouriq, Y. 2007. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 23 (7): 844–854.
- Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S. and Purdy, J.A. 1998. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 25 (5): 656–661.
- Low, D.A., Moran, J.M., Dempsey, J.F., Dong, L. and Oldham, M. 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical physics*, 38 (3): 1313–1338.
- Mesbahi, A. and Nejad, F.S. 2007. Dose attenuation effect of hip prostheses in a 9-MV photon beam: commercial treatment planning system versus Monte Carlo calculations. *Radiation medicine*, 25 (10): 529–535.
- Mian, T.A., Van Putten, M.C., Kramer, D.C., Jacob, R.F. and Boyer, A.L. 1987. Backscatter radiation at bone-titanium interface from high-energy x and gamma rays. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 13 (12): 1943–1947.
- Mihailescu, D. and Borcia, C. 2018. Electron Dose Distributions In Inhomogeneous Phantoms: A Monte Carlo Study. *Romanian Reports in Physics*, 70 (3): 24.
- Ozen, J., Dirican, B., Oysul, K., Beyzadeoglu, M., Uçok, O. and Beydemir, B. 2005. Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, 99 (6): 743–747.
- Patone, H., Barker, J. and Roberge, D. 2006. Effects of neurosurgical titanium mesh on radiation dose. *Medical Dosimetry*, 31 (4): 298–301.
- Podgorsak, E.B. 2016. Radiation Physics for Medical Physicists, Graduate Texts in Physics, Springer International Publishing, Cham
- Pye, A.D., Lockhart, D.E.A., Dawson, M.P., Murray, C.A. and Smith, A.J. 2009. A review of dental implants and infection. *Journal of Hospital Infection*, 72 (2): 104–110.
- Rakowski, J.T., Chin, K. and Mittal, S. 2012. Effects of titanium mesh implant on dosimetry during Gamma Knife radiosurgery. *Journal of applied clinical medical physics*, 13 (5): 54–61.

- Reft, C., Alecu, R., Das, I.J., Gerbi, B.J., Keall, P., Lief, E., Mijnheer, B.J., Papanikolaou, N., Sibata, C. and Van Dyk, J. 2003. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Medical Physics*, 30 (6): 1162–1182.
- Roberts, R. 2001. How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis? *Physics in Medicine and Biology*, 46 (9): N227.
- Saunders, J.E. and Peters, V.G. 1974. Back-scattering from metals in superficial therapy with high energy electrons. *The British Journal of Radiology*, 47 (560): 467–470.
- Schreiber, E.C. and Faddegon, B.A. 2005. Sensitivity of large-field electron beams to variations in a Monte Carlo accelerator model. *Physics in Medicine and Biology*, 50 (5): 769–778.
- Seco, J., and Verhaegen, F. (Eds.). 2013. Monte Carlo techniques in radiation therapy. CRC press, Boca Raton.
- Shimozato, T., Yasui, K., Kawanami, R., Habara, K., Aoyama, Y., Tabushi, K. and Obata, Y. 2010. Dose distribution near thin titanium plate for skull fixation irradiated by a 4-MV photon beam. *Journal of Medical Physics/Association of Medical Physicists of India*, 35 (2): 81.
- Spirydovich, S., Papiez, L., Langer, M., Sandison, G. and Thai, V. 2006. High density dental materials and radiotherapy planning: Comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurements. *Radiotherapy and Oncology*, 81 (3): 309–314.
- Weeks, K.J., Buchsbaum, D.J., Terry, V.H. and Haken, R.K.T. 1991. Effect of backscatter on cell survival for a clinical electron beam. *Radiotherapy and Oncology*, 21 (4): 269–272.
- Wieslander, E. and Knöös, T. 2003. Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations. *Physics in Medicine and Biology*, 48 (20): 3295–3305.

ÖZGEÇMİŞ

MUSTAFA ÖZKAN
mustafaozkn92@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2016-2019	Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2011-2016	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Stajyer	Sağlık Bilimleri Üniversitesi Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi
2016-2019	Radyasyon Onkolojisi Kliniği, Antalya