

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**ORAL KAVİTE KANSERLERİNDEN FARKLI DİŞ İMPLANT YAPILARININ
RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME VE TEDAVİ PLANLARINDA OLUŞTURDUĞU
ARTEFAKTLARININ DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Volkan YÖNETMEN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

TEMMUZ, 2025

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**ORAL KAVİTE KANSERLERİNDEN FARKLI DIŞ İMPLANT YAPILARININ
RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME VE TEDAVİ PLANLARINDA OLUŞTURDUĞU
ARTEFAKTLARININ DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Volkan YÖNETMEN
(Y2216.0220003)

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr.Ögr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER

TEMMUZ, 2025

TEZ SINAV TUTANAĞI

İstanbul Aydın Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun tarih ve sayılı toplantısında oluşturulan jüri üyeleri önünde, tarihinde tez savunma sınavı yapılan'nun tezi* ile** kararı verilmiştir.

JÜRİ

1. Üye (Tez Danışmanı) : Dr.Öğr. Eylem Gülce ÇOKER.....
2. Üye : Dr. Öğr. Erdi BİLGİÇ.....
3. Üye : Dr. Öğr. Derya YILMAZ BAYSOY.....

ONAY

İstanbul Aydın Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
..... tarih ve sayılı kararı

.....
(*) Oybirliği/Oyçokluğu hâli yazı ile yazılacaktır.

(**) Kabul kararı hâli yazı ile yazılacaktır.

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “ Oral Kavite Kanserlerinden Farklı Diş İmplant Yapılarının Radyolojik Görüntüleme ve Tedavi Planlarında Oluşturduğu Artefaktlarının Dozimetrik Olarak İncelenmesi” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadar ki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve etik geleneklere aykırı düşecek bir davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin bibliyografyada gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yaparak yararlanmış olduğumu belirtir ve onurumla beyan ederim. (,,/ ,,/ 2025)

Volkan YÖNETMEN

ÖNSÖZ

“ Oral Kavite Kanserlerinden Farklı Diş İmplant Yapılarının Radyolojik Görüntüleme ve Tedavi Planlarında Oluşturduğu Artefaktlarının Dozimetrik Olarak İncelenmesi” olarak seçtiğim proje çalışmam sırasında her türlü desteği ve yardımı benden hiç esirgemeyen ve bana her konuda büyük bir özveri ile destek olan saygı değer danışmanım Dr. Öğretim Üyesi Eylem Gülce ÇOKER’ e ve eş danışmanım Dr. Görkem GÜNGÖR’ e ve lisans üstü eğitim süresince sabır ve sevgi ile desteklerini esirgemeyen eşim Elif KESKİN YÖNETMEN , kızlarım Deniz YÖNETMEN ve Duru YÖNETMEN’ e çalışmakta olduğum Eskişehir Acıbadem Hastanesi Radyasyon Onkoloji Servisinde çalışmamın her aşamasında destek olan ve deneyimi ile yanımda olan Medikal Fizik Uzmanı Burak BAŞLANGIÇ’ a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Mart, 2025

Volkan YÖNETMEN

ORAL KAVİTE KANSERLERİNDEN FARKLI DİŞ İMPLANT YAPILARININ RADYOLOJİK GÖRÜNTÜLEME VE TEDAVİ PLANLARINDA OLUŞTURDUĞU ARTEFAKTLARININ DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Bu çalışmada oral kavite kanserinde belirsizlik yaratan diş implantlarının dozimetrik olarak tedavi planlama sistemlerinde elde edilen veriler ile yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçların dozimetrik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bilgisayarlı Tomografide (BT) elde edilen görüntülerde implantların etkisi ile oluşan beam hardening etkisi ve buna bağlı olarak hounsfield unit (HU) değerlerindeki farklılıklardan dolayı hesaplanan doz değerleri ile gerçek doz dağılımları arasında farklılıklara sebep olabilmektedir.

Çalışmada oral kavite fantomu içerisine implant yerleştirilmediği durumlar referans olarak kabul edilmiştir. Oral kavite içerisine Grade 4 ve Grade 5 özellikli implantlar ayrı ayrı kullanılmıştır. Oral kavite implantlarının yerleri belirlenen diş yuvalarına göre yerleştirilerek BT çekimleri implantsız, tek ve iki adet implant olarak thorax, pelvis, head BT protokolleri kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. BT verileri, radyasyon onkoloji servisinde bulunan radyoterapi tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Her bir görüntüleme protokolü için 10x10 cm² alanlarda SSD 100cm olacak şekilde 6,10MV konformal planlar yapılmış olup farmer iyon odası efektif ölçüm noktasında dozun %100'nü alacak şekilde normalizasyon yapılarak hesaplanan MU değerleri ile ölçümler yapılmıştır. Bunun yanında yüksek MU değerlerinin incelenmesi için ise 0.6cc'lik hedefler oluşturularak her bir BT protokolü ve test seti için konformal ark planları oluşturularak ölçümler yapılarak kabul edilen referans değerleri ile kıyaslanmıştır. Tüm veriler, Varian Vitalbeam cihazında, PTW 300013 farmer iyon odası kullanılarak elde edilmiştir. Sonuçlar, BT çekimi için seçilen anatomik yapının türüne, kullanılan diş implantlarının grade derecesine göre, plan hazırlanırken kullanılan radyoterapi tedavi tekniğine göre gruplanarak Kruskal Wallis testi kullanılarak SPSS programı ile analiz edildi.

Anahtar Kelimeler: Diş İmplantları, Beam Hardening Artıfaktı, Oral Kavite
Tümörleri



DOSIMETRIC INVESTIGATION OF ARTIFACTS CREATED BY DIFFERENT DENTAL IMPLANT STRUCTURES IN RADIOLOGICAL IMAGING AND TREATMENT PLANS ORAL CAVITY CANCERS

ABSTRACT

In this study, it was aimed to compare the dosimetric results of dental implants, which cause uncertainty between calculated data from treatment planning systems and the results obtained from measurements. In Computed Tomography (CT) images, the beam hardening effect caused by implants and the resulting differences in Hounsfield Unit (HU) values may cause differences between the calculation and actual dose distributions.

Grade 4 and 5 implants were placed in the virtual oral cavity phantom and CT images were obtained with thorax, pelvis head CT protocols without implants as reference, single and two implants. CT data were transferred to the radiotherapy treatment planning system. For each imaging protocol, 6,10MV conformal plans were created in 10x10cm² square areas with SSD 100cm and measurements were made with MU values calculated by normalizing the dose to 100% at the Farmer ion chambers' effective measurement point. In addition, to examine high MU values, 0.6cc targets were created and conformal ARK plans were created for each CT protocol and test set, measurements were taken and compared with reference. All data sets were obtained using a PTW 300013 farmer ion chamber on a Varian Vitalbeam linac. The results were grouped according to the type of anatomical structure selected for CT scanning, the grade of dental implants used, and the radiotherapy treatment technique used in the preparation of the plan and analyzed with the SPSS program using the Kruskal Wallis test.

Keywords: Dental Implants, Beam Hardening Effect, Oral Cavity Tumors

İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xv
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xix
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER.....	3
A. Radyasyon.....	3
1. Radyasyonun Tanımı	3
a. İyonize Olmayan Radyasyon.....	3
b. İyonize Radyasyon	3
2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi	4
a. Fotoelektrik Olay	4
b. Compton Saçılması.....	6
c. Çift Oluşum (Anihilasyon) :	7
3. Fotonun Enerjisinin Soğurulması :	8
B. Oral Kavite.....	10
1. Oral Kavite Anatomisi	10
a. Dudak	11
b. Dil	11

c. Alveolar Ark	12
d. Retromolar Trigon	12
e. Sert Damak	12
f. Bukozal Mukoza	12
g. Ağız Tabanı	13
2. Oral Kavitenin Histolojisi	13
a. Dudak.	13
b. Sert Damak	13
c. Dil	13
d. Alveolar Ark	14
e. Bukkal Mukoza , Ağız Tabanı Retromolar Trigon.....	14
3. Oral Kavitenin Fizyolojik Özellikleri:	14
4. Oral Kavite Tümörlerinin Sınıflandırılması ve Evreledirilmesi	14
a. Primer Tümör (T)	15
b. Uzak Metastaz (M)	15
c. Bölgesel Lenf Nodlarının Patolojik Değerlendirilmesi (pN) :	15
5. Oral Kavite Kanserlerinin Epidermiyolojisi:	16
6. Oral Kavite Kanserlerinde Risk Faktörleri	17
a. Tütün Kullanımı:	17
b. Alkol Kullanımı:.....	17
c. Viral Enfeksiyonlar:	17
d. Beslenme	18
7. Radyasyon ve Ultraviyole Işın Maruziyeti	18
8. Oral Kavite Kanserleri	18
a. Dil Kanseri.....	19
b. Dudak Kanseri	19

c. Ağız Tabanı Kanseri.....	19
d. Retromolar Trigon Bölgesi Kanseri	19
e. Mukoza Bölge Tümörleri	19
C. Dental İmplant Materyalleri:	20
1. İmplant Endikasyonları	21
2. İmplant Geometrisi:	22
3. Diş İmplant Materyalinin Özellikleri:.....	22
4. Diş İmplantı Olarak Kullanılan Titanyum Malzemeleri Özellikleri:.....	23
a. Ti-6AL-4V ELI	23
b. Ti-6Al-4V (Titanyum Grade 5)	23
D. Radyoterapi Tedavi Planlaması ve Ölçümler İçin Kullanılan Cihaz ve Özellikleri:.....	24
1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (BT).....	24
a. Tarama Bölümü:	24
b. Bilgisayar Sistemi:.....	25
c. Görüntüleme bölümü:.....	25
2. BT Cihazında Görüntü Oluşumu:	25
3. Hounsfield Birimi (HU)	26
4. BT Çekim Görüntü Kalitesini Bozan Artefaktlar Faktörleri	27
a. IŞIN SERTLEŞMESİ (Beam Hardening):	27
b. Cupping	28
c. Parsiyel Volüm Artefaktı:.....	28
d. Foton Açıklığı Artefaktı:	29
e. Metalik Artefaktlar:	29
f. Hareket Artefaktı:	30
g. Ring Artefaktı:	30

h. Zebra Artefaktı:	31
5. İyon Odaları	31
6. Bolus	31
III. ARAÇ GEREÇ VE YÖNTEMLER:.....	33
A. Araç ve Gereç	33
1. Vitalbeam Lineer Hızlandırıcı	33
2. Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı:	34
3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	35
4. PTW 30013 İyon Odası	35
5. Sun Nuclear PC Elektrometre	36
6. RW 3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	37
7. Civco Marka Bolus	38
8. Diş İmplantları:	38
a. GR4 Diş implantı.....	38
b. GR5 Diş İmplantı	39
9. SPSS istatistiksel Veri Analiz Programı.....	39
B. Yöntemler:	39
a. Konturleme ve Işınlama Planlama Aşaması:.....	41
b. Konformal ARK Işınlama Planlarının Hazırlanması Aşaması:.....	41
c. Konformal Alan Işınlama Planlarının Hazırlanması Aşaması:	42
IV. BULGULAR:.....	44
A. Protokollere Göre Bt Çekim Parametre Değerleri.....	44
1. Konformal Ark İçin Elektrometrede Okunan Değerleri:	46
2. Konformal Işınlama için TPS' de hazırlanan 100, 200, 300, 400, 500 cGy'lik dozlar için hesaplanan ışınlanması gereken Monitör Unit (MU) Değerleri:.....	47
a. Konformal Ark Işınlama İşleminde Elektrometrede Okunan nC Verileri: 50	

3. Konformal Işınlama Planları İçin Yapılan Ölçümler ve Elde Edilen Veriler	53
4. Konformal Işınlama Sonucunda Okunan Elektrometre Değerleri ile Hesaplanan Soğurulan Doz Değerleri	55
V. TARTIŞMA	65
VI. SONUÇ	70
VII.KAYNAKÇA	71
ÖZGEÇMİŞ	78



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1	Elektromanyetik Dalga Spektrometresi.....	4
Şekil 2	Fotoelektrik Olay (KHAN vd, 2010. s.68).....	5
Şekil 3	Compton Saçılması.....	6
Şekil 4	Compton Saçılması (Khan vd. 2010 s. 77).....	7
Şekil 5	Çift Oluşum KHAN(2010, sf.62).....	8
Şekil 6	Çift Oluşum (Anhilasyon).....	8
Şekil 7	Soğurulma (Absorbsiyon).....	9
Şekil 8	Gama ve x- Işını Oluşumu Enerji Grafiği.....	10
Şekil 9	Oral Kavitenin Alt Bölümleri.....	11
Şekil 10	BT Cihazı Bölümleri.....	25
Şekil 11	Helikal (spiral) BT Cihazı.....	26
Şekil 12	Hounsfield Skala Ölçeği (HU).....	27
Şekil 13	Işın sertleşmesi (Beam hardening).....	28
Şekil 14	Cupping, Beam Hardening, Saçılma Olayları.....	28
Şekil 15	Parsiyel Volüm Artefaktı.....	29
Şekil 16	Foton Açıklığı Artefaktı.....	29
Şekil 17	Metalik Artefakt Görüntüsü.....	30
Şekil 18	Harekete Bağlı Artefakt Görüntüsü.....	30
Şekil 19	Ring Artefaktı Görüntüsü.....	31
Şekil 20	Sagital BT kesitinde oluşmuş Zebra Artefakt Görüntüsü.....	31
Şekil 21	Varian marka Vitalbeam lineer hızlandırıcı akselatör.....	34
Şekil 22	Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı.....	35
Şekil 23	PTW 30013 İyon Odası.....	36

Şekil 24	İyon Odasının İç Yapı Şekli	36
Şekil 25	Sun Nuclear Elektrometre	37
Şekil 26	RW3 Katı Fantom.....	38
Şekil 27	Civco Marka 0,5 cm ve 1 cm Kalınlıklı 30X30 cm ² Boyutlarında Bolus	38
Şekil 28	GR4 Diş İmplant Görüntüsü.....	38
Şekil 29	GR5 Diş İmplant Görüntüsü.....	39
Şekil 30	Oral Kavite Katı Fantom Düzeneği	40
Şekil 31	Oral Kavite Fantomunun Ölçüm Yapılırken Görüntüsü	41
Şekil 32	Oral Kavite Katı Fantomu BT Çekimi Görüntüsü	41
Şekil 33	Tps' de Yapılan Konformal Işınlama Planı İzodoz Görüntüsü	42
Şekil 34	Viteal Beam Cihazında Oral Kavite Fantomunun Işınlama Görüntüsü	43
Şekil 35	Gr4 özellikli implantın tps de hesaplanan Elektron Yoğunluğu ve HU değeri Görseli	45
Şekil 36	Gr5 özellikli İmplantının Tps De Hesaplanan Elektron Yoğunluğu ve HU Değeri Görseli	46
Şekil 37	6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği.....	50
Şekil 38	6MV enerjili konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri	51
Şekil 39	6 MV Enerjili konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği.....	51
Şekil 40	6MV Enerjili Konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği.....	52
Şekil 41	6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama pelvis anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği.....	53
Şekil 42	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği.....	57

Şekil 43	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	57
Şekil 44	. Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	58
Şekil 45	Konformal 10MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	59
Şekil 46	Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	59
Şekil 47	Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	60
Şekil 48	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği.....	61
Şekil 49	.Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	61
Şekil 50	.Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	62
Şekil 51	Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 Tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	63
Şekil 52	Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği	63

Şekil 53 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği 64



ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 1	GR5 İmplantı Kimyasal ve Mekanik Özellikleri	23
Çizelge 2	GR4 İmplantı Kimyasal ve Mekanik Özellikleri	24
Çizelge 3	Hounsfield Skala Ölçeği (HU)	27
Çizelge 4	Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı Teknik Özellikleri.....	34
Çizelge 5	Ölçüm Düzeneği Taslağı.....	39
Çizelge 6	İmplant Kullanılmadan head, thorax, pelvis Protokolüne göre BT Çekim parametre Değerleri.....	44
Çizelge 7	GR5 İki İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri.....	44
Çizelge 8	. GR5 TEK İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokolüne göre BT Çekim parametre Değerleri.....	44
Çizelge 9	GR4 İki İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri.....	45
Çizelge 10	GR4 Tek İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri.....	45
Çizelge 11	İmplantsız 6MV Enerjili Konformal ARK ışınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri:	46
Çizelge 12	GR5 İki İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri.....	46
Çizelge 13	GR5 Tek İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri.....	47
Çizelge 14	GR4 İki İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri.....	47

Çizelge 15 GR4 Tek İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri.....	47
Çizelge 16 Implantsız 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri.....	47
Çizelge 17 Implantsız 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri.....	47
Çizelge 18 GR5 İki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	48
Çizelge 19 GR5 İki implant için 10 MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri.....	48
Çizelge 20 GR5 Tek implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	48
Çizelge 21 GR5 Tek implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri.....	48
Çizelge 22 GR4 iki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	48
Çizelge 23 GR4 iki implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	49
Çizelge 24 GR4 Tek implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	49
Çizelge 25 GR4 iki implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	49
Çizelge 26 GR4 iki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri	49
Çizelge 27 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri.....	50
Çizelge 28 6MV Enerjili konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri.....	50
Çizelge 29 6 MV enerjili konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri	51
Çizelge 30 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri	52
Çizelge 31 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama pelvis anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri	52
Çizelge 32 Konformal implantsız 6MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri:	53

Çizelge 33	Konformal implantsız 10MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	53
Çizelge 34	Konformal GR5 İki implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	53
Çizelge 35	Konformal GR5 İki implantlı 10MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	54
Çizelge 36	Konformal GR5 Tek implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri.....	54
Çizelge 37	Konformal GR5 Teki implantlı 10MV Enerjili Fotonların Head,Thorax, Pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda Elektrometrede Okuma Değerleri.....	54
Çizelge 38	Konformal GR4 İki implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	54
Çizelge 39	onformal GR4İki implantlı 10MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	55
Çizelge 40	Konformal GR4 tek implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	55
Çizelge 41	Konformal GR4 Tek implantlı 10MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri	55
Çizelge 42	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	56
Çizelge 43	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	57
Çizelge 44	Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	58

Çizelge 45 Konformal 10MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	58
Çizelge 46 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	59
Çizelge 47 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	60
Çizelge 48 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	60
Çizelge 49 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	61
Çizelge 50 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	62
Çizelge 51 . Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 Tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	62
Çizelge 52 . Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	63
Çizelge 53 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri	64

KISALTMALAR LİSTESİ

2D	:Düzlemsel Görüntüleme İki boyutlu
3D	:Hacimsel Görüntüleme 3 Boyutlu
AAPM	:American Assosiation of Physicist in Medicine
AJCC	:The American Joint Committe On Cancer
AL	:Alüminyum
BT	:Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	:Cone Beam Computed Tomografi
ÇYK	:Çok Yapraklı Kolimatör
DOI	:İnvazyon Derinliği
ENE	:Eksranodal Uzantı
FF	:Düzleştirici Filtreli
FFF	:Düzleştirici Filtresiz
GR4	:Grade 4
GR5	:Grade 5
Gy	:Gray
HCV	:Hepatit C Virüs
HIV	:İmmün Yetmezlik Virüs
HPV	:Human Papilloma virüs
HSV	:Herpes Simpleks
HU	:Hounsfield Birimi
ICD	:International Classification of Diseases
IEAE	:International Atomic Energy Agency

IMRT	:Intensity Modulated Therapy
kV	:Kilo Volt
Mpa	:Megapascal
MV	:Mega Volt
nC	:Nano Coulomb
PDD	:Yüzde Derin Doz
PTCFE	:Peflon Poliklorotrifloroetilen
SBRT	:Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
SHK	:Oral Sukuamoz Küçük Hücreli Karsinom
SPSS	:Statistical Package for the Social Sciences
SRS	:Stereotaktik Radyocerrahi
SSD	:Işığın Kaynağının Yüzey Uzaklığı
TG-5	:Taskgroup 51
TiO₂	:Titanyum Dioksit
TPS	:Tedavi Planlama Sistemi
TRS398	:Technical Reports Series No: 398
VMAT	:Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
YART	:Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
Z	:Atom numarası

I. GİRİŞ

Oral kavite kanserleri dünyada en sık bildirilen altıncı kanser türüdür. Tüm vücut kanserlerinin %2-4 'ünü oral kavite kanserlerinden oluşturduğu bildirilmiştir. Sağlık alanındaki teknolojik gelişmeler oral kavite kanserlerinin tanımlanmasında ve tedavi sürecinde uygulanan tedavi tekniklerine her geçen gün yenilikler katmaktadır. Oral kavite kanserlerinde kullanılan tedavi yöntemlerinden birisi olan radyoterapi tedavisi konformal radyoterapiyle başlayarak teknolojik ilerlemeler ile sürekli kendini yenilemiştir. Günümüzde tedavi cihazlarına vücut takip sistemlerinin eklenmesiyle IMRT, VMAT tedavi teknikleri daha başarılı yüksek tedavi uygulaması sunmaktadır. Tedavi görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesini arttıran yenilikler, uygulanacak radyoterapi tedavi tekniklerinin doğruluğunun artmasına olanak sağlar. Radyoterapi tedavi cihazlarında görüntüleme sistemlerinin daha gelişmesi ve farklı büyüklükte foton enerjileri üretebilmeleri ile SBRT (Stereotaktik Vücut Radyoterapisi) ve SRS (Stereotaktik Radyocerrahi) gibi tedavi tekniklerinin uygulamaları artmıştır. Bu yenilikler radyoterapi tedavi fraksiyon sayısı azaltmış olup fraksiyon başına verilen dozları arttırmıştır.

Teknolojik ilerlemeler implantolojide de olmuştur. Oral kavite içerisinde mandibula veya maksillaya yerleştirilen biyouyumlu diş implant kökleri üretim şekilleri ve iç yapısını oluşturan elementler ve bu elementlerin oluşturduğu alaşım oranları da zamanla değişmiştir. Günümüzde üretilen oral kavite içerisine yerleştirilen diş implant köklerinin kullanım süreleri yaşam süresi kadar uzundur.

Yaptığımız bu çalışmada amacımız oral kavite içerisine yerleştirilmiş kök haldeki diş implantına sahip olunan bir durumda, oral kavite kanseri tedavisinde uygulanacak radyoterapi tedavi planlaması için çekilen bilgisayarlı tomografide kullanılan kV düzeyindeki x ışın enerjisiyle farklı yapılara sahip grade4 ve grade5 diş implantlarının etkileşimi ve radyoterapi tedavisinin uygulanması esnasında tedavi de kullanılan MV değerindeki foton enerjisinin grade4 ve grade5 diş implantları ile etkileşimi sonucu ortaya çıkan durumlardan birisi olan

beam hardening artefaktın hem görüntülemelerde hem de planlanan tedavi ile verilen gerçek tedavi üzerindeki arasındaki dozimetrik olarak ortaya çıkabilecek sonuçların analizi incelenmiştir.



II. GENEL BİLGİLER

A. Radyasyon

1. Radyasyonun Tanımı

Doğadaki bütün yapılar kararlı olma eğilimindedir. Maddeyi oluşturan atomların çekirdeğinde bulunan nötron ve proton sayıları arasında bir denge oranı vardır. Bu oran eğer sağlanamıyorsa çekirdeğin yapısında bir kararsızlık meydana gelir. Kararsız atomlar denge konumuna yani kararlı hale gelmek için sahip oldukları fazla enerjiyi çeşitli ışımalar yaparak kararlı hale gelmeye çalışırlar. Bu ışımaya olayı maddeyi oluşturan atomlar kararlı hale gelinceye kadar devam eder. Maddeyi oluşturan atomların kararlı hale gelmek için yayımlamış oldukları hızlı parçacıklara ve elektromanyetik dalgalar şeklinde salınan enerjiye radyasyon denir. Radyasyon maddeyi oluşturan atom ya da moleküllerin yapısında bulunan elektronu koparacak kadar büyük bir enerji değerine sahipse yörüngedeki elektronla etkileşiminden dolayı bu elektron koparılması olur. Bu olaya iyonlaşma denir. (ÖZALPAN A, 2001), (RACHEL A. vd, 2006)

a. İyonize Olmayan Radyasyon

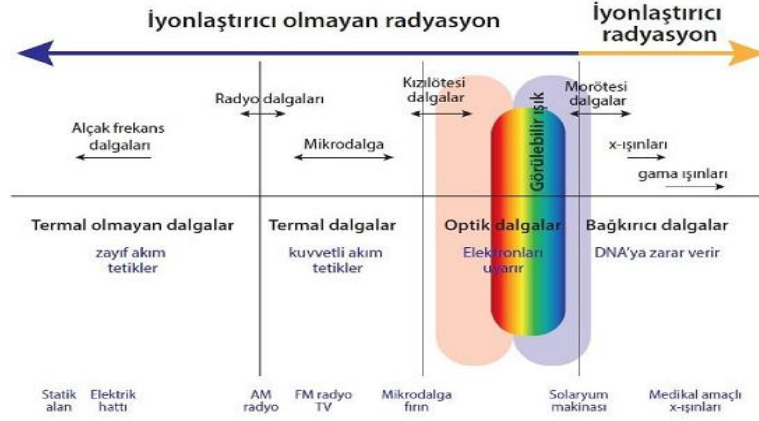
Atom ya da molekül üzerine gelen elektromanyetik dalgaların sahip oldukları enerjiler iyonlaştırma yapacak kadar büyük değilse iyonizasyon olayı gerçekleşmez. Bu yapıdaki düşük frekanslı ve düşük enerjili elektromanyetik dalgalara iyonize olmayan radyasyon denir. (KHAN M, 2010;58-84)

b. İyonize Radyasyon

İyonizasyon; maddeyi oluşturan bir atom ya da molekül üzerine gönderilen x-ışınları ve gama ışınları elektromanyetik dalgaların sahip oldukları frekanslar ve taşımış oldukları enerji yüksektir. Bu radyasyonlar atom veya moleküllerden elektron koparılması olayına sebep olabilirler. Bu olaya iyonizasyon denir. İyonizasyona sebep olan x-ışını ve gama ışınlarına iyonize radyasyon denir.

İyonize radyasyonun madde ile etkileşmesini iki başlık altında incelenir;
(RACHEL A. vd, 2006)

1. Elektromanyetik Radyasyonlar
2. Yüklü Parçacıklar



Şekil 1 Elektromanyetik Dalga Spektrometresi

2. Elektromanyetik Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi

Yüksüz ve kütlesi olmayan radyasyonun (x-ışınları, gama ışınları) madde ile etkileşimlerinde Fotoelektrik Olay, Compton saçılması, çift oluşum, koharent saçılma, fotonükleer bozunma olayları gözlenebilir. Koharent saçılma ve fotonükleer bozunma olaylarının sisteme olan etkisi çok azdır.

a. Fotoelektrik Olay

Fotoelektrik olay, atom üzerine gelen bir fotonun, atom etrafında yörüngelerde bulunan bir elektron ile etkileşime girerek fotonun enerjisinde soğurulma olur. Bu foton elektron etkileşmesi sonucu atomun yörüngesinden açığa çıkan elektrona foto-elektron bu olaya fotoelektrik olay denir. (EVANS RD. vd, 1995;711-736)

Gelen fotonun, atomun yörüngesinde bir elektron koparabilmesi için taşıdığı enerjinin yörüngede bulunan elektronun bağlanma enerjisinden büyük olması gerekir. Yörüngeden ayrılarak serbest duruma geçen elektronun (foto-elektron) yeri üst yörüngedeki elektron tarafından doldurulur. Yörüngelerdeki elektronların sahip oldukları enerji değerleri birbirinden farklıdır. Elektronların yörüngeler arası değişimlerinde sahip oldukları fazla enerjiyi x-ışını olarak

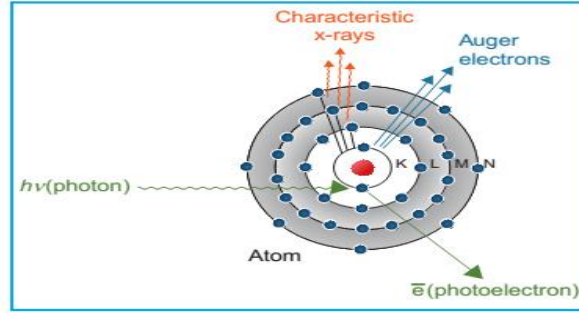
salınım yapar. Salınan ışının yörüngesine göre K, L, M x-ışınları olarak adlandırılır.

$$E_e = E_\gamma - E_b \quad \text{Denklem 1}$$

E_γ = Gelen fotonun enerjisi

E_e = Kopan elektronun kinetik enerjisi

E_b = Elektronun bağlanma enerjisi



Şekil 2 Fotoelektrik Olay (KHAN vd, 2010. s.68)

Fotoelektrik olay, X-ışını enerji aralığında (keV) tesir kesitine sahiptir. Bu tesir kesiti yaklaşık olarak aşağıdaki şekilde tanımlanır;

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)^7} \quad E_\gamma < m_e c^2 \quad \text{için} \quad \text{Denklem 2}$$

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)} \quad E_\gamma > m_e c^2 \quad \text{için} \quad \text{Denklem 3}$$

σ = Tesir kesiti

m_e = Elektronu kütlesi

Z = Atom numarası

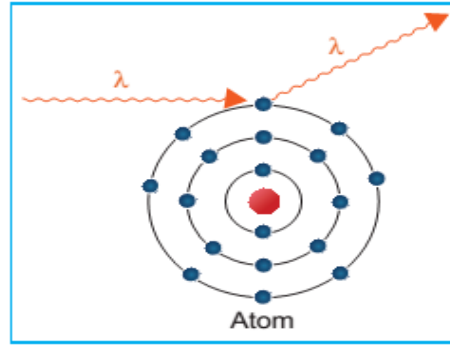
h = Planck sabiti

ν = Frekans

Bu etkileşim atom numarası büyük atomlar için önemlidir. 1 MeV büyüklüğünde olan foton enerjilerinde önemini kaybeder.

b. Compton Saçılması

Compton saçılması, gelen bir fotonun madde içerisinde durgun halde bulunduğu kabul edilen bir elektronla etkileşerek esnek olan çarpışma yapmasıdır. Gelen foton enerjisinin bir kısmını durgun halde bulunan elektrona aktarır. Durgun haldeki elektron, foton ile etkileşimi sonucu kendisine aktarılan enerjiden dolayı bulunduğu yörüngeden kopar ve bir kinetik enerji değeriyle saçılır. Gelen foton ise elektronla çarpışma sonucu enerjisinin bir kısmını durmakta olan elektrona aktararak daha düşük bir kinetik enerjisiyle saçılır.



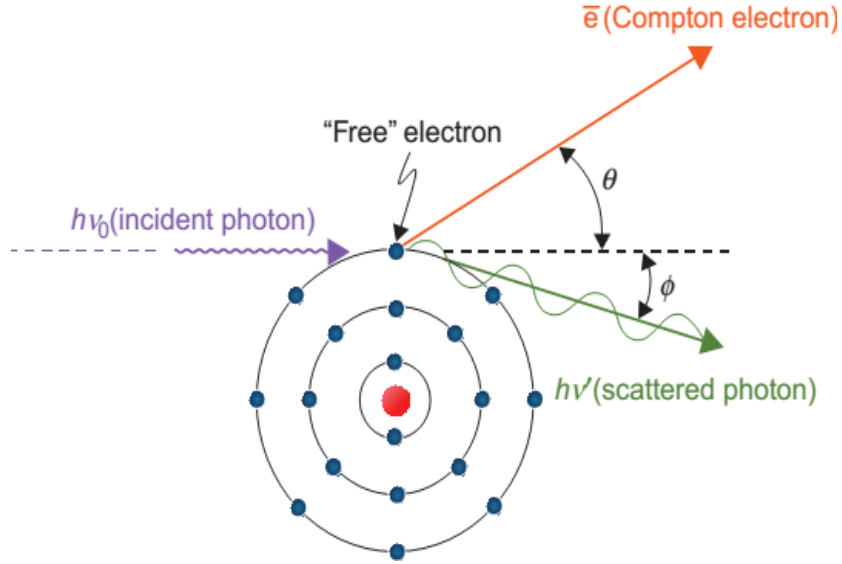
Şekil 3 Compton Saçılması

Bir ortamda serbest olarak bulunan bir elektron üzerine $h\nu$ enerjisine sahip bir foton gönderildiğinde momentumu $\frac{h\nu}{c}$ olan foton θ açısı kadarlık açı yapacak şekilde ve daha düşük frekans da saçılır. Ortamdan ayrılan saçılan elektron ϕ açısıyla ve p momentumuna sahip olarak ortamdan uzaklaşır. Fotonun saçılma açısı θ gelen fotonun serbest durumdaki elektrona aktarılan enerjiye göre değişim gösterir.

Radyoterapi tedavilerinde de iyonize edici radyasyonun soğurulmasında Compton olayı önemlidir. Serbest bir elektron ile soğurucu ortam arasında etkileşim olduğundan olay atom numarası Z ' den bağımsız, ancak saçılan elektronun yoğunluğuna bağlıdır. (Khan, 2010).

Compton saçılmasında tesir kesiti σ_c , ortamın atom numarası Z , foton enerjisi $h\nu$ ile değişir.(4)

$$\sigma_c \propto z/h\nu^a \quad \text{Denklem 4} \quad (a \approx 1, \text{ enerji aralığına göre değişen bir sabit})$$



Şekil 4 Compton Saçılması (Khan vd. 2010 s. 77)

$$K_e = h\nu - h\nu' = h\nu \frac{\gamma(1 - \cos \theta)}{1 + \gamma(1 - \cos \theta)} \quad \text{Denklem 5}$$

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \gamma(1 - \cos \phi)} \quad \text{burada } \gamma \equiv h\nu / m_e c^2 \quad \text{Denklem 6}$$

Gelen foton enerjisi 0.1 Mev ile 10 Mev aralığında ise Compton Saçılması olayının gerçekleşme oranı büyüktür.

c. Çift Oluşum (Anihilasyon):

Madde üzerine gelen fotonun enerjisi 1.02 MeV den büyükse foton madde etkileşmesi sonucunda atom çekirdeğinin ve manyetik alan kuvvetiyle etkileşmesiyle enerjisi madde tarafından soğurulur. Bu olay sonucunda negatif bir elektron (e^-) ve pozitif bir pozitron (e^+) oluşturur. Bu gerçekleşen çift oluşum da Momentumun korunum yasası geçerlidir. e^- ve e^+ durağan kütleleri eşit olacaktır.

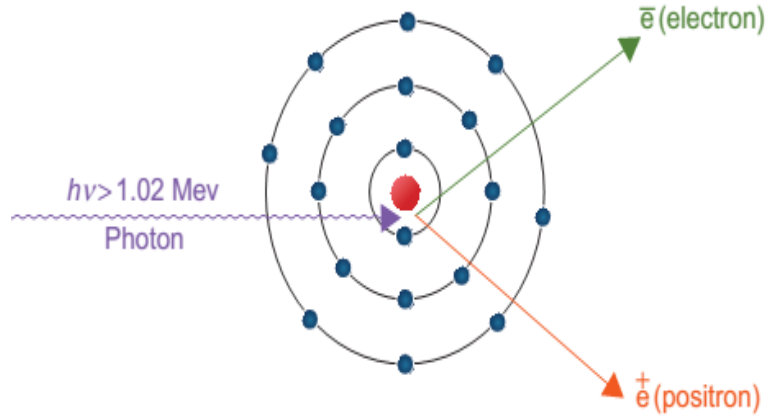
Böylece enejinin korunumu yasasından :

$$\rightarrow e^- \quad 0.51 \text{ MeV}$$

$$\rightarrow e^+ \quad 0.51 \text{ MeV}$$

$$h\nu = 2m_e \cdot c^2 = 1.02 \text{ MeV} \quad \text{Denklem 7}$$

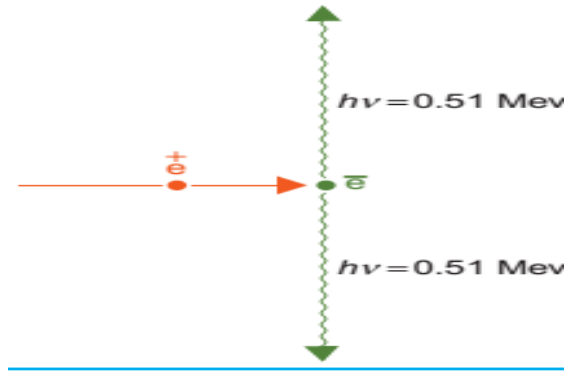
Denklem 7 çift oluşum oluşabilmesi için eşik bağlanma enerjisinin değerini verir.



Şekil 5 Çift Oluşum KHAN(2010, sf.62)

Madde üzerine gelen foton enerjisi 10 MeV değerinden büyükse enerji soğurulma hızı daha da artacaktır. Buna bağlı olarak çarpışma ve ışımlar sonucunda sahip olduğu kinetik enerji daha kısa sürede azalır. Belirli bir enerji seviyesinin altına düştüğünde pozitron bir elektron yakalayarak pozitronyum yapısına dönüşür.

Pozitronyumun kararsız bir yapısı vardır. Pozitronyumun var olma süresi 10^{-10} sn dir. Bu süre sonunda anihilasyon olayı gerçekleşerek pozitronyum yok olur ve zıt yönlü eşit enerjili iki foton oluşur. Sistemin momentumu korunur ve fotonların sahip oldukları enerji 0,51 MeV dur. (JAMES EM.2006; 330-336)

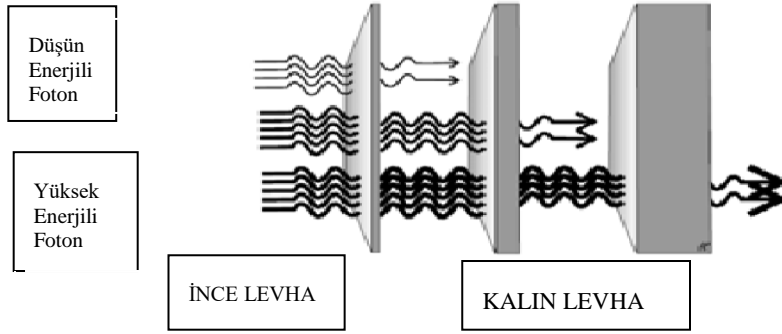


Şekil 6 Çift Oluşum (Anihilasyon)

3. Fotonun Enerjisinin Soğurulması :

Boşlukta ilerleyen foton herhangi bir ortama herhangi bir ortama girdiğinde ortamda bulunan atomların yoğunluğuna bağlı olarak moleküllerle etkileşimde bulunur. Bu etkileşim sonucunda ortama giren fotonun sahip olduğu enerji

düzeyinde azalma olacaktır. Foton, ortam içerisinde ilerledikçe eğişimde bulunduğu atom veya elektronların sayısı artacaktır. Buna bağı olarak fotonun ortama girmeden önceki sahip olduğu ilk enerjisi geçilen ortamın kalınlığına göre ekponansiyel olarak azalacaktır. (RACHEL A. vd, 2006;32-36)



Şekil 7 Soğurulma (Absorbsiyon)

Fotonların başka bir ortamda ilerlemesi durumunda madde kalınlığına bağı olarak şiddetinde değışme

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x) \quad (\text{Denklem 6})$$

I_0 : Gelen fotonların şiddeti

μ : Lineer soğurma katsayısı

x : Soğurucunun madde kalınlığı

Fotonun bir ortamda yol alırken ortamda bulunan parçacıklarla etkileşmesi olasılığına tesir kesiti denir. σ sembolü ile gösterilir. Tesir kesiti ortama giren fotonun enerjisine ve girdiğı ortamın yoğunluğuna göre değışim gösterir.

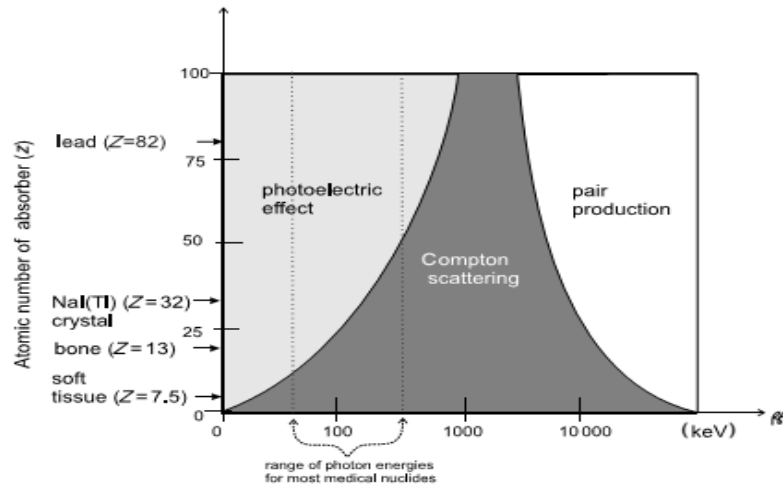
Fotoelektrik olay, gelen fotonun enerjisi keV mertebesinde ise tesir kesitine sahiptir. Bu tesir kesiti;

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)^7} \quad E_\gamma < m_e c^2 \quad \text{için} \quad (\text{Denklem 2})$$

$$\sigma \approx \frac{Z^5}{(h\nu)} \quad E_\gamma > m_e c^2 \quad (\text{Denklem 3})$$

olarak tanımlanır. Compton saçılması tesir kesiti yaklaşık olarak $\sigma \approx \frac{Z}{hv}$ ifadesiyle verilir.

Foton sahip olduğu enerji 0.1MeV ile 10MeV aralığında ise ortamın enerji depolanmasında Compton saçılması baskın olur. (EVANS RD. Et. al, 1995;711-736)

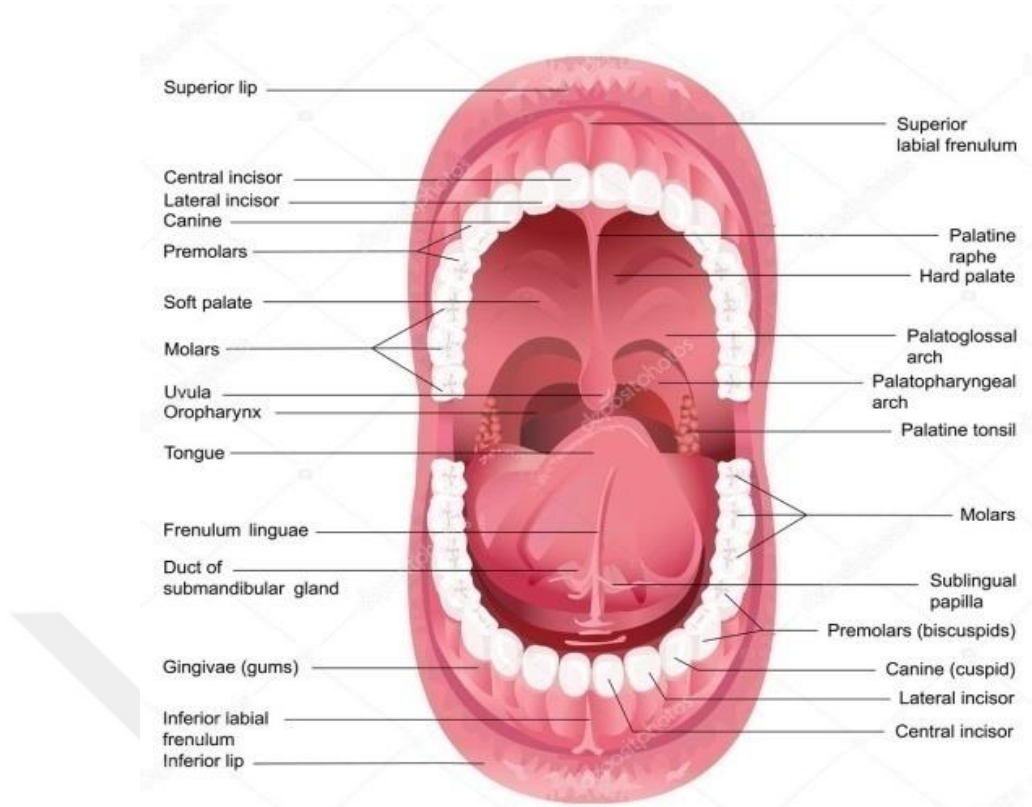


Şekil 8 Gama ve x- Işını Oluşumu Enerji Grafiği

B. Oral Kavite

1. Oral Kavite Anatomisi

Oral kavite yapısında kaslar, salgı bezleri, dişler, çeşitli durumlar için farklılaşmış ve karmaşık bir yapıya sahiptir. Oral kavitenin sınırları anterior da deri-veermion hattı ve posterior da superiorunda sert damak ile yumuşak damağın birleşim yerinde, inferior sirkumvallatlar papilarda, lateralde ise anterior tonsil plakarı yer alır. Oral kavite dudaklar, alveol ark, retomolar trigon, dilin kısmının 2/3'lük bölüm, sert damak, bukkal mukoz ve ağız tabanıdır. Bunlar toplamda 7 alt bölge oluşturur. (BRUSE H vd. 2023)



Şekil 9 Oral Kavitenin Alt Bölümleri

(Mounth Definition, Anatomi& Function Britanika. Accessed June 28,2023)

a. Dudak

Dudaklar dış bölmü cilt, kırmızı renkli bölge vermilion bölgesi ve bu sınır bölgesinden yapının iç tarafa doğru uzanan iç mukozal bölgeden oluşan bölümdür. Vermilion bölgesinde yüzeysel zengin vasküler ağlar vardır. Bölge kırmızı rengini buradan alır.

Cilt cilt bölgesi ve veremion bölgeleri çok katlı keratinize skuamz epitel örtü ile, iç mukozal bölge çok katmanlı nonkeratize skuamoz epitel ile örtülüdür. Sebace glaminör tükürük salgı bezleri iç kısımda bulunur.ndlar , ter bezleri ve kıl kökleri dış bölgede, fonkiyonel bir yapıda olmayan fordy granülü iç bölgede ve vermilion bölgesinde bulunur. (M.D NA., M.D JBNJÍ et al. 2011)

b. Dil

Dil ön kısmının 2/3 'ü hareketli olan kısmı oral dil; 1/3 geriye kalan kısmı dil kökünden oluşur. Dilin ön kısmı oral kavite bölgesi içerisindeyken orofarenk kısmında yer alır.

Dilde bulunan kaslar iki gruba ayrılır bunlar ekstrensek kası ve intrinsek kası olarak adlandırılır. İntrensek kaslar dilin içerisinde hiçbir kemik yapıya bağlı olmayan kaslardır. Bu kaslar superior ve inferior longitudinal kas, transvers kas ve vertikal kas olarak adlandırılır. Bu kaslar dilin şekil değişmesini sağlarlar.

Ekstrensek kaslar ise bir kemik yapıya yapışık durumdadırlar. Bu dilin stabil kalmasını şekil değiştirmesini ve dilin pozisyonunu değiştirmesine olanak sağlar. Ekstrensek kaslar genioglossus , hyoglossus ve pataloglossus oluşturular. (GARTNER LP vd, 2018)

c. Alveolar Ark

Alveolar arklar dişin yerleşim yerlerini içere mandibula ve maksilladan uzanan sert ve yumuşak yapıların oluşturduğu yapılardır. Lateral sınırı mukozal sulkus oluştururken , alt alveolar medial sınırını ağız tabanı , üst tarafında ise ise sert damak bulunur. (BRUSE H vd. 2023)

Gingiva, processus alveolaris in yapısını dişler oluşturur. Prosesus alveolaris , maksilla ve mandibula ve yapılarındaki dişlerin oluşturduğu kısma verilen isimdir.

d. Retromolar Trigon

Ramus mandibula ile koronoid process yapıları arasında bulunan ve mukozal yapı ile örtünen bölgeye verilen addır. Dış bölgede yank mukozası, içerde ise ön tonsil plakası vardır. Üst bölümünde maksiller tüberkül, önde ise ikinci molar dişin hemen arkası ile sınırlanır. (GARTNER LP vd, 2018)

e. Sert Damak

Sert damak posteriornda yumuşak damakla komşu anterior ve lateralinde ise maksiller alveolar ile sınırlanmıştır. Sert damağın yüzeyi keratinize skuamoz epitelle örtülüdür. Sert damaktan ilerlendiğinde nazal kavite ve maksiller sinüse ulaşılır. (GARTNER LP vd, 2018)

f. Bukozal Mukoza

Dudakların hemen arka tarafından başlar ve medialinde alveolar arklara kadar yapısı devam eder. Posteriorde ise pterygomandibular rapheye kadar uzanır. (GARTNER LP vd, 2018)

g. Ağız Tabanı

Dil ile alveollar ark bölümlerinin arasında kalan bölüme ağız tabanı denir.ön kısmı ön tonsil plikasına kadar yapısını devam ettirir. Ağız tabanı dil frenilumu ile ikiye yapıya ayrılır. (GARTNER LP vd, 2018)

2. Oral Kavitenin Histolojisi

Oral kavite diye tanımladığımız bölge damak, diş ve dişin bağlatılı olduğu yapılar, tükrük bezlerini, ve dudakları içerisinde barındıran bölgedir. Oral kavite bölgesinin çoğunluğu epitel yapı ve bağ dokusu ile kaplıdır. Bu iki yapı oral kavitede mukozayı oluşturur. Oral kavite bölgesindeki mukoza epitel, nonepitelize , tat tomurcukları içeren özel mukoza olarak üç çeşit mukoza içerir. (GARTNER LP vd, 2018)

a. Dudak.

Dudakların vermilion dışında kalan ciltin olduğu bölgenin ismidir. Yapısı çok katlı keratinize skuamoz epitel ile kaplanmıştır. İç mukozal bölgede ise çok katlı keratinize olmayan skuamoz epitel yapı ile kaplıdır. Vermilion bölgesi kırmızı renkli alandır ve çok katlı skuamoz yassı epitel ile kaplanmıştır. Yapı içerisindeki sebace glandlar, kıl folikülleri ve ter bezleri dış cilt bölgesinde bulunur. (GARTNER LP vd, 2018)

b. Sert Damak

Sert damağın oral kaviteye tarafına bakan yüzü çok katlı keratinize ve keratinize epitel ile kaplıdır.Bağ dokusunun arka tarafında ise minör tükürük bezleri içerir. (GARTNER LP vd, 2018)

c. Dil

Dilin dorsal yüzeyi parakeratinize ve leratinize epitel kaplıdır. Ventral yüzeyi keratinize ise olmayan skuamoz epitel ile kaplıdır. Epidelin altında ise lamina propria ve düzensiz kollajenöz bağ dokusunun oluşturduğu submukoza yer alır. Dilin ön 2/3 'lük kesiminde filiform papillar ve arasına dağılmış fungiform papillar bulunur. Üst taraflarında ara ara tat tomurcukları içerir. Dilin yan tafında foliat papillar bulunur. Sirkumvalat papillar da ise 10-15 tane hendek şeklinde tat tomurcuğu bulunur. (GARTNER LP vd, 2018)

d. Alveolar Ark

Alveoller ark çok katlı keratinize ve parakeratinize skuamoz epitel ile örtülüdür. Alveologival, dentoginvaral, sirküler, dentoperiostal ve transeptal lif grupları ve minör tükürük bezi içerir.(ERGEN M, 2000;12-22)

e. Bukkal Mukoza , Ağız Tabanı Retromolar Trigon

Bu oral kavite bölgeleri kerattinize olmayan skuamoz hücreli epitel ile kaplıdır. Yapısında çok sayı da minör tükürük bezi vardır. (GARTNER LP vd, 2018)

3. Oral Kavitenin Fizyolojik Özellikleri:

Oral kavite ve orofarenksin beraber fizyolojik olarak özellikleri incelendinde

- Yutma
- Konuşma
- Tad alma
- Çiğneme

Özellikleri karşımıza çıkar. Bu özellikleri yanında nazal solunumun bloke edildiğinde yada yetersiz kaldığı durumlarda respirasyon fonksiyonuna da katılım sağlar fakat bu özelliği asli görevi değildir. (ERGEN M,2000;12-22)

4. Oral Kavite Tümörlerinin Sınıflandırılması ve Evreledirilmesi

Oral kavite tümörlerinde evrelendirme yapılırken cerrahi ve patolojik sonuçlarına bakılmaksızın AJCC 'nin 1997 yılında kabul ettiği 2010 TNM sistemi kullanılır. TNM evreleme sisteminde oral kavite tümörünün primer boyutunun büyüklüğü, lejyon lenf nodlarında tutulum olup olmaması, tutulum varsa metastazın uzaklığına göre değerlendirilir. (AMİN MB vd, 2017)

T; tümörün kaynaklandığı yerdeki boyutu,

N; baş boyun bölgesindeki tümörler için boyun lenf bezelerine metastaz yapmış (sıçramış) olan tümörün boyutu ve durumu,

M; boynun ötesinde, uzak organlarda çoğu kez kan yoluyla metastaz varlığını gösterir.

a. Primer Tümör (T)

Tx: Primer tümör değerlendirilmiyor.

T0: Primer tümör yok

Tis: İn situ karsinom

T1: Tümör 2 cm yada daha küçük, 5 mm invazyon derinliği DOI

T2: Tümör 2 cm , invazyon derinliği DOI değeri $>5\text{mm}$ ve $\leq 10\text{ mm}$ cm veya

tümör 4 cm ve ≤ 10 DOI arasındaysa

T3: Tümör 4 cm den daha büyük veya herhangi bir tümör DOI 10 mm

T4: Orta derece veya çok ilerlemiş lokal

T4a: Tümör çevre dokulara invaze etmiş

Dudak: Tümör kortikal kemik, inferior alveolar sinir , ağız tabanını yada çene ya da burun derisini invaze etmiş durumdadır.

Oral Kavite : Tümör kortikal kemik, dilakstresek kaslarını, maksiller sinüs yada yüz derisine invaze etmiş durumdadır.

T4b: Lokal ileri tümör

Dudak ve oral kavite tümörü mastikatör boşluğu, Pterigoid kas-çıkıntısı yada kafa tabanını invaze etmiş veya internal karotis arteri sarmış durumdadır. (AMİN MB vd, 2017)

b. Uzak Metastaz (M)

MX: Boyutu 6 cm den büyük lenf nodu metastazı

M0: Uzak metastaz yok

M1: Uzak metastaz var

c. Bölgesel Lenf Nodlarının Patolojik Değerlendirilmesi (pN) :

NX: Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor.

Bölgesel lenf nodu metastazı yok.

N1: Tek bir ipsilateral lenf nodunda metastaz , büyüklüğü ≤ 3 cm ve ENE negatif.

N2: Tek bir ipsilateral lenf nodunda metastaz ≤ 3 cm büyüklüğünde ENE pozitif, veya en büyük boyutu > 3 cm ve ≤ 6 cm büyüklüğünde ve ENE negatif;; veya birden fazla ipsilateral lenf nodunda metastaz, ≤ 6 cm büyüklüğünde ve ENE negatif; veya bilateral veya kontralateral lenf nodunlarında metastaz ve hiçbirinin büyüklüğü 6 cm den büyük değil, ENE negatif

N2a: En büyük boyutu 3 cm veya daha az olan tek bir ipsilateral veya kontralateral lenf nodunda metastaz ve ENE pozitif veya en büyük boyutu 3 cm 'den büyük ancak 6 cm 'küçük olan tek bir ipsilateral lenf nodlarında metastaz ve ENE negatif

N2b: Birden fazla ipsilateral lenf nodu metastazı, hiçbirinin büyüklüğü 6 cm 'den büyük değildir. ENE negatif

N2c: İki taraflı veya karşı taraftaki lenf nodlarında metastaz , hiçbirinin büyüklüğü 6 cm 'den küçüktür, ENE negatif

N3: En büyük boyutu 6 cm'den büyük ve ENE negatif bir lenf nodunda metastaz; veya en büyük boyutu 3 cm 'den büyük ENE pozitif tek bir ipsilateral lenf nodunda metastaz; veya herhangi bir ENE pozitif olan birden fazla ipsilateral, kontralateral veya bilateral lenf nodunda metastaz.

N3a: En büyük boyutu 6 cm'den büyük ve ENE negatif , bir lenf nodunda metastaz

N3b: En büyük boyutu 3 cm den 'den büyük tek bir ipsilateral lenf nodu metastaz ve ENE pozitif; veya herhangi bir ENE pozitifliği olan birden fazla ipsilateral ,kontralateral lenf noduna metastaz. (AMİN MB vd, 2017)

5. Oral Kavite Kanserlerinin Epidermiyolojisi:

Oral kavite , dünya üzerinde görülme sıklığı bakımından on kanser bölgesinden birisidir. Oral kavite kanser vakalarının dörtte üçü gelişmekte olan ülkelerindeki insanlarında rastlanmaktadır. Dünya genelinde her yıl 378.000 kişide oral kavite kanseri teşhis edilmektedir.

Oral kavite kanseri dudak tümörleri hariç tutulduğunda tüm baş boyun kanser vakalarının % 14.1 oranını oluşturmaktadır. Teşhis konulan hastaların ortalama yaşı 64' tür . Oral kavite kanserlerinde 5 yıllık hasta takip sonucunda %41.5 sağ kalma sonucuna ulaşılmıştır. .(LAMMBERT R. SC, et al. (2011;633-641)

Oral kavite kanserleri tüm malignitelerin %2-5 'ini oluşturan larenks kanserinden sonra baş- boyun bölgesinde gözüken ikinci kanser türüdür. (*worldofmedicalsaviours.com/intrinsic-muscles-of-the-tonque, 2023)

Oral kavite tümörlerinin % 95 'ini oral kavite yüzeyini kaplayan yassı epitelden oluşan yassı hücreli karsinomlar oluşturur. Daha sonra ikinci olarak tükürük bezi tümörlerine rastlanır.(*amazon.com/Baileys-Head-Neck-Surgery-Otolaryngology/dp/1609136020,2023)

6. Oral Kavite Kanselerinde Risk Faktörleri

a. Tütün Kullanımı:

Tütün ürünleri kullanımı oral kavite kanserinin ortaya çıkması için en önemli etkin unsurdur. Sigara kullanan bireyler ile sigara kullanmayan bireyler arasında yapılan çalışmalarda kanserlerine yakalanma riskinde 5-25 kat artış bulunmaktadır.(SPRITZ MR.1994; 281,288)

Bazı bölgelerde çiğnenen (dumansız tütün) ise oral kavite ve farenks kanserine yakalanma olasılığını arttırır. (BLOT WJ vd., 1988; 3282-3287, HUBER MA, TANTIWONGKOSI B. (2010;19:431-496)

b. Alkol Kullanımı:

Alkol yapısında bulunan etanolün kanserojenleri çözücü etkisi vardır. Asetaldehid ile etanol bileşenlerinin hücrelerin DNA 'nın yapısına zarar vererek kanserojen etki yaratabilir.(HASHİBE M., BRENNAN P ET.AL. (2007;777-789

c. Viral Enfeksiyonlar:

Baş boyun kanserlerinde çok sayıda viral enfeksiyonun kanserin oluşum olasılığını arttırdığı tespit edilmiştir. Bu olasılığı arttıran virüsler; human papillomavirüs (HPV) , hepatit C virüsü(HCV) , herpes simpleks (HSV) ve immün yetmezlik virüsüdür (HIV). (AMİN MB, GREENE FL, et.al. 2017;93-99)

d. Beslenme

Oral kavite kanserlerinden korunmak için A,C,E vitaminlerinin düzeli alınmasının önemli bir etkisi vardır. Bu sebepten A,E vitaminlerden yoksun meyve ve sebzeler ile yapılan diyet programlarında, alınması gereken vitaminlerin gerektiği kadar alınmamasından dolayı oral kavite kanserleri ve prekanseröz lezyonlara sebep olduğu belirlenmiştir. (KANG HK, 1996;115(5), 433-437)

7. Radyasyon ve Ultraviyole Işın Maruziyeti

Radyasyon maruziyeti sonrasında hücre yapısındaki oluşacak olan değişimler uzun bir süre sonra yassı hücreli karsinomlar olarak ortaya çıkabilir. Bu durum düşük olasılıktır.

Ultraviyole maruziyetinin dudakta oluşan dudak yassı hücreli kanser için de önemli bir etken olduğu gözlemlenmiştir. (MAYNE ST, MORSE DE,et. al. 2006)

8. Oral Kavite Kanserleri

Latince 'cavum oris' olarak adlandırılan ağız boşluğu önde dudaklar, yanda yanaklar tarafından sınırlı olup önde ağız deliği ile dışarı açılır. Arkada yumuşak damak, aşağıda yutak darlığı ile sınırlanır. Ağız boşluğunun tavanını sert damak oluştururken alt duvarını da ağız tabanı yapar ve üzerine de dil oturur. Bu şekilde sınırlanan ağız boşluğu, alveol ve diş arkları ile biri önde; ağız vestibülü, diğeri arkada; asıl ağız boşluğu olmak üzere iki kısımdan oluşur. (ERİMOGLU C,1990; 104)

Oral kavite kanserleri; larenks kanserinden sonra baş-boyun bölgesinin en sık görülen tümörleri olup, dil ve ağız tabanı kanserlerinde bu tümörlerin çoğunluğunu oluşturmaktadır

Oral kavite kanserleri; dudak, dil ve ağız mukozasının çok katlı skuamöz (yassı) epitel tabakasından köken alan malign neoplazmları olarak tanımlanmaktadır. (SANKARANARAYANAN R, et.al (2016,423-467)

Oral Kanserlerin Sınıflandırılması en sık görülen oral kanserler epidermoid karsinomlardır. Bu karsinomlar veya varyasyonları tüm oral kanserlerin yaklaşık

%90'ını oluşturur. %5-10'unu minör tükürük bezi karsinomları (adenokarsinoma, adenokistik karsinoma, mukoepidermoid karsinoma) ve geri kalan kısmını ise yumuşak doku sarkomları, malign melanoma, Hodgkin dışı lenfomalar ve diğer habis tümörler oluşturur. (KARADENİZ AN. ,200,161-200: CAWSON RA, ODEL EW,2002;230-284: ORD RA, BLANCHAERT RH ,2000; 65-67)

a. Dil Kanseri

Dil kanserleri genel olarak epitelyumda oluşarak kaslara doğru ilerler. Sigara ve alkol kullanan bireylerde dil kanserinin ortaya çıkma olasılığını artırır. (Lydiatt et al. 1993)

b. Dudak Kanseri

Oral kavite oluşan tümörlerin %25-30'unu dudak tümörleri oluşturur. Dudak tümörlerinin %90 'nında oluşum yeri alt dudaktadır.

Histolojik Alt Yapı Tipleri:

- Skuamoz Hücreli Karsinom (SHK),
- Bazal Hücreli Karsinom,
- Tükürük Bezi Kaynaklı Kanserler
- Maling Melanom ve Sarkomlardır. (25)

Ultraviyole ışınlar, sigara kullanımı, açık ten yapısına sahip olmak gibi sebepler oral kavite tümörün oluşması için risk faktörünü artırır. (Zitsch et al. 1995)

c. Ağız Tabanı Kanserleri

d. Retromolar Trion Bölgesi Kanserleri

e. Mukoza Bölge Tümörleri

Oral bukkal kavite tümörleri arasında bukkal mukoza bölgesinde oluşan tümörler %10'luk bir orana sahiptir. Tütün kullanımı bu bölgede oluşacak kanser riskini artırır.

C. Dental İmplant Materyalleri:

İmplant materyali, bir dokunun veya doku içerisindeki bir yapının fonksiyonunu kaybetmesi ile fonksiyonunu kaybeden yapının aynı fonksiyonu yerine getirebilecek nitelikte materyalin dışarıdan yapılarak dokunun yapısını şeklini değiştirmeyecek şekilde dış ortamda hazırlanarak getirilip doku yerleştirilen yapılara implant denir. İmplantın yerleştirildiği doku içerisine uzun süre kalacağından dokuda olumsuz etkilere neden olmaması için de doku ile uyumlu olan bir biyomateryalden yapılması gerekir. Biyo-materyal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ veya fonksiyonunun yerini tutan biyolojik sistemle uyumlu, inflamasyon, enfeksiyon ve alerji gibi reaksiyonlar oluşturmayan maddedir. (SERTGÖZ A.,2005; 64-72)

Günümüzde dental implantların üretimin de ilk tercih edilen materyal titanyumdur. Saf titanyumun atom numarası 22, atom ağırlığı 47,9 dur. Titanyum, manyetik özelliği olmayan bir elementtir. Titanyum eritilerek diğer metallerle alaşım yapabilmektedir. Saf titanyum; gümüş, alüminyum, bakır, arsenik, galyum, demir, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım yapılabilmektedir. Saf titanyuma demir, azot, oksijen ve karbon ilavesi yapılarak mekanik ve kimyasal özellikleri değiştirilerek daha güçlü bir yapı haline getirilebilir. (YEŞİL D. VE GÜNGÖR H., 2013,23(1);145-152)

Oral kavite bölgesinde dental implant uygulamaların da titanyum alaşımları; alfa, beta ve alfa-beta olmak üzere üç formda kullanılır. Dental implantlarda bu alaşımlardan en çok alfa-beta fazı kullanılır. Bu alaşım %6 alüminyum ve %4 vanadyum içerir. (WANG RR,1996;401-409; SERTGÖZ A.,2005; 64-72)

Titanyumun yüzeyi normal şartlar altında 1,5-10 nm pasif oksit tabakası ile kaplıdır. Bu oksit tabakası implanta düşük elektronik geçirgenlik, mükemmel bir termodinamik aktivite ve nem oranı yüksek ortamda düşük iyon salınımı gibi özelliklerinden dolayı avantaj sağlamaktadır. Hava ile 1 milisaniye temasta, saf titanyum üzerinde 10 Angström kalınlığında oksit tabakası oluşabilir. Bu pasif oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç oluşturmaktadır. Mekanik özelliklerinin istenilen düzeyde olmasının yanı sıra, titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve stabil olan pasif film tabakası (oksit tabakası)

sayesinde mükemmel korozyon özelliği olduğu bilinmektedir. (GOTTLANDER M. Et.al. 1997;345-351; CHUN HJ. et. al. (2002, (29); 565-574)

Titanyum muhteşem bir biyouyumlu metal olarak, alerjik reaksiyonlara neden olmamakta ve göreceli olarak radyolusent özelliğe sahip bir elementtir. Diğer yandan Titanyum; kemikten daha rijit olmasına karşın, diğer tüm implant materyallerine göre elastisite modülü kemiğe en yakın olan elementtir. Bu özelliğiyle kemik- implant birleşiminde kuvvet dağılımının düzenli olmasını sağlar. (GOTTLANDER M. Et.al. 1997;345-351,

Sonuç olarak Titanyum ve alaşımlarının; mükemmel biyouyumları ve korozyon dirençleri, düşük elastiklik değerleri ve yüksek dirençleri, kullanılabilir diğer yapı malzemelerine göre düşük maliyetleri gibi tüm bu özelliklerinden dolayı dental implantların üretiminde en çok tercih edilen materyallerdir. (PARR GR, GARDNER LK. et. al. (1985); (YEŞİL D. VE GÜNGÖR H., 2013,23(1);145-152)

1. İmplant Endikasyonları

- 1) Protetik tedavi ile retansiyon sağlanamayan tam dişsiz hastalar,
- 2) Kusma refleksinden dolayı hareket edebilen protezleri kullanamayan hastalar,
- 4) Protezin stabilizasyonunu bozan parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar,
- 5) Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar
- 6) Protezin yerleştiği yumuşak dokularda oluşan yapısal değişiklik durumlarında,
- 7) Oral bölgede musküler koordinasyonun yetersiz olduğu durumlarda,
- 8) Protez yerleşimi için uygulamanın yapılacağı doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- 9) Çene-yüz protezlerin yerleştirilmesi için tutturacak bir ortamın sağlanmasında,
- 10) Tekli ya da çoklu diş eksikliklerinde,

11) Ortodontide ankraj olarak.

12) Diş agenezi olgularında (DEMİRCİ F ,2015; 36-37)

2. İmplant Geometrisi:

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik birleşimindeki kemiğin cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri farklıdır. (MİSCH CE,1999).

Günümüzde kullanılan implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Bu formlar üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde üretilmektedir. Bu formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlerin bulunmasıdır. Bu yapı tasarımı olan implantlar vida tipi (screwtype) implantlar olarak isimlendirilir yapısında yiv olmayan kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik (pres -fit cylinder) implant olarak isimlendirilir. (BİNON P.2000;76-94)

3. Diş İmplant Materyalinin Özellikleri:

1. Oral kavite içerisine yerleştirilen implantların kullanım süreleri uzun olduğundan dokuya uyum sağlamalı, toksik ve alerjik olmamalı, yerleştirildiği yumuşak ve kemik dokunun yapısını ve işlevini değiştirerek zarar vermemelidir.

2. Bulunduğu konum açısından mekanik, fonksiyonel, termal gerilimlere ve korozyona dirençli olmalıdır.

3. Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.

4. Radyopak olmalıdır.

5. Ekonomik olmalıdır.

7. Bulunduğu konum sebebiyle hijyenik olmalıdır.

8. Tedavi sürecinin gerektiği durumlarda istenilen özelliklerde yüzeyi farklı yapıdaki malzemelerle kaplanabilmelidir. (Atar Ö. 2007)

4. Diş İmplantı Olarak Kullanılan Titanyum Malzemeleri Özellikleri:

a. Ti-6Al-4V ELI

Ti-6Al-4V alaşımı, alfa-artı-beta sınıfının en yaygın kullanılan titanyum alaşımıdır ve aynı zamanda tüm titanyum alaşımlarının en yaygın olanıdır. Bu modifikasyon ekstra düşük interstisyelleri (Oksijen, Nitrojen ve Karbon) içerir. Dövme malzeme orta mukavemet, ağırlığa göre iyi mukavemet ve elverişli korozyon özellikleri gerektiren uygulamalarda kullanılır. Bu alaşım, çoğunlukla mukavemetin önemli olduğu medikal implantların yapımında kullanılır. Alaşımın fiziksel yapısı döküm, tel, çubuk, levha, sac, dövme parça, ring ve kütük olarak üretilmektedir.

(*Imkcelik.com/ti-6al4v-eli-titanyum-grade 4,2025).

Kimyasal Kompozisyon: Aralık verilmediği süre % maksimum değer

Çizelge 1 GR5 İmplantı Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

C	H	Fe	O	V	Al	Ti
0,08	0,02	0,25	0,13	3,5-45	5,5-6,75	Kalan

Minimum Çekme Özellikleri:

DURUM	ÇEKME M.ksi(Mpa)	%0,2 AKMA M.ksi (Mpa)	% Uzama	% KD
Beta- Tavlama	120 (828)	110 (759)	10	25

Tipik Çekme özelliği:

Durum	çekme M.ksi(Mpa)	%0,2 Akma M.ksi(Mpa)	% Uzama	% KD
Tavlama	132(910)	120(828)	10	40

b. Ti-6Al-4V (Titanyum Grade 5)

Ti-6Al-4V alaşımı, alfa-artı-beta sınıfının en yaygın kullanılan titanyum alaşımıdır ve aynı zamanda tüm titanyum alaşımlarının en yaygın olanıdır. Alaşım dökümü yapılabılır bir yapıya sahip olduğundan spor malzemesi yapımında, havacılıkta parça üretiminde, tıbbi malzeme üretiminde kullanılmaktadır. Alaşımın dayanıklı olması ve korozyon özelliklerinden dolayı çok kullanılan bir malzemedir. (*Imkcelik.com/ti-6al4v-eli-titanyum-grade5, 2025).

Çizelge 2 GR4 İmplantı Kimyasal ve Mekanik Özellikleri

H	Fe	O	V	Al	Ti	Y
0,125	0,4	0,2	3,5-45	5,5-6,75	Kalan	0,005

Kimyasal kompozisyon: Aralık verilmediği sürece % maksimum değer

Durum	Çekme M.ksi (Mpa)	% 0,2 akma Mm.KSi M.pa)	% Uzama	% KD
Şekil	130(895)	120 (828)	10	25
solüsyonla işlem görmüş	160(1103)	150(1034)	10	20
Döküm	130(895)	120 (828)	6	10

Tipik Çekme Özelliği:

Durum	Çekme Mksi(Mpa)	%0,2 Akma M.ksi(Mpa)	% Uzama	KD
Tavlanmış	145(1000)	132(910)	18	40
solüsyonla işlem görmüş	161(1110)	141(970)	15	45
Döküm	145(1000)	130(895)	5	15

D. Radyoterapi Tedavi Planlaması ve Ölçümler İçin Kullanılan Cihaz ve Özellikleri:

1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (BT)

BT cihazları radyolojik incelemelerde nesnelere üzerine x- ışını göndererek dijital görüntü elde etme amacıyla kullanılır. Yapısında basitçe yapısında üç bölüm bulunur.

a. Tarama Bölümü:

Bu bölüm gantri ve hasta masasından oluşur. Cihazın gövde bölgesinin ortasında gantri açıklığı adı verilen hastanın çekim sırasında yavaş masa hareketleriyle içine doğru girdiği yuvarlak bir açıklık vardır. Gantri, içerisinde X-ışını oluşumu için kullanılan x ışın tüpü ve doku içerisinde geçen ya da saçılan ışınların toplandığı dedektörler bulunur. BT cihazı ışınlama yaparken ışının üretildiği X- tüpü ve ışınların toplandığı dedektör halka şeklindeki gantri etrafında döner. Gantri yarıçapı üretici firmaların üretimine göre değişkenlik gösterebilir. BT cihazı ile radyolojik olarak incelenmek istenilen vücut bölgesinin tamamını ya da belirli bir bölgesinin kesitsel görüntüsü dijital olarak elde edilebilir.

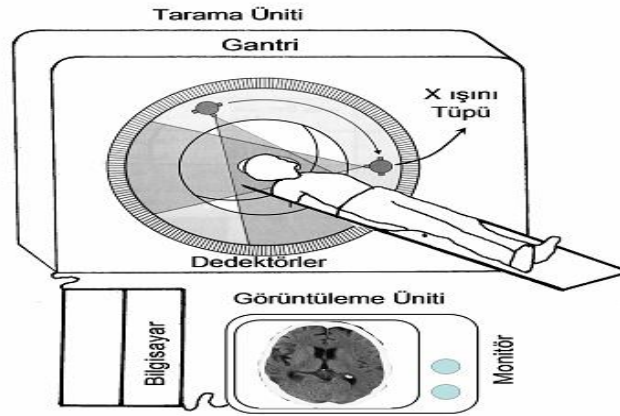
b. Bilgisayar Sistemi:

X- tüpünden çıkan ışınların incelenmek istenilen yapıdan geçtikten sonra dedektöre ulaşan ışınların toplanıp dijitalize edilen verileri işleyen çok gelişmiş bir bilgisayar sistemidir. Bilgisayar sisteminin görevi, bu dijital verileri kesiti oluşturacak voksellerin değerlerine dönüştürmektir.

c. Görüntüleme bölümü:

BT görüntülemesi sonucunda elde edilen dijital verilerin (Sayısal değerlerden oluşan) görüntünün ortaya çıktığı ve işlendiği bölümdür. Çözünürlüğü yüksek bir monitör ve kayıt sistemi bulunur. Görüntüler burada işlenir ve içerinden seçilenler film üzerine geçirilir.

Sagital, koronal ve transversal BT ile yapılan görüntülemeler bize üç boyutlu olarak bilgi sağlar. Bu sayede çekimi yapılan doku hakkında daha ayrıntılı bilgi sahibi olmamızı sağlar. BT cihazlarında görüntüleme de kullanılan x ışını doku içerisinde meydana gelen fotoelektrik olayı sonucu oluşan absorpsiyon mekanizması kullanılmaktadır.



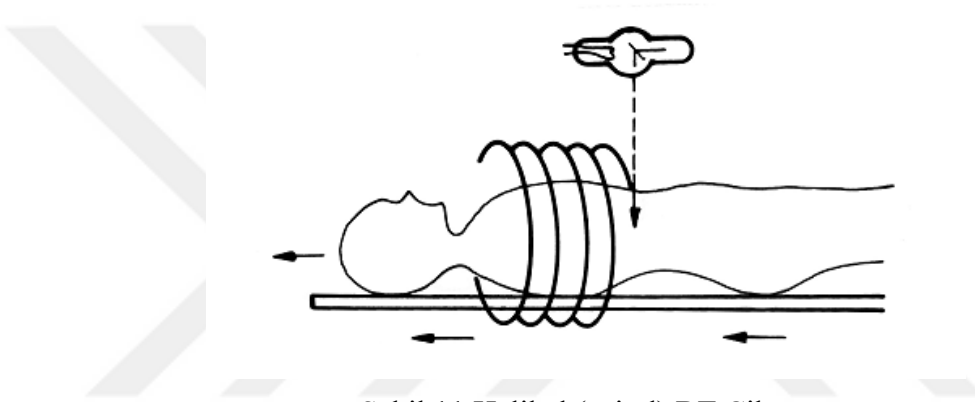
şekil 10 BT Cihazı Bölümleri

2. BT Cihazında Görüntü Oluşumu:

Atom numarası yüksek olan yoğun dokularda x-ışınları fazla soğrulurken, atom numarası düşük olan dokularda ise radyasyon daha az soğrulur. BT çekimlerinde x- ışın tüpü 360 derece dönerken x- ışınları gönderir. X -ışını dokudan geçerken geçtikleri yerlerin madde yoğunluklarına göre soğrulur. Işının dokuya girmeden önceki miktarı ile dokudan çıkararak dedektöre ulaşan miktarı ölçülür. Her 360 derecelik tur sonucunda çekimi yapılan cisim gantrinin içerisine

doğru koordineli olarak hareket eder. Bu Şekilde kesitler arasında boŐluk olmaz. ekim sonucunda elde edilen veriler dokunu yoğunluk haritasının çıkartılmasını sağlar.

Helikal zellikli bt cihazlarında gantri içerisindeki kaynak ve dedektör 360 dönerken tomografi masası da eş zamanlı olarak gantrinin içerisine doğru hareket eder. Yapılan ekim, spiral Őeklinindedir. ekimi yapılan cismin elde edilen kesitleri görüntüleri st üste bindirilir. Helikal olarak yapılan çekimlerde çekim süresini diğer çekim sürelerine göre kısaltır. Bu durum thorax ve batin bt çekimlerinde srenin kısalımıŐ olması oluşabilecek istemsiz doku hareketlerinden dolayı çekimde oluşabilecek deđiŐiminde azalmasını sağlar.



Şekil 11 Helikal (spiral) BT Cihazı

3. Hounsfield Birimi (HU)

Bilgisayarlı tomografi cihazında (BT) ıkan radyasyonun dokudan geçerken soğurulması dokunun fiziksel yoğunluğu ile iliŐkilidir. Her dokunun soğurulma katsayısı birbirinden farklıdır. Bu doğrusal soğurulma katsayısı BT de yapılandırılarak görüntüyü gri tonlamaya dönüŐtürür. Her dokunun radyasyon soğurma katsayısı farklı olacağından bu gri tonlama ile bir skala oluŐturulur. Bu skalaya hounsfield skalası denir. Dokuları ölçeklendirmeye yardım eden birime hounsfield birimi denir. Bu lek dokuları keskin olarak birbirinden ayıramasa da hounsfield birimi standart verilere göre değerlendirmeye olanak sağlar.

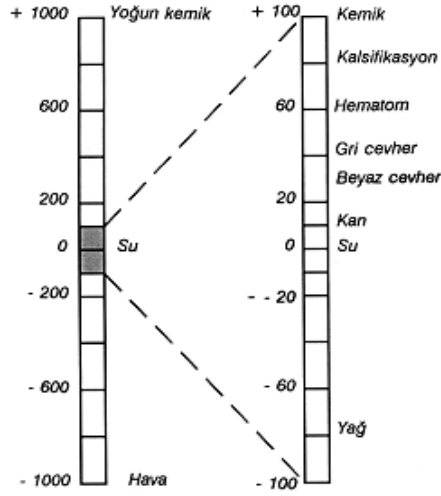
Bu hounsfield skalasında x-ışının dokudan geçerken ki zayıflama değerleri -1000 ve 1000 arasında bulunan 2000 birim olarak belirlenmiştir. X-ışını en çok zayıflatan kemik dokusu 1000, en az zayıflatan hava -1000, su 0 olarak ifade edilir. Dokuda soğurulma miktarı az ise siyah soğurulma çok ise beyaz renk olur.

$$HU = 100x \frac{\mu - \mu_{Su}}{\mu_{Su} - \mu_{hava}}$$

Denklem 8

Çizelge 3 Hounsfield Skala Ölçeği (HU)

MADDE	HU
HAVA	-1000
AKCİĞER	-500
YAĞ	(-100)- (-50)
SU	0
BÖBREK	30
KAN	30- 45
KAS	10- 40
GRİ MADDE	37- 45
BEYAZ MADDE	20- 30
KARACİĞER	40- 60
YUMUŞAK DOKU	100- 300
KEMİK	700- 3000



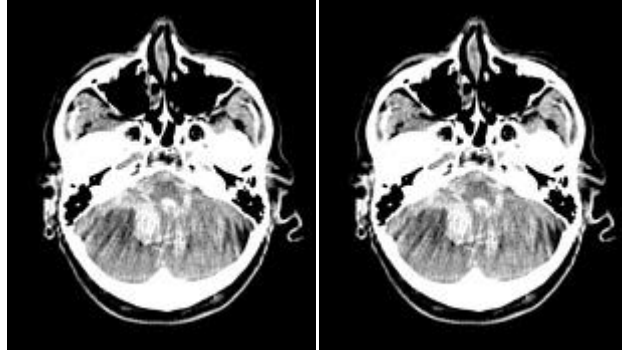
Şekil 12 Hounsfield Skala Ölçeği (HU)

4. BT Çekim Görüntü Kalitesini Bozan Artefaktlar Faktörler

a. IŞIN SERTLEŞMESİ (Beam Hardening):

BT cihazında çıkan x- ışınları farklı enerjiler değerlerine sahiptir. Tüpten çıkan fotonlar doku içerisinde ilerlerken absorbe olayı gerçekleşir ve sahip oldukları enerjiyi kaybederler. Düşük enerjili fotonlar doku içerisinde daha hızlı absorbe olurlar. Bu durumda foton demetinin ortalama enerjisi artar bu olaya ışın sertleşmesi denir.

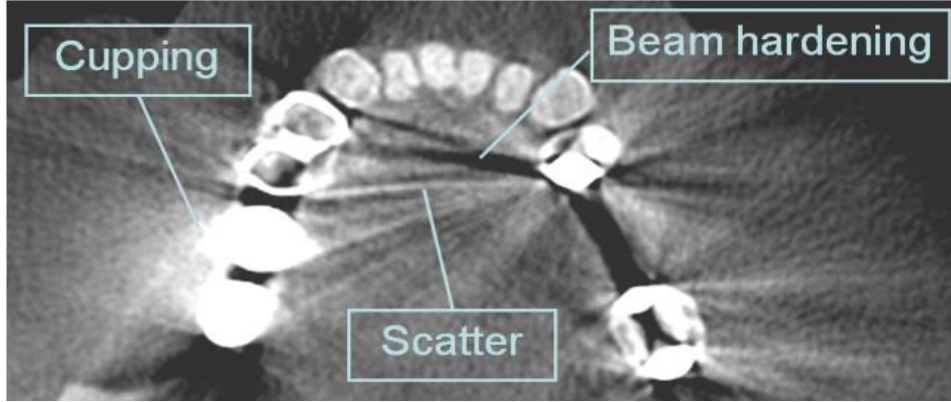
Işın sertleşmesi olayı yumuşak doku, kemik doku gibi farklı yapılarda geçerken ışın sertleşmesi sonucu geçen ışınlar çizgilenme şeklinde artefakta sebep olurlar. (BULAKBAŞI NAİL, 2015)



Şekil 13 Işın sertleşmesi (Beam hardening)

b. Cupping

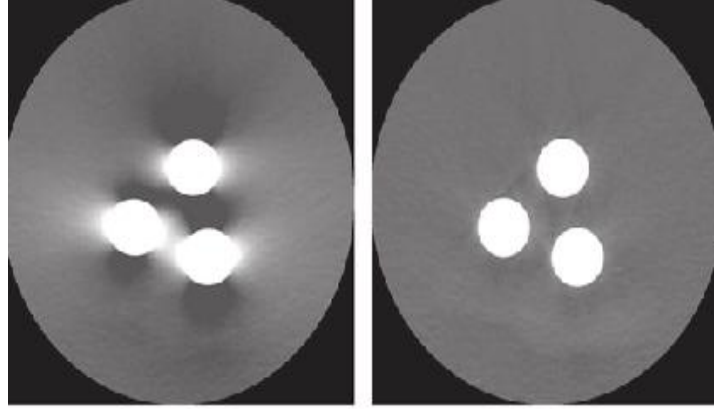
Işın sertleşmesi BT de görüntüsü çekilen nesnenin merkezinde ışın sertleşmesi olayının gerçekleşmesidir. Bu olay sonucunda görüntünün merkezi bölgesinde dansite azalır. (Aslan Öztürk e. 2022; 305-306).



Şekil 14 Cupping, Beam Hardening, Saçılma Olayları

c. Parsiyel Volüm Artefaktı:

Voksel içerisine birden fazla farklı doku varsa, voksel içerisinde tüm dokuların ortalama dansitesi alınıp piksellere yansıtılır. Bu durumda oluşan görüntülemelerde çizgilenmelere neden olur. (Aslan Öztürk e. 2022; 305-306; (BULAKBAŞI NAİL, 2015)



Şekil 15 Parsiyel Volüm Artefaktı

d. Foton Açıklığı Artefaktı:

Bir doku hem kalın hem de uzunsu dansite yoğunluğu buna bağlı olarak yüksek olur. BT cihazının tüpünden çıkan x-ışını kalın ve uzun ortam içerisinden geçerken soğurulma değeri ince ve kısa ortamlardan geçerken ki değerinden daha yüksek olacaktır. Dedektöre ulaşacak foton sayısında azalma olur. Bu duruma foton açıklığı denir. Foton açıklığının olduğu durumda da görüntü üzerinde horizontal çizgilenme olur. Görüntüde oluşan yapıya foton boşluğu artefaktı denir. (Aslan Öztürk e. 2022; 305-306; BULAKBAŞI NAİL, 2015)

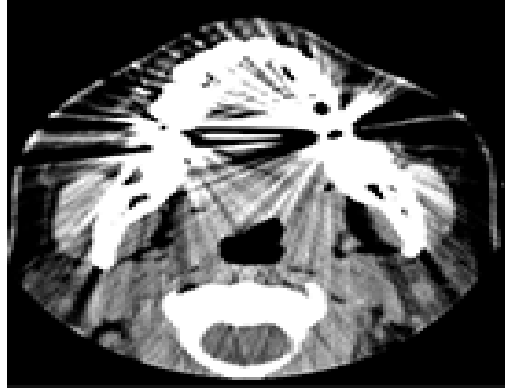


Şekil 16 Foton Açıklığı Artefaktı

e. Metalik Artefaklar:

Metallerin x-ışını ile etkileşmelerinde metalin atom numarasına ve gelen fotonun enerjisinin değerine göre ortamda saçılmalar oluşur. Bu saçılmalar

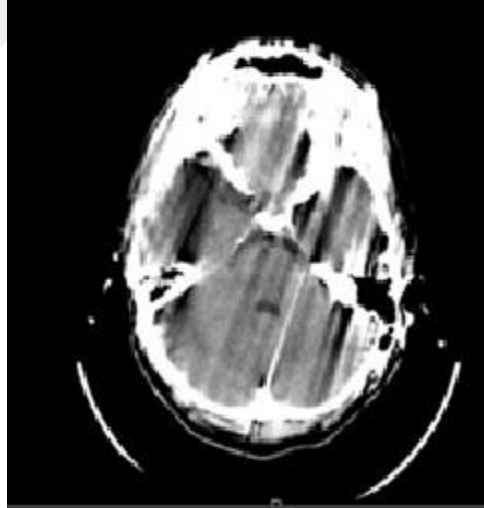
görüntü üzerinde çizgiler şeklinde artefaktlara neden olur. (SCHULZE RK. Et. al. ,2010)



Şekil 17 Metalik Artefak Görüntüsü

f. Hareket Artefaktı:

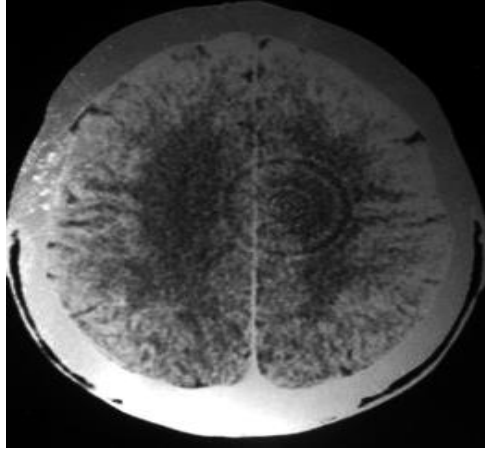
BT 'si çekilen nesnenin çekim esnasın da hareket etmesinden dolayı dedektöre gelen ışınların değişiminden dolayı görüntüde oluşan artefaktlardır. (Aslan Öztürk e. 2022; 305-306; Aslan Öztürk e. 2022; 305-306).



Şekil 18 Harekete Bağlı Artefakt Görüntüsü

g. Ring Artefaktı:

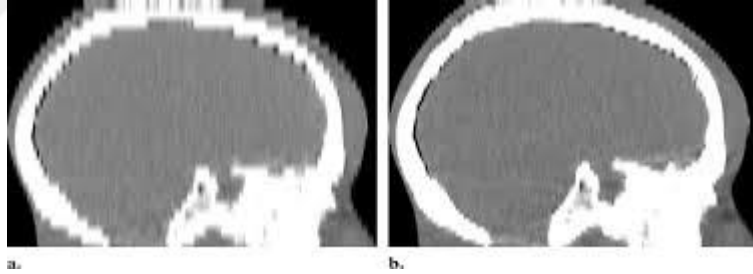
BT cihazında bulunan dedektörlerden birinin bozulması sebebiyle çekilen görüntü üzerinde halka şeklinde artefaktlara sebep olur. Bu halka şeklinde görüntüde oluşan bozukluğa ring artefaktı denir.



Şekil 19 Ring Artefaktı Görüntüsü

h. Zebra Artefaktı:

BT cihazında detektörün bir tur atmasıyla oluşan tek bir digital görüntüye pich denir. BT çekimi yapıldığı anda BT masasının z doğrultusundaki ilerleme hızı gerektiğinden daha hızlı olarak ayarlandığında elde edilen BT görüntüsünde merdiven şeklinde artefakt oluşur. Bu yapıya zebra artefaktı denir. ((BULAKBAŞI NAİL, 2015)



Şekil 20 Sagittal BT kesitinde oluşmuş Zebra Artefakt Görüntüsü

5. İyon Odaları

Radyasyonun miktarını ölçmek için kullanılan cihazlardır. Yapısında bulunan gelen iyonlaştırıcı radyasyonun, hacimdeki gaz atomlarıyla etkileşime girerek iyon çiftleri oluşturması ve okunması prensibine bağlı çalışan cihazlardır. İyon odası kullanırken ölçüm yapılacak alanın boyutu, ölçümün yapılacağı ortam ve ölçümü yapılacak radyasyonun cinsine göre uygun iyon odası seçilmelidir. (47)

6. Bolus

Bolus, radyoterapi terapi tedavilerinde ışınlanacak bölgeye yerleştirilen, elektron yoğunluğu ve fiziksel yoğunluğu su eşdeğeri olan malzemelerdir. Vücut

yüzeyinde cerrahi işlem sonrası oluşan şekil bozukluklarının olduğu bölgelere konulduğunda yüzeyin anatomik yapısının şeklini alarak yüzeysel düzensizlikleri azaltarak RT' de doz homojenitesini arttıran su eşdeğeri yardımcı malzemedir. Bolus 30X30 cm² ebadında ve 0,5 ve 1 cm kalınlığında iki farklı yapıda üretilmektedir. Hammaddesi parafin, balmumu, vinil, akton olan ticari boluslar kullanımdadır. Vinil ham maddeli bolus (superflab) 1,02 g/cm³ özkütleyle sahiptir. (ZEİDAN O.A et. al. (2010, 12(1);3311)



III. ARAÇ GEREÇ VE YÖNTEMLER:

A. Araç ve Gereç

1. Vitalbeam Lineer Hızlandırıcı

Bu tez çalışmasında Varian Vitalbeam lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Cihaz 6,10,15MV, 6MV FFF foton enerjileri ve 6,9,12,15 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Doz hız aralığı, düzleştirici filtreli enerjiler (FF) için 100-600MU/dk, düzleştirici filtresiz FFF enerjileri için 1000-1400MU/dk' dır. Alan boyutları maksimum 40x40 cm², minimum alan değeri 1x1cm²'dir. Cihazın kolimatöründe bulunan çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) millenium modelidir. ÇYK liflerinin merkezinde genişliği 0.5cm olan 40 adet lif ve 1 cm olan 20 adet lif olmak üzere toplamda bir tarafta 60 adet. Genel toplamda ise 120 adet ÇYK' ye sahiptir.

Vitalbeam üzerinde bulunan MV port, kV kaynak ve dedektörüne sahiptir. MV portu ile 2D, kV- kV çekim özelliğiyle 2D-2D görüntüler elde edilebilir. Bu sayede tedavi sırasında görüntüleme yapılarak hasta pozisyonu ayrıntılı ve doğru bir şekilde doğrulanır. Bunun yanında kV kaynak dedektörü kullanılarak hacimsel olarak 3D "Cone Beam Computed Tomografi" (CBCT) görüntü elde edilebilmektedir. Üzerindeki yazılım sayesinde çekilecek hastanın anatomik bölgesine ve hastanın fiziksel yapısına göre protokol üzerinde seçimler yapılabilmektedir. (KİM MS Et. al.2018;66-72; (*varian.com/product/radioteraphy/treatment-delivery/vitalbeam)

Vitalbeam cihazıyla konformal, yoğunluk ayarlı (IMRT), hacimsel yoğunluklu ark tedavi (VMAT) teknikleri ile radyoterapi tedavisi uygulanmaktadır. Cihazın ürettiği farklı enerjilerdeki elektronlar kullanılarak radyoterapide elektron tedavisi yapılabilir. ((KİM MS et. al.2018;66-72)



Şekil 21 Varian marka Vitalbeam lineer hızlandırıcı akselator.

2. Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı:

Çalışmaya özel olarak oluşturulan Oral kavite fantomunun BT görüntülerini Eskişehir Acıbadem Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunan Siemens Sotamo go.all tomografi cihazı kullanılarak yapıldı. BT cihazına ait özellikler aşağıda Çizelgede belirtilmiştir. (*Siemens-healthineers.com/tr/computed-tomography/singlesource-ct-scanner/somatom-go-all,2024)

Çizelge 4 Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı Teknik Özellikleri

Kesit sayısı	32 (64 IVR ile) Rekonstrüksiyon ile 192
Dedektör kapsama alanı	32 x 0.7 mm
Maks. mA	625 mA (825 mA ⁵)
Tüp	7.0 MHU
Rotasyon süresi	0.33 s ¹
Güç	75 kW
kV	70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 kV
Hasta masası taşıma kapasitesi	227 kg
Gantri açıklığı	70 cm



Şekil 22 Siemens SOTAMO GO.ALL BT Cihazı

3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Eclipse Tedavi Planlama Sistemi Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından sunulan ve kliniğimizde kullanılan eclipse 13.6 tedavi planlama sistemi Windows tabanlı olup BT aygıtından aktarılan görüntüleri ve radyoterapi aygıtlarının mekanik- dozimetrik verilerini içerir. Lineer hızlandırıcının verileri planlama sistemine yüklenmiş olup, yapılan planlar tedavi aygıtına aktarılabilir ve bire bir uygulanabilmektedir. Eclipse tedavi planlama sistemi, foton ışınları için; PBC (Pencil Beam Convolution), AAA (Analytic Anisotropic Algorithm) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplamaktadır. Elektron tedavilerinde ise Monte Carlo algoritması kullanılmaktadır. (*varian.com/product/radioterapy/treatment-planning/eclipse, 2024)

4. PTW 30013 İyon Odası

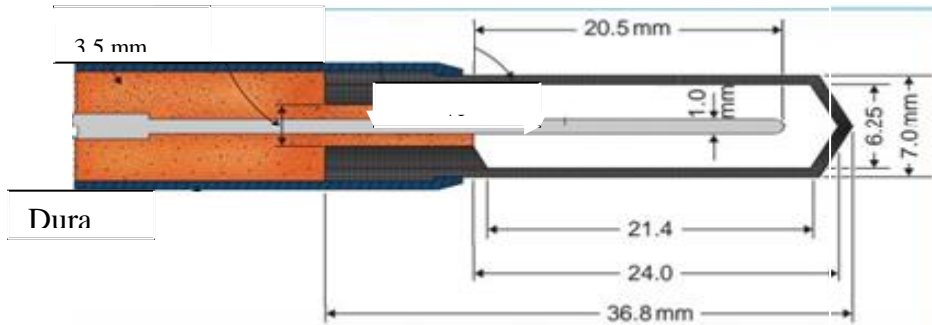
0,6cc farmer iyon odası radyoterapide yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinin mutlak doz ölçümlerinde standart olarak kullanılan iyon odaları arasındadır. Radyasyon ile hava etkileşim sonrasında maddesi hava olan bu dedektörde, 1 mm çapında bir çift pencere bulunur. Bu pencereler, ortamdaki ve iyon odasındaki hava molekülü miktarını dengede tutar. İdeal gaz denklemine göre; hava molekülü sayısı ortamın sıcaklık ve basınca bağlı olduğundan, iyon odaları ile ölçüm yapılırken sıcaklık ve basınç düzeltmeleri hesaba katılmalıdır.

İyon odaları belirli aralıklarla kalibrasyon yapılmaları gerekir. İyon odalarının kalibrasyonu değeri yapılacak ölçümlerde doğrudan etkilidir. (*ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionizasyon-chamber-30013-waterproof,2024)



Şekil 23 PTW 30013 İyon Odası

İyon odası, 23 mm iç uzunluk ve 3,05 mm iç yarıçapa sahiptir. İyon odasının nominal voltajı 400 V olup, maksimal voltajı ± 500 V' tur. Hassas hacmin duvarı 0,335 mm PMMA ($1,19 \text{ g/cm}^3$) ve 0,9 mm grafitir ($1,85 \text{ g/cm}^3$). Toplam duvar alan yoğunluğu $56,5 \text{ mg/cm}^2$ 'dir. Merkezi elektrot alüminyumdur. Doğru doz ölçümü için, ideal sıcaklık aralığı $10-40 \text{ }^\circ\text{C}$ arasındadır. Ölçüm yapılan odada nem oranı değeri %10-80 arasında olmalıdır. Ölçümün yapıldığı oda da ise ideal basınç değeri de 700-1060 mm-Hg arasında olmalıdır. (*ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chamber-30013-waterproof, 2025)



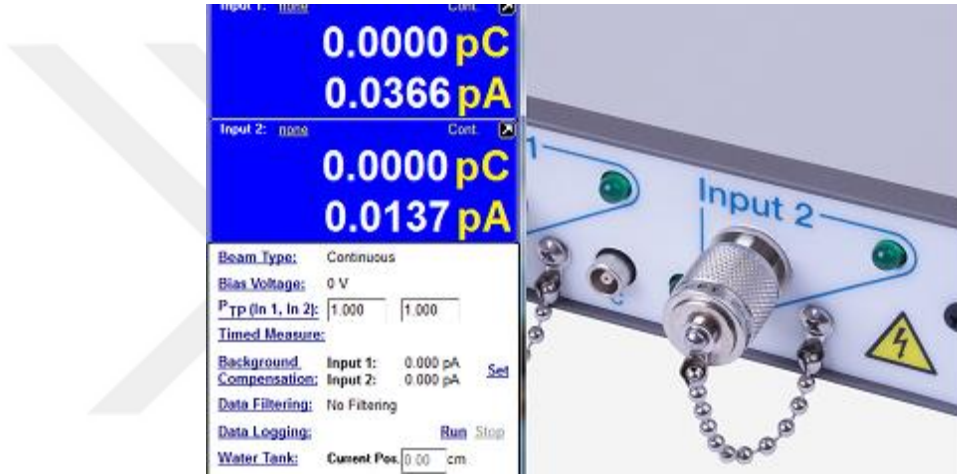
Şekil 24 İyon Odasının İç Yapı Şekli

The Desing of a Thimberle Chamber For the Farmer Dosimeter, Phys med Biol (1972;17:16)

5. Sun Nuclear PC Elektrometre

Pc Elektrometre, mikro işlemci kontrollü referans sınıf bir elektrometredir. - 400, +400 V aralığında, 1 V' luk değişimlerle voltajı ayarlanabilmektedir. Akım

aralığı 0-105 Pc/pulse, 500 ms ekran güncellemesi frekansına sahiptir. Windows 10 pro 16 bit işlem sistemli. Sun dose ve SNC dose yazılımlara uygundur. IEC 60731 sınıfına uygun. Radyoterapide, doz ve doz hızı ölçümlerinde kullanılan yüksek duyarlılığa sahip sistemlerdir. Kullanım amaçlarına göre iyon odalarına ve katı hal dedektörlerine (yarı iletken ya da elmas dedektörler) bağlanabilir. Ölçülen doz ve doz hızı değerleri, kullanılan yere bağlı olarak radyolojik ya da elektrik birimleriyle okunabilir. Ölçümde kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkânı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm yapılabilir. Sıcaklık düzeltme faktörü manuel olarak girilebilir. (*sunnuclear.com/product/pc-electrometer, 2024)



Şekil 25 Sun Nuclear Elektrometre

6. RW 3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

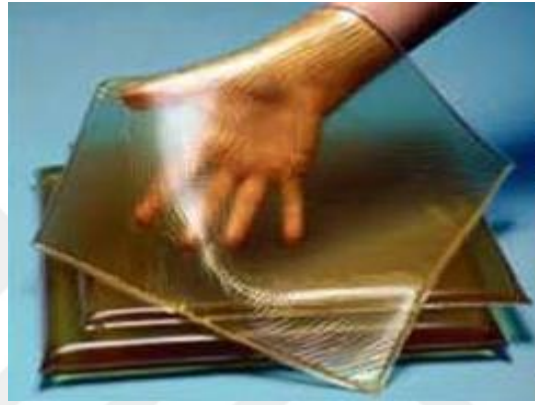
RW3 katı fantomu (PTW, Freiburg, Germany) su eşdeğeri malzeme ile üretilmiştir. Radyoloji, radyasyon güvenliği, nükleer tıp ve radyoterapi alanlarında foton ve elektron doz ölçümlerinde kullanılan su eşdeğeri dozimetri bir ekipmandır.

RW 3 katı fantomları 4-25MeV enerjisi aralığında ölçüm yapmak için kullanılır. RW3 fantomun yapısı %2 oranında TiO₂ içerir ve beyaz polistirenden üretilmiştir. RW3 katı fantomun Elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ve fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$ 'tür. 30 x 30 cm² alana sahip olan bu levhalar 1mm, 2mm, 5mm ve 10 mm kalınlıklarında üretilmiştir. (*ptwdosimetry.com/en/products/rw3-slab-phantom,2025)



Şekil 26 RW3 Katı Fantom

7. Civco Marka Bolus



Şekil 27 Civco Marka 0,5 cm ve 1 cm Kalınlıklı 30X30 cm² Boyutlarında Bolus

Bolus, radyoterapi sırasında ışınlanacak bölgeye yerleştirilerek, yüzeyi düzensiz olan bölgelerde elektron yoğunluğu ve fiziksel yoğunluğu su eşdeğeri olması için kullanılan tedaviye yardımcı malzemelerdir. Elastik bir yapısı vardır.

8. Diş İmplantları:

a. GR4 Diş implantı



Şekil 28 GR4 Diş İmplant Görüntüsü

b. GR5 Diş İmplantı



Şekil 29 GR5 Diş İmplant Görüntüsü

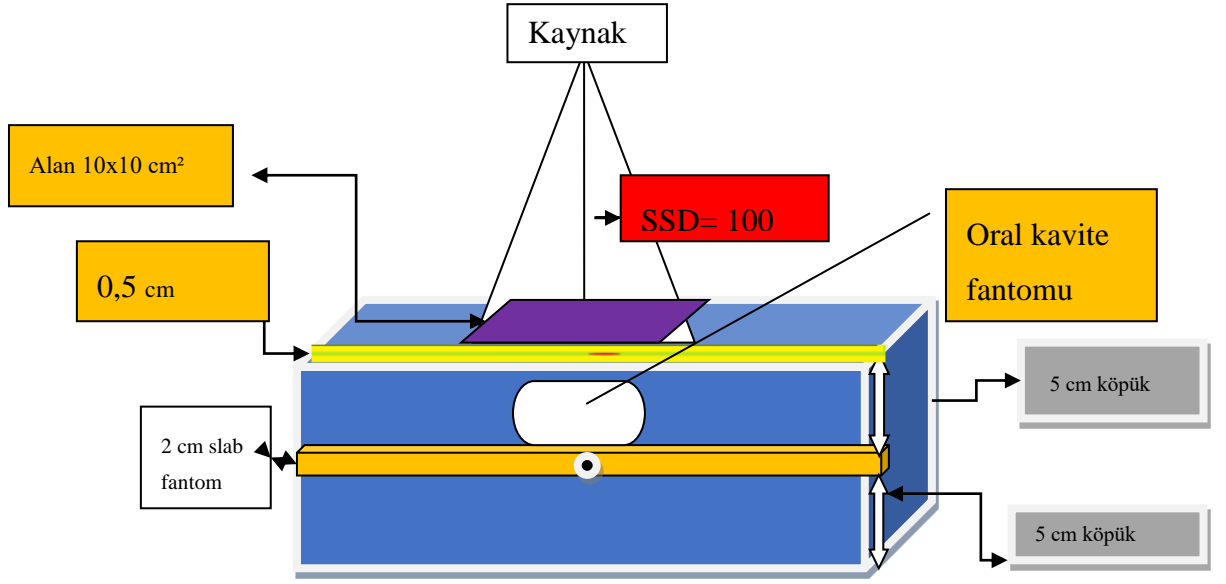
9. SPSS İstatiksel Veri Analiz Programı

SPSS (STATİSTİCAL PACKAGE FOR THE SOCIAL Sciences) sağlık bilimleri ve fen bilimleri alanlarında yapılan bilimsel çalışmalarda daha çok verilerin analizini yapmak için kullanılan bir programdır. Verilerin ortalama değeri, standart sapması, medyan değeri olmak üzere birçok alanda bilgileri bulmak için kullanılır. İstatistiksel- matematiksel fonksiyonları ve prosedürleri işleyebilmektedir. Verilerin dönüştürülmesi, verilerin incelenmesi, betimleyici istatistik, güvenilirlik testleri olan T testi, korelasyon anova testi, manova testini uygulana bilmektedir. Genel lineer model (sürüm 7.0 ve sonrası), regresyon, doğrusal olmayan regresyon, probit analizi, tahmin/ zaman dizisi, hayatta kalma analizi, parametrik olmayan analiz, grafik ve grafik arayüz, diskriminant analizi, faktör analizi, küme analizi, çok boyutlu ölçeklendirme işlemleri yapılabilir.

B. Yöntemler:

Bilimsel çalışmamız için hazırladığımız olduğumuz ölçüm şeması:

Çizelge 5 Ölçüm Düzenegi Taslağı

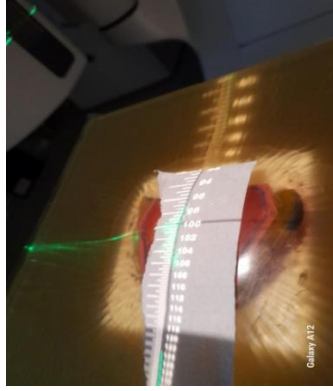


Çalışmamız olan oral kavite kanserlerinde farklı grade diş implantlarının yapılarının radyolojik görüntüleme ve tedavi planlarında oluşturduğu artefaktların dozmetrik olarak incelenmesi çalışmamız için oral kavite fantomu aşağıda gösterildiği gibi oluşturuldu.



Şekil 30 Oral Kavite Katı Fantom Düzenegi

Oral kavite fantomumuzda dil, cilt ve dudaklar için 0,5cm kalınlıklı bolus kullanıldı. Oral kavite fantomumuzun içerisinde oluşabilecek boşluklar yapılacak ölçüm değerlerimizi değiştireceğinden dolayı için ultrason jeli ile boşluklar dolduruldu. Fantom üzerinde oluşabilecek yüzeysel farklılıkları için 0,5 cm kalınlığında 30x30 cm² boyutunda civco marka bolus kapatıldı. Bu işlem fantom üst yüzeyinde düz bir alan elde edilmesini sağladı.



Şekil 31 Oral Kavite Fantomunun Ölçüm Yapılırken Görüntüsü

BT cihazında tomografik görüntüler radyoterapi hastaları için hazırlanan protokollere göre head, thorax ve pelvis anatomik yapıları için oluşturulan çekim protokolleri ile BT çekimleri yapıldı. İmplantsız, GR5 ve GR4 sınıfı diş implant kökleriyle oral kavite içerisinde aynı dizilimde tek ve çiftli olacak şekilde yerleştirilerek Siemens Somatom go.all BT cihazıyla tomografi çekimleri yapıldı. (Çekimlerde kullanılan GR5 ve GR4 implantları aynı fantomda aynı dizilimde ve birbirlerinden bağımsız olarak çekimleri yapılmıştır)



Şekil 32 Oral Kavite Katı Fantomu BT Çekimi Görüntüsü

a. Konturlama ve Işınlama Planlama Aşaması:

BT görüntüleri Aria Onkoloji Tedavi Planlama Sistemi (TPS) eclipse 13.6 versiyonuna indirildi. Tps üzerinden BT görüntüleri üzerinde konturlama işlemi yapıldı. Oral kavite fantomu içerisine oluşan boşluklar için hounsfield değeri tanımlandı.

b. Konformal ARK Işınlama Planlarının Hazırlanması Aşaması:

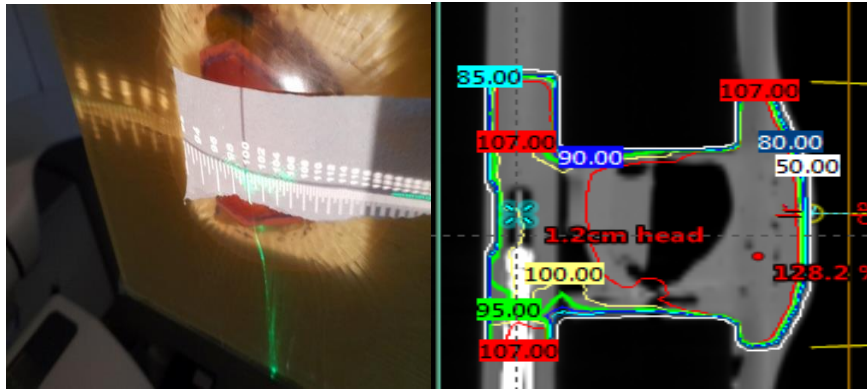
BT çekimleri radyasyon onkolojisi tedavi planlaması için hazırlanan head, thorax ve Pelvis çekim protokolleri uygulanmıştır. TPS' de radyoterapi

tedavi planlama ARK tekniği kullanılarak konformal ark ışınlama planlaması yapılabılan ışınlama planında foton enerjisi 6MV kullanıldı. Oral kavite fantomu üzerinde oluşacak iyonlaşmaları belirlemek amacıyla oral kavite fantomu üzerinde referans noktasından 2,5 cm uzaklığında 06 cc'lik statik bir hacim belirlendi. Referans hacim için 100,200,300 cGy doz değerlerine göre head, thorax ve pelvis protokolleri için ayrı planlar oluşturuldu.

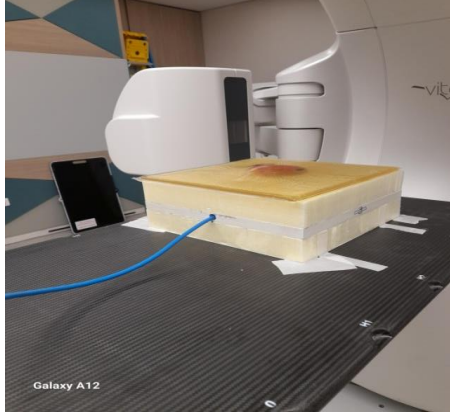
c. Konformal Alan Işınlama Planlarının Hazırlanması Aşaması:

Hazırlanan ışınlama planları için head, thorax ve pelvis bt görüntüleri kullanıldı. TPS üzerinde yapılan planlamalarda radyoterapi tedavisinde kullanılan konformal ışınlama tekniği kullanıldı. Her farklı anatomik çekim için ve farklı enerjilerde ayrı ayrı konformal ışınlama planları hazırlandı. Planlar hazırlanırken TRS 398 IAEA protokolüne uyuldu.

Hazırlanan ölçüm protokolünde İyon odasının efektif ölçüm noktasına ref noktası tanımlandı. Işınlanacak alan 10x10 cm² büyüklüğünde ve SSD uzaklığı 100 cm olacak şekilde ayarlandı. Hazırlanan bütün planlarda 6MV ve 10MV' lik foton enerjileri ayrı ayrı kullanıldı. Bütün konformal ışınlama planlarına verilmek istenen doz değeri ayrı ayrı 100, 200, 300, 400,500 cGy doz olacak şekilde oluşturuldu. Yapılan bütün planların ref. noktasında belirlenen dozun %100 'ünü alacak şekle normalize edildi.



Şekil 33 Tps' de Yapılan Konformal Işınlama Planı İzodoz Görüntüsü



Şekil 34 Viteal Beam Cihazında Oral Kavite Fantomunun Işınlama Görüntüsü



IV. BULGULAR:

A. Protokollere Göre Bt Çekim Parametre Değerleri

BT çekimleri head, thorax ve pelvis protokollerine göre yapılmıştır. Aşağıda verilen Çizelgelerde BT çekim parametreleri belirtilmiştir.

Çizelge 6 İmplant Kullanılmadan head, thorax, pelvis Protokolüne göre BT Çekim parametre Değerleri

	Head	Thorax	Pelvis
CTDIvol	52,9 S mGy	0.54 L mGy	1.53 L mGy
DLP	1814 mGy*cm	21.4 mGy*cm	52.8 mGy*cm
Eff.mAs	265	6	16
kV	120	120	120

Çizelge 7 GR5 İki İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri

	Head	Thorax	Pelvis
CTDIvol	52,9 S mGy	0,58 L mGy	1,53 L mGy
DLP	2173 mGy*cm	24,5 mGy*cm	52,9 mGy*cm
Eff.mAs	265	6	16
kV	120	120	120

Çizelge 8 . GR5 TEK İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokolüne göre BT Çekim parametre Değerleri

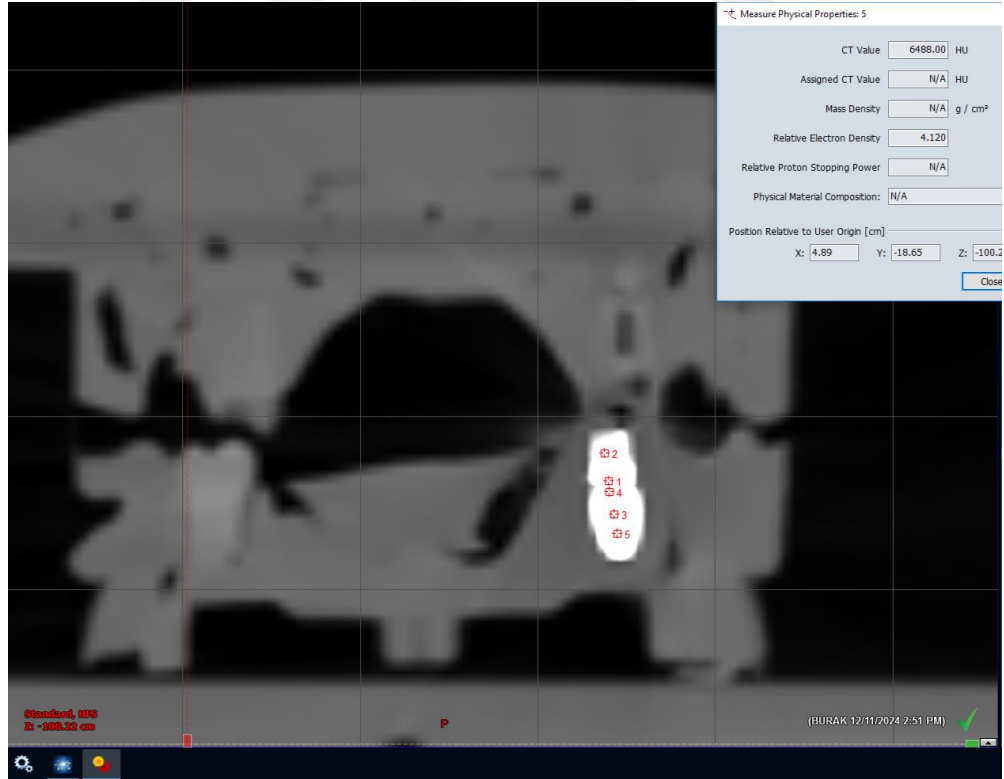
	Head	Thorax	Pelvis
CTDIvol	52,9 S mGy	0,54 L mGy	1,53 L mGy
DLP	2393 mGy*cm	25,1 mGy*cm	67,1 mGy*cm
Eff.mAs	265	6	16
kV	120	120	120

Çizelge 9 GR4 İki İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri

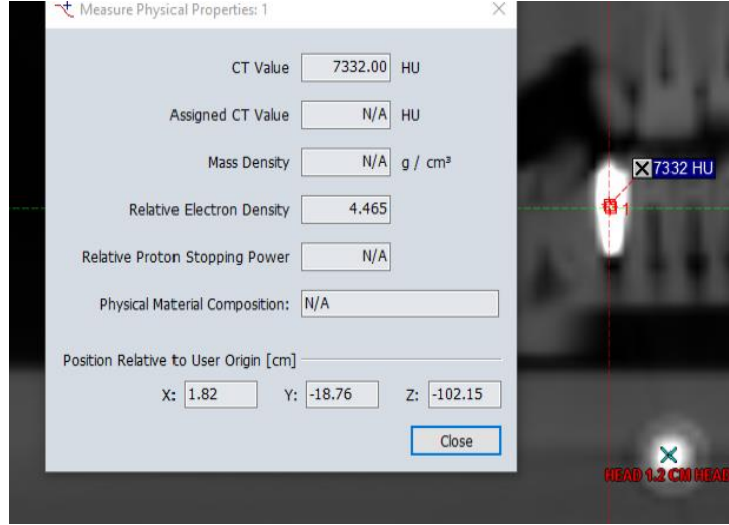
	Head	Thorax	Pelvis
CTDIvol	52,9 S mGy	0,26 L mGy	1,53 L mGy
DLP	1726 mGy*cm	96,4 mGy*cm	60,2 mGy*cm
Eff.mAs	265	15	16
kV	120	70	120

Çizelge 10 GR4 Tek İmplantlı Head, Thorax, Pelvis Protokollüne göre BT Çekim parametre Değerleri

	Head	Thorax	Pelvis
CTDIvol	52,9 S mGy	0,54 L mGy	1,53 L mGy
DLP	2152 mGy*cm	24,2 mGy*cm	67,6 mGy*cm
Eff.mAs	265	6	16
kV	120	120	120



Şekil 35 Gr4 özellikli implantın tps de hesaplanan Elektron Yoğunluğu ve HU değeri Görseli



Şekil 36 Gr5 özellikli İmplantının Tps De Hesaplanan Elektron Yoğunluğu ve HU Değeri Görseli

Onkoloji Tedavi Planlama Sistemi ile yapmış olduğumuz konformal ark ışınlama planlaması ve hesaplanan değerleri aşağıda verilmiştir.

IAEA TRS 398 protokolüne göre vitalbeam cihazının output ölçümleri yapılarak 100 MU değeri kalibre edilmiştir. Kalibrasyon hata değeri %1'in altındadır. $1cGy = 1MU$

Ölçüm yapılırken odanın sıcaklığı(T), basınç(P), iyon odasının kalibrasyon değeri ölçüm sonuçları üzerinde etkilidir. Bu yüzden ölçümlerimizde CTP değerimiz 1,07 olarak hesaplandı.

$$CTP = 1013 \times (273 + T) / (293 \times P) \text{ hesaplanır. (Denklem 9)}$$

1. Konformal Ark İçin Elektrometrede Okunan Değerleri:

Çizelge 11 İmplantsız 6MV Enerjili Konformal ARK ışınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri:

	100 cGy	200 cGy	300 cGy
Head	17,91 nC	35,72 nC	53,51 nC
Thorax	18,32 nC	35,32 nC	52,93 nC
Pelvis	18,16 nC	36,42 nC	54,61 nC

Çizelge 12 GR5 İki İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy
Head	18,08 nC	36 nC	53,94 nC
Thorax	18,38 nC	36,52 nC	54,77 nC
Pelvis	18,3 nC	36,47 nC	54,69 nC

Çizelge 13 GR5 Tek İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy
Head	17,84 nC	35,78 nC	53,64 nC
Thorax	18,14 nC	36,23 nC	54,29 nC
Pelvis	18,11 nC	36,18 nC	54,24 nC

Çizelge 14 GR4 İki İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy
Head	17,9 nC	35,58 nC	53,31 nC
Thorax	18,01 nC	35,93 nC	53,86 nC
Pelvis	18,04 nC	36,00 nC	53,91 nC

Çizelge 15 GR4 Tek İmplantlı 6MV Enerjili Konformal ARK Işınlamasında elektrometrede okunan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy
Head	18,62 nC	37,08 nC	55,61 nC
Thorax	18,59 nC	37,06 nC	55,55 nC
Pelvis	18,48 nC	36,91 nC	55,29 nC

2. Konformal Işınlama için TPS' de hazırlanan 100, 200, 300, 400, 500 cGy'lik dozlar için hesaplanan ışınlanması gereken Monitör Unit (MU) Değerleri:

Çizelge 16 Implantsız 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	128,7 MU	257,3 MU	386 MU	514,6 MU	643,3 MU
Thorax	127 MU	254,1 MU	381,1 MU	508,1 MU	635,2 MU
Pelvis	128 MU	256,1 MU	384,1 MU	512,1 MU	640,2 MU

Çizelge 17 Implantsız 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	119,3 MU	238,6 MU	357,9 MU	477,2 MU	596,5 MU
Thorax	118,3 MU	236,6 MU	354,9 MU	473,2 MU	591,5 MU
Pelvis	118,7 MU	237,3 MU	356 MU	474,7 MU	593,3 MU

Çizelge 18 GR5 İki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	127,9 MU	255,8 MU	383,8 MU	511,7 MU	639,6 MU
Thorax	126,7 MU	253,3 MU	380 MU	506,7 MU	633,3 MU
Pelvis	125 MU	249,9 MU	374,9 MU	499,8 MU	624,8 MU

Çizelge 19 GR5 İki implant için 10 MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	118,7 MU	237,4 MU	356,2 MU	474,9 MU	593,6 MU
Thorax	117,8 MU	235,6 MU	353,6 MU	471,2 MU	589 MU
Pelvis	116,8 MU	233,5 MU	350,3 MU	467 MU	583,8 MU

Çizelge 20 GR5 Tek implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	127,9 MU	255,8 MU	383,7 MU	511,6 MU	639,5 MU
Thorax	127,6 MU	255,3 MU	382,9 MU	510,5 MU	638,1 MU
Pelvis	128,1 MU	256,2 MU	384,3 MU	512,4 MU	640,5 MU

Çizelge 21 GR5 Tek implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	118,8 MU	237,5 MU	356,3 MU	475 MU	593,8 MU
Thorax	118,5 MU	237,1 MU	355,6 MU	474,2 MU	592,7 MU
Pelvis	118,7 MU	237,3 MU	356 MU	474,6 MU	593,3 MU

Çizelge 22 GR4 iki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	127 MU	254 MU	381 MU	508 MU	635 MU
Thorax	127,6 MU	255,2 MU	382,9 MU	510,5 MU	638,1 MU
Pelvis	127,3 MU	254,6 MU	381,9 MU	509,2 MU	636,5 MU

Çizelge 23 GR4 iki implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	118,1 MU	236,3 MU	354,4 MU	472,5 MU	590,7 MU
Thorax	118,3 MU	236,6 MU	354,8 MU	473,1 MU	591,4 MU
Pelvis	118,2 MU	236,4 MU	354,6 MU	472,8 MU	591 MU

Çizelge 24 GR4 Tek implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	128,3 MU	256,5 MU	384,8 MU	513 MU	641,3 MU
Thorax	127,3 MU	254,6 MU	381,9 MU	509,2 MU	636,5 MU
Pelvis	127,7 MU	255,4 MU	383,1 MU	510,9 MU	638,6 MU

Çizelge 25 GR4 iki implant için 10MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	118,9 MU	237,7 MU	356,6 MU	475,4 MU	594,3 MU
Thorax	118,3 MU	236,6 MU	354,9 MU	473,2 MU	591,5 MU
Pelvis	118,5 MU	237,1 MU	355,6 MU	474,2 MU	592,7 MU

Çizelge 26 GR4 iki implant için 6MV Enerjili Foton için hesaplanan MU Değerleri

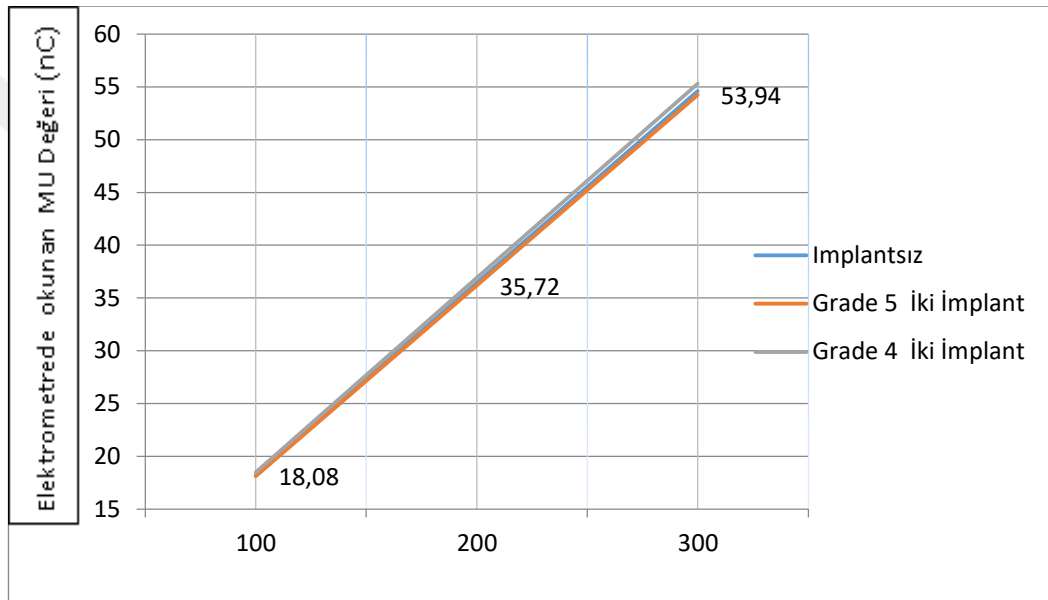
	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	127 MU	254 MU	381 MU	508 MU	635 MU
Thorax	127,6 MU	255,2 MU	382,9 MU	510,5 MU	638,1 MU
Pelvis	127,3 MU	254,6 MU	381,9 MU	509,2 MU	636,5 MU

6 MV Enerjili Fotonlar için ARK konformal ışınlama yapılarak elektrometrede okunan değerleri:

a. Konformal Ark Işınlama İşleminde Elektrometrede Okunan nC Verileri:

Çizelge 27 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri

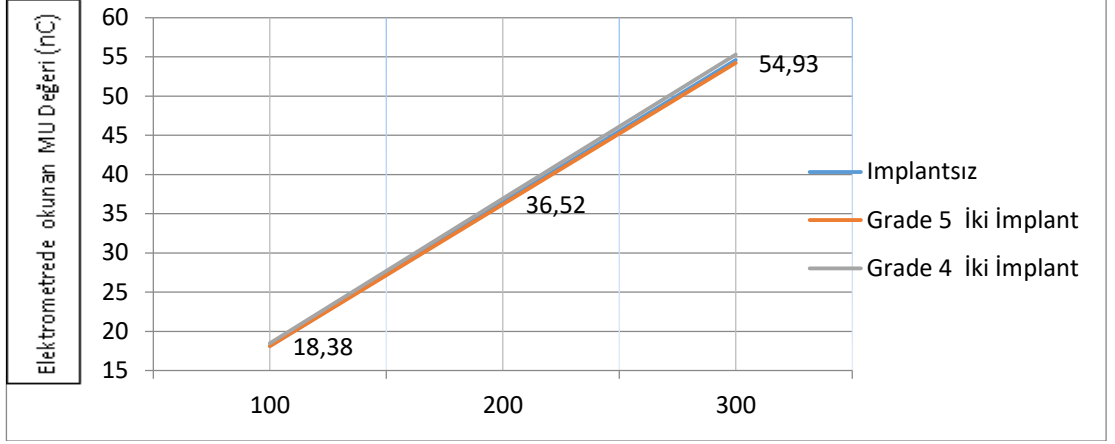
6MV HEAD ARC	100cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	200cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	300cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)
İmplantsız	17,91	35,72	53,51
Grd 5	18,08	36	53,94
Grd 4	17,9	35,58	53,31



Şekil 37 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği

Çizelge 28 6MV Enerjili konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri

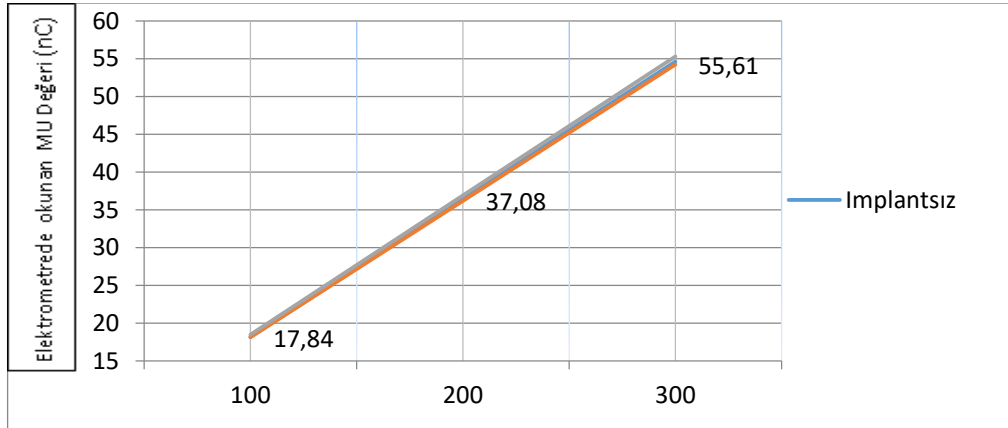
THORAX	100cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	200cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	300cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)
İmplantsız	18,32	35,32	52,93
Grd 5	18,38	36,52	54,77
Grd 4	54,77	36,23	54,29



Şekil 38 6MV enerjili konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 iki implant için elektrometrede okuma değerleri

Çizelge 29 6 MV enerjili konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri

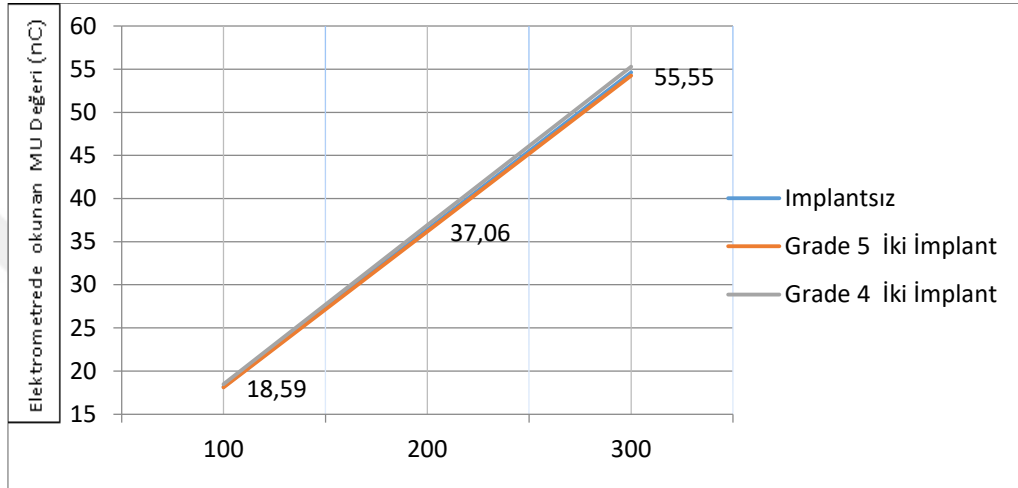
HEAD	100cGy için elektrometrede okunan değeri (nCi)	200cGy için elektrometrede okunan değeri (nCi)	300cGy için elektrometrede okunan değeri (nCi)
İmplantsız	17,91	35,72	53,51
Grd 5	17,84	35,78	53,64
Grd 4	18,62	37,08	55,61



Şekil 39 6 MV Enerjili konformal ark ışınlama head anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği

Çizelge 30 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri

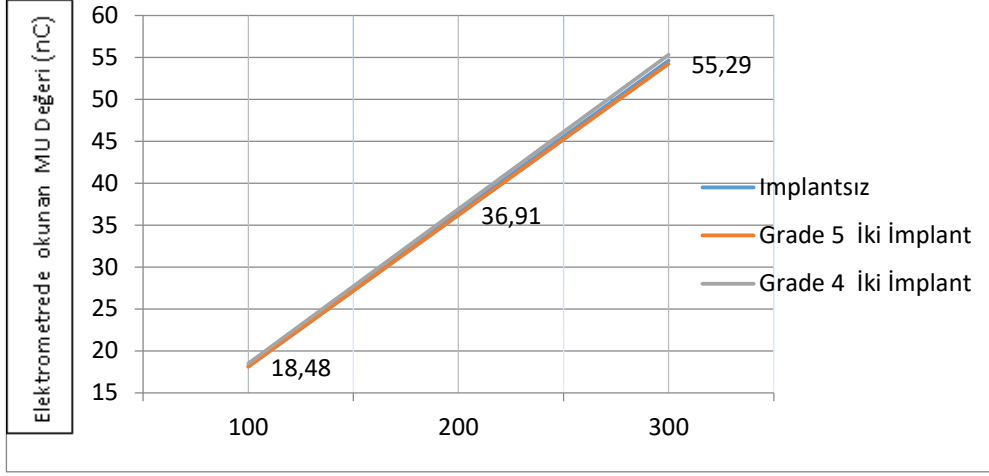
THORAX	100cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	200cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	300cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)
İmplantsız	18,32	35,32	52,93
Grd 5	18,14	36,23	54,29
Grd 4	18,59	37,06	55,55



Şekil 40 6MV Enerjili Konformal ark ışınlama thorax anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği

Çizelge 31 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama pelvis anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri

PELVİS	100cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	200cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)	300cGy için elektrometrede okunan değeri (nC)
İmplantsız	18,16	36,42	54,61
Grd 5	18,11	36,18	54,24
Grd 4	18,48	36,91	55,29



Şekil 41 6 MV Enerjili Konformal ark ışınlama pelvis anatomik yapıda implantsız, GR5- GR4 tek implant için elektrometrede okuma değerleri grafiği

3. Konformal Işınlama Planları İçin Yapılan Ölçümler ve Elde Edilen Veriler

Konformal ışınlama Planları için yapılan ölçümler ve elde edilen veriler aşağıdaki gibidir.

Çizelge 32 Konformal implantsız 6MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri:

	100cGy	200cGy	300cGy	400cGy	500cGy
Head	17,23 nC	34,46 nC	51,72 nC	69,01 nC	86,3 nC
Thorax	17,03 nC	34,1 nC	51,18 nC	68,25 nC	85,32 nC
Pelvis	17,2 nC	34,41 nC	51,64 nC	68,87 nC	86,1 nC

Çizelge 33 Konformal implantsız 10MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100cGy	200cGy	300cGy	400cGy	500cGy
Head	17,41 nC	34,83 nC	52,26 nC	69,68 nC	87,11 nC
Thorax	17,27 nC	34,53 nC	51,81 nC	69,09 nC	86,37 nC
Pelvis	17,36 nC	34,7 nC	52,06 nC	69,42 nC	86,76 nC

Çizelge 34 Konformal GR5 İki implantlı 6MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,06 nC	34,13 nC	51,23 nC	68,3 nC	85,39 nC
Thorax	16,87 nC	33,77 nC	50,65 nC	67,55 nC	84,41 nC
Pelvis	16,66 nC	33,3 nC	49,98 nC	66,66 nC	83,34 nC

Çizelge 35 Konformal GR5 İki implantlı 10MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,29 nC	34,58 nC	51,89 nC	69,17 nC	86,45 nC
Thorax	17,14 nC	34,29 nC	51,45 nC	68,56 nC	85,7 nC
Pelvis	17,01 nC	34,01 nC	51,02 nC	68,02 nC	85,01 nC

Çizelge 36 Konformal GR5 Tek implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100cGy	200cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,01 nC	34,02 nC	51,05 nC	68,07 nC	85,11 nC
Thorax	16,98 nC	33,98 nC	50,98 nC	67,99 nC	85 nC
Pelvis	17,03 nC	34,1 nC	51,15 nC	68,2 nC	85,26 nC

Çizelge 37 Konformal GR5 Teki implantlı 10MV Enerjili Fotonların Head,Thorax, Pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda Elektrometrede Okuma Değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,29 nC	34,57 nC	51,88 nC	69,17 nC	86,47 nC
Thorax	17,24 nC	34,49 nC	51,72 nC	68,97 nC	86,2 nC
Pelvis	17,28 nC	34,55 nC	51,83 nC	69,11 nC	86,41 nC

Çizelge 38 Konformal GR4 İki implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400cGy	500 cGy
Head	16,64 nC	33,93 nC	50,89 nC	68,2 nC	84,82 nC
Thorax	17,02 nC	34,05 nC	51,11 nC	68,17 nC	85,23 nC
Pelvis	17nC	34 ,00 nC	51,02 nC	68,03 nC	85,07 nC

Çizelge 39 onformal GR4İki implantlı 10MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,18 nC	34,37 nC	51,55 nC	68,72 nC	85,88 nC
Thorax	17,22 nC	34,45 nC	51,66 nC	68,87 nC	86,09 nC
Pelvis	17,21 nC	34,41 nC	51,6 nC	68,82 nC	86,03 nC

Çizelge 40 Konformal GR4 tek implantlı 6MV enerjili fotonların head,thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,24 nC	34,5 nC	51,29 nC	69,04 nC	86,32 nC
Thorax	17,12 nC	34,27 nC	51,43 nC	68,58 nC	85,75 nC
Pelvis	17,2 nC	34,42 nC	51,64 nC	68,9 nC	86,13 nC

Çizelge 41 Konformal GR4 Tek implantlı 10MV enerjili fotonların head, thorax, pelvis planlarının ışınlamaları sonucunda elektrometrede okuma değerleri

	100 cGy	200 cGy	300 cGy	400 cGy	500 cGy
Head	17,44 nC	34,85 nC	52,29 nC	69,72 nC	87,18 nC
Thorax	17,36 nC	34,71 nC	52,07 nC	69,42 nC	86,77 nC
Pelvis	17,39 nC	34,8 nC	52,19 nC	69,59 nC	86,97 nC

4. Konformal Işınlama Sonucunda Okunan Elektrometre Değerleri ile Hesaplanan Soğurulan Doz Değerleri

Konformal Işınlama Sonucunda Okunan Elektrometre Değerinin Hesaplanan Soğurulan Doz Değerlerine Dönüştürmek için

Ölçülen Soğrulan DOZ= $D_w \times N_{D,w} \times (SU/RW^3) \times CT_p$ (Denklem 10) işlemi yapılır.

$$CTP = \frac{(T_0+273)}{(P_0+293)} \times 1013 \text{ (Denklem 9)}$$

SU/RW3: Enerji ye bağlı olarak değişen katı su fantomu değerini oranlayan faktör

NDW = Silindirik İyon Odasının Kalibrasyon Katsayısı

CTP = Basınç ve Sıcaklık Düzeltme Faktörü

P0 = Normal Koşullardaki Basınç Değeri (273 ° C)

T0 = Normal Őartlardaki Sıcaklık Değerini (293 Pascal)

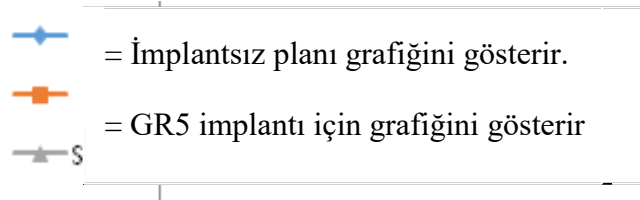
Denklem de kullanılan SU/RW3 değeri kullanılan enerjini büyüklüğüne göre değişir

6MV için SU/ RW3= 1,011

10MV İÇİN SU/RW3= 1,015 değerlerine göre hesaplamalar yapıldı.

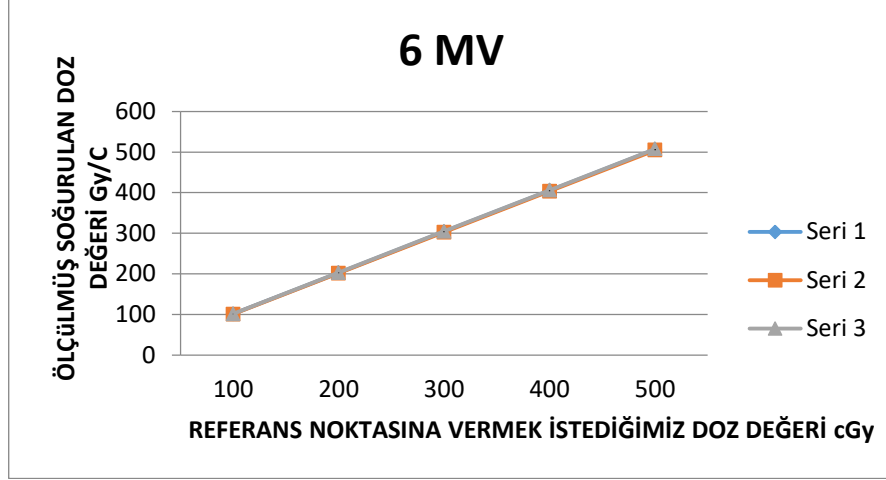
ND,w: $5,375 \times 10^7 \text{Gy/C}$, , Su/rw3: 1,011, CT,p: 1,07 tanımlı değerleridir. Yapılan hesaplamalarda belirtilen değerler kullanıldı.

TPS 'de yapılan konformal ışınlama planlarında 100, 200,300,400, 500 cGy olarak belirlenen doz değerinin ışınlama sonrası elde edilen ölçüm doz değerlerinin Çizelge ve grafikleri:



Çizelge 42 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

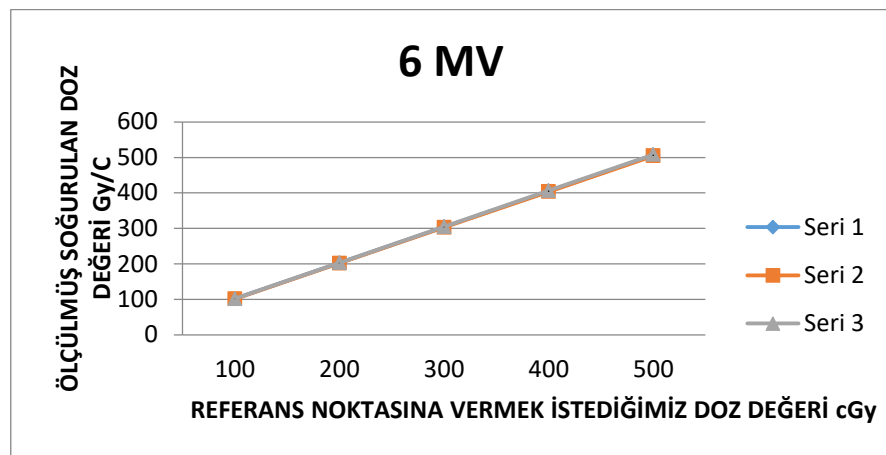
HEAD	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	100,1841	200,3681	300,7267	401,2596	501,7925
Grd 5	99,1956	198,4494	297,8775	397,1313	496,5013
Grd 4	96,75351	197,2865	295,9006	396,5499	493,1871



Şekil 42 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 43 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

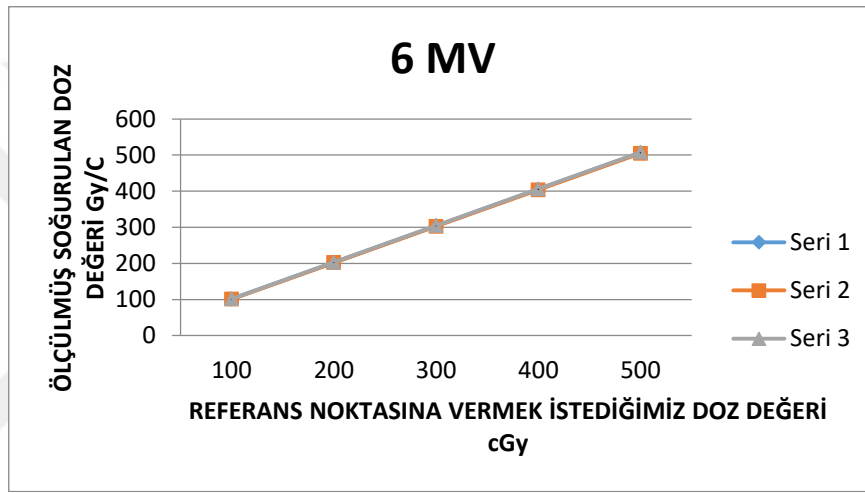
THORA X	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	99,02117	198,274	297,5868	396,840	496,0943
z		9	6	6	6
Grd 5	98,09085	196,356	294,5051	392,770	490,8031
		1	4	4	4
Grd 4	98,96303	197,984	297,1798	396,375	495,571
		2	4	4	4



Şekil 43 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 ikili implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 44 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

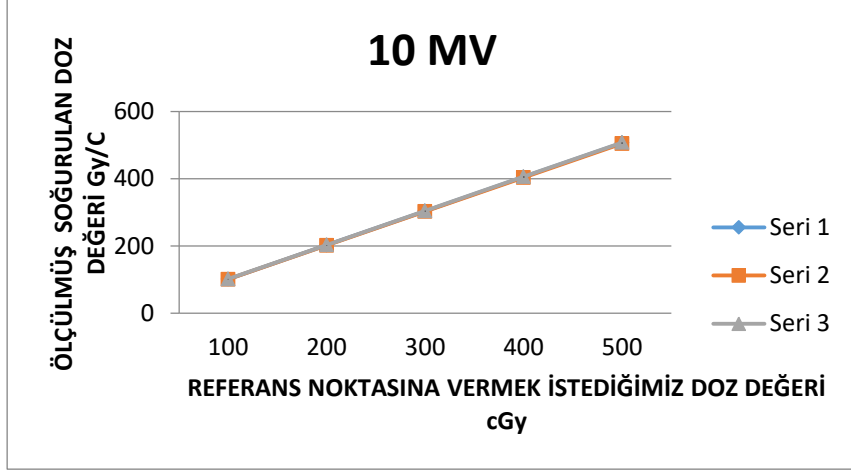
PELVİS	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen n doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3Gy/C	Ölçülen n doz 4Gy/C	Ölçülen doz 5Gy/C
İmplantsız	100,0096	200,0774	300,2615	400,4456	500,6296
Grd 5	96,8698	193,6233	290,6094	387,5955	484,5816
Grd 4	98,84674	197,6935	296,6565	395,5614	494,6407



Şekil 44 . Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 45 Konformal 10MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

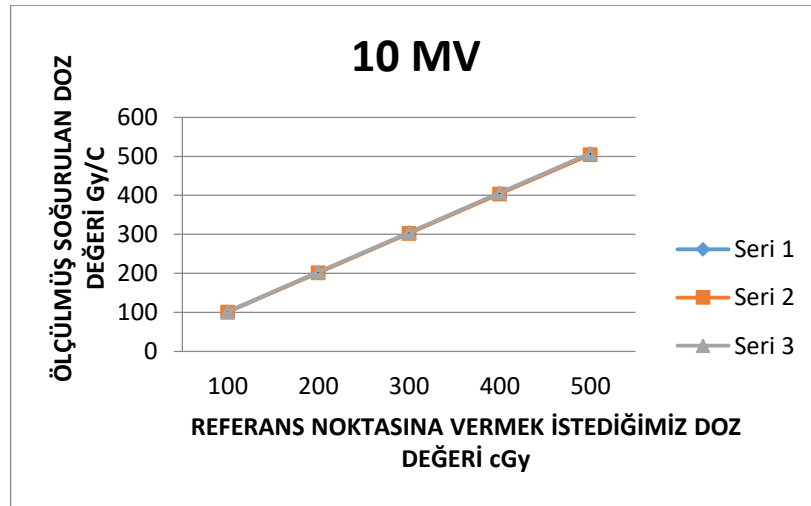
HEAD	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	101,6312	203,3208	305,0687	406,7583	508,5063
z					
Grd 5	100,9307	201,8614	302,9088	403,7812	504,6535
Grd 4	100,2886	200,6355	300,9241	401,1543	501,3261



Şekil 45 Konformal 10MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 46 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

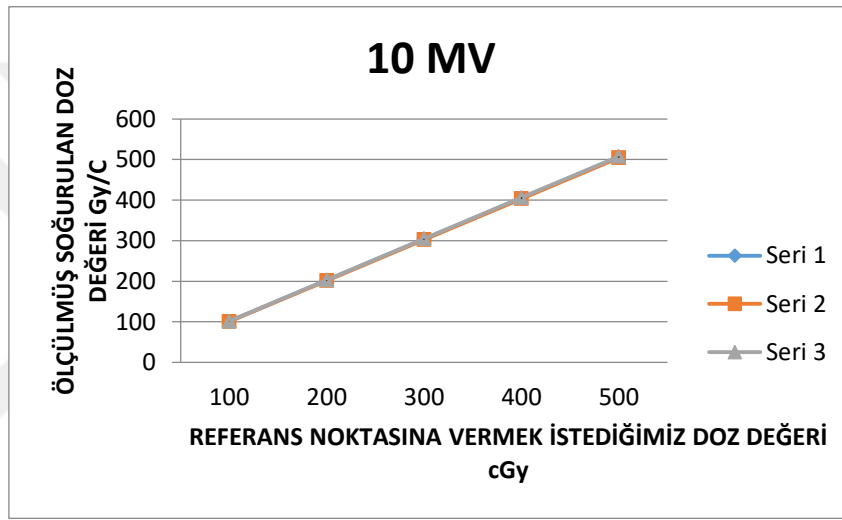
THORAX	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4Gy/C	Ölçülen doz 5Gy/C
İmplantsız	100,8139	201,5695	302,4418	403,3142	504,1865
Grd 5	100,0551	200,1685	300,3403	400,2203	500,2754
Grd 4	100,5221	201,1025	301,5662	402,0299	502,552



Şekil 46 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 47 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

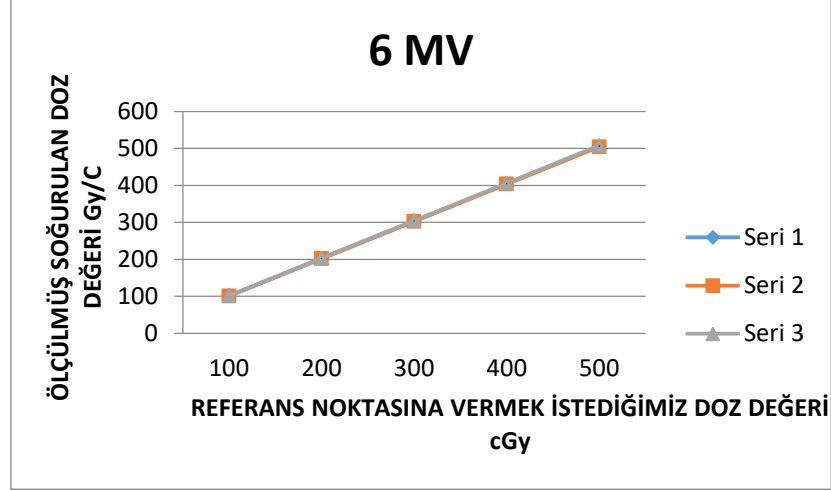
PELVİS	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz 2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	101,3393	202,5619	303,9012	405,2406	506,4631
Grd 5	99,29619	198,534	297,8302	397,068	496,2475
Grd 4	100,4637	200,869	301,216	401,7381	502,2018



Şekil 47 Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 iki implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 48 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

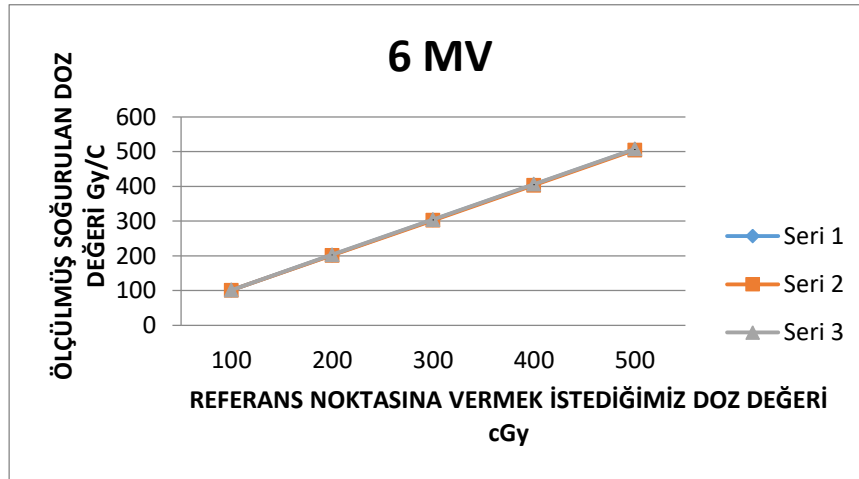
HEAD	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz 2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	100,18	200,3681	300,7267	401,2596	501,7925
Grd 5	98,90488	197,8098	296,8309	395,794	494,8733
Grd 4	100,2422	200,6007	298,2264	401,434	501,9088



Şekil 48 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 49 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

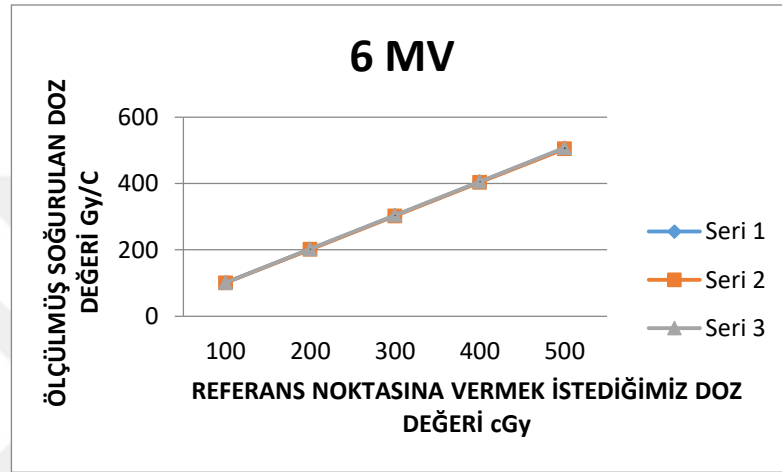
THORAX	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz 2Gy/C	Ölçülen doz 3Gy/C	Ölçülen doz 4Gy/C	Ölçülen doz 5Gy/C
İmplantsız	99,02117	198,2749	297,5868	396,8406	496,0943
Grd 5	98,73045	197,5772	296,4239	395,3288	494,2337
Grd 4	99,54448	199,2634	299,0405	398,7594	498,5946



Şekil 49 .Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 50 Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

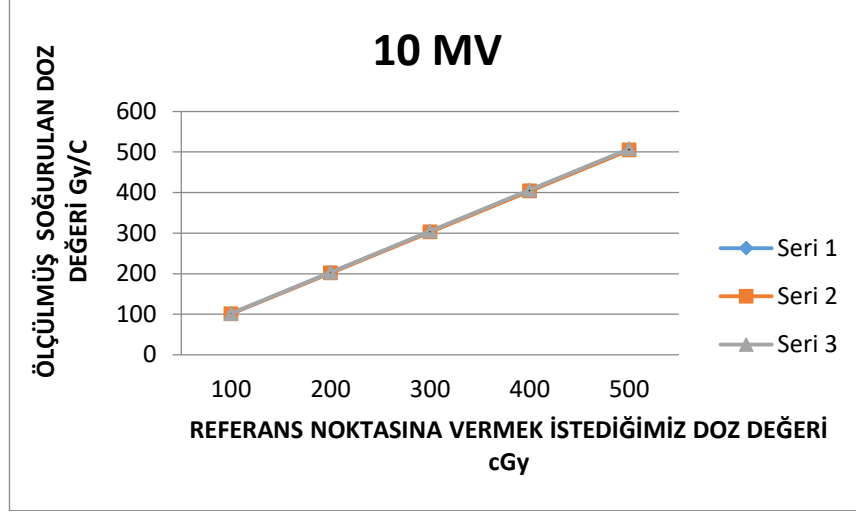
Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
100,0096	200,0774	300,2615	400,4456	500,6296
99,02117	198,2749	297,4124	396,5499	495,7455
100,0096	200,1356	300,2615	400,62	500,8041



Şekil 50 .Konformal 6 MV enerjili Işınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 51 . Konformal 10 MV enerjili Işınlama planlarının Head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 Tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

PELVİS	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2 Gy/C	Ölçülen doz 3 Gy/C	Ölçülen doz 4 Gy/C	Ölçülen doz 5 Gy/C
İmplantsız	100,0096	200,0774	300,2615	400,4456	500,6296
Grd 5	99,02117	198,2749	297,4124	396,5499	495,7455
Grd 4	100,0096	200,1356	300,2615	400,62	500,8041

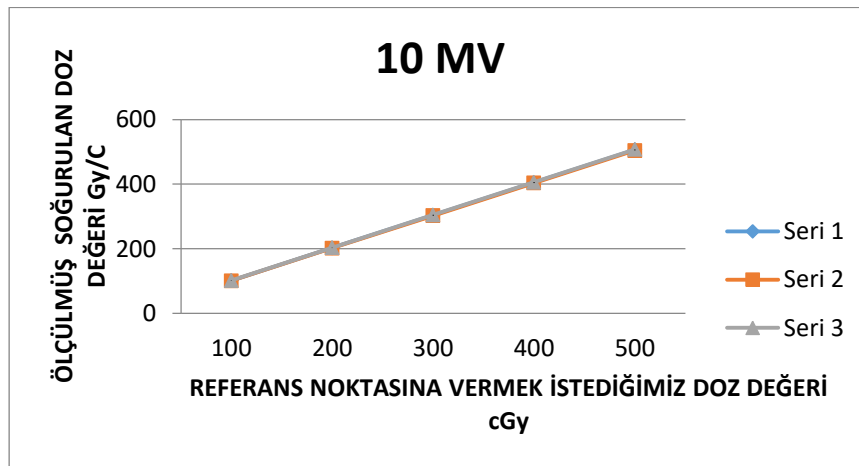


Şekil 51 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının Head anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 Tek implantlıların ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Thorax protokolüne göre 10MV enerjili implantsız, GR5 tek implantlı durum için:

Çizelge 52 . Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

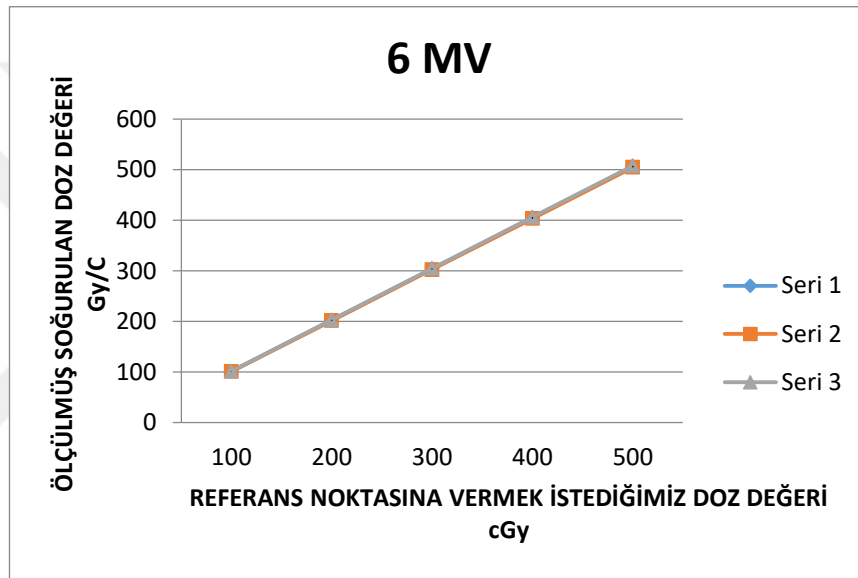
THORA X	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz 2Gy/C	Ölçülen doz 3Gy/C	Ölçülen doz 4Gy/C	Ölçülen doz 5Gy/C
İmplantsız	100,8139	201,5695	302,4418	403,3142	504,1865
Grd 5	100,6388	201,336	301,9165	402,6137	503,1941
Grd 4	101,3393	202,6203	303,9596	405,2406	506,5215



Şekil 52 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının thorax anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

Çizelge 53 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri

PELVİS	Ölçülen doz 1 Gy/C	Ölçülen doz2Gy/C	Ölçülen doz 3Gy/C	Ölçüle n doz 4Gy/C	Ölçülen doz 5Gy/C
İmplantsız	101,3393	202,5619	303,9012	405,2406	506,4631
Grd 5	100,723	201,6863	302,5586	403,4309	504,42
Grd 4	101,5145	203,1457	304,6601	406,2329	507,689



Şekil 53 Konformal 10 MV enerjili ışınlama planlarının pelvis anatomik yapısına göre implantsız, GR5- GR4 tek implantlarının ışınlama sonucunda ölçülmüş soğurulan doz değerleri grafiği

V. TARTIŞMA

Oral kavite kanserlerinde tedavi seçeneklerinden birisi de radyoterapi tedavisidir. Oral kavite kanserleri, tedavi bölgesi bakımından kritik organların fazlalığı ve bu kritik organlarının birden çok sınır komşuluğu sebebiyle tedavi bölgesi görüntülerinin yorumlanması ve tedaviye planının yapılıp tedavinin uygulaması aşamalarında ayrıca dikkat gerektirir. Bu yüzden oral kavite kanserlerinin teşhis aşamasından tedavi sürecinin sonuna kadar disiplinler arası beraber çalışmayı gerektirir.

Bu tez çalışmasında, oral kavite kanserlerinin tedavisinde, kavite içerisinde bulunan farklı özellikteki diş kökü formunda olan GR5 ve GR4 özelliğindeki diş implantlarının, bt görüntüleme ve tedavi planları üzerindeki dozimetrik değişimleri incelenmiştir. Çalışmada, kök implantlarının dozimetrik karşılaştırılması oral kavite içinde bulunun doz değişimlerini incelemek için iyon odasının oral kavite merkezine yerleştirilmesi esasına bağlı olarak ölçüm fantomu düzeneği kurulmuştur. Elde edilen veriler oral kavite içerisindeki kök implantın ortalama ölçüm değerlerine katkısı bakımından incelenmiştir. Bunun yanında yapılan çalışmalarda diş kökü ile üzerlerine yapılan kaplamaları da inceleyen farklı çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar genellikle implantın kendisi ve çok yakın bölgesine odaklanmış olup daha farklı dozimetrik sonuçlar elde etmişlerdir.

Oluşturulan oral kavite fantomunda head, thorax ve pelvis anatomik bölge protokollerine göre yapılan çekimler sonrası 10x10cm² alan ve ssd 100cm olarak belirlenerek konformal tedavi planları tedavi planlama sistemi ile hesaplatılmıştır. Elde edilen planların MU değerleri incelendiğinde anatomik yapısı çekimleri farklı çekilen oral kavite düzeni aynı olduğu durumda hesaplanan MU değerlerinde farklar olduğu gözlemlendi. Oral kavite fantomunun head, thorax ve pelvis protokolleri kullanılarak yapılan BT çekim işlemleri sonucu kullanılan parametrelerin değişiminden dolayı kullanılan x ışınını farklı yapıdaki implantların etkileşimi sonucu meydana gelen beam hardening artefaktının oluşmasından dolayı voksellere ulaşan verilerde değişimler olduğu ölçülmüştür.

Bu değişimler ışınlama planlarında hesaplanan MU değerlerinin farklı değerler almasına sebep olmuştur.

Hazırlanan planlarda fraksiyon başına 100, 200, 300, 400, 500 cGy olarak hesaplatılan doz değerli planlara ait MU değerleri ile ışınlama sonucunda elektrometre ile elde edilen verilerin düzgün doğrusal olarak arttığı görüldü.

Konformal ışınlama planlarında kullanılan 6MV ve 10MV enerjili fotonların kullanılarak aynı şartlarda yapılan ölçümler sonrası MU değerlerinde küçük değişimler olduğu sonucuna ulaşıldı. 100, 200, 300, 400, 500cGy' lik doz artışlarında elektrometrede okunan değerler düzgün doğrusal olarak arttığı gözlemlendi.

Head, thorax ve pelvis anatomik yapıların için hazırlanan protokole göre çekimi yapılan oral kavite fantomumuzun bt görüntüleri kullanılarak implantsız, GR5, GR4 iki implantlı ve GR4-GR5 tek implantlı durumları için 100, 200, 300cGy dozlarda ayrı ayrı konformal ark planları oluşturularak her durum için MU değerleri elde edildi. Bu MU değerleri için ölçümler gerçekleştirildi. Elektrometre kullanılarak MU değerlerine karşılık gelen nC cinsinden okumalar verileri elde edildi.

Aynı oral kavite yapısında farklı anatomik yapıda görüntüler ile hazırlanan konformal planlar ile elde edilen veriler ile ölçülen değerler karşılaştırıldığında, implantsız yapılan ölçümlerde farklı BT görüntüleri üzerinde hesaplanan konformal planlarda kendi içlerinde, 6MV için max. MU değişimi: %0,78, min. MU değişimi; %0,5 olarak hesaplandı. 10MV için max. MU değişimi %0,8 min. MU değişimi %0,5 olarak hesaplandı.

GR5 iki implantlı olarak farklı BT görüntüleri üzerinde hesaplanan konformal planlarda kendi içlerinde, 6MV için max. MU değişimi: %2,3, min. MU değişimi; %0,94 olarak hesaplandı. GR5 iki implant 10MV için maks. MU değişimi: %1,6, min. MU değişimi %0,76 olarak hesaplandı.

GR5 tek implantlı olarak farklı BT görüntüleri üzerinde hesaplanan konformal planlarda kendi içlerinde 6MV için maks. MU değişimi; %0,4, minimum MU değişimi; %0,15 olarak hesaplandı. GR5 tek implantlı konformal planlarda 10MV için maks. MU artışı 0,25, min. MU değişimi; %0,08 hesaplandı.

GR4 iki implantlı olarak farklı BT görüntüleri üzerinde hesaplanan konformal planlarda kendi içlerinde 6MV için maks. MU değişimi: %0,23, min. MU değişimi; %0,14 olarak hesaplandı. GR4 iki implant 10MV için maks. MU değişimi: %0,17, min. MU değişimi %0,08 olarak hesaplandı

GR4 tek implantlı olarak farklı BT görüntüleri üzerinde hesaplanan konformal planlarda kendi içlerinde 6MV için maks. MU değişimi: %0,78, minimum MU değişimi %0,46 olarak hesaplandı. GR4 tek implantlı konformal planlarda 10MV için maks. MU artışı 0,33, min. MU değişimi; %0,05 olduğu sonucuna varılmıştır. Planlarda dozlardaki düzgün doğrusal artış incelendiğinde elektrometrede elde edilen verilerinde düzgün doğrusal olarak arttığı gözlemlenmiştir

GR5 ve GR4 diş kökü formundaki implantlar için hazırlanan konformal ve konformal ark planları hazırlandı. Yapılan planlarda kullanılan teknikler, kullanılan enerjiler ve farklı anatomik yapılara göre hazırlanan planların doz ölçümlerinde farklılıklar değerlendirilmek için Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. Oral kavite fantomu içerisinde aynı anatomik yapı BT görüntülerinde ve aynı sayıda GR5 ve GR4 implantlarının dozimetri değerleri karşılaştırılmıştır.

Sonuç olarak head, thorax ve pelvis anatomik yapılarında, 6MV ve 10MV fotonların kullanıldığı GR5 ve GR4 ikili implantlı ölçümler, implantsız ölçümler ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her bir parametre için p değeri 0,05'ten büyüktür. (p= 0,779)

Head, thorax ve pelvis anatomik yapılarında, 6MV ve 10MV fotonların kullanıldığı GR5 ve GR4 tek implantlı ölçümler, implantsız ölçümler ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Her bir parametre için p değeri 0,05'ten büyüktür. (p= 0,779)

Yapılan analiz sonucuna, göre konformal ark planlarındaki yüksek MU değerlerine rağmen elektrometre okuma değerlerinde, GR5 ve GR4 kök implant yapısının tedavi dozuna katkısı referans olan implantsız ölçümler ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı değildir. (p> 0,05)

(SERİNDERE G., AKTUNA BELGİN C. vd. ,2023) GR4 ve GR5 implantları BT protokollerine göre yapılan çekimlerde düşük kVp ve yüksek kVp

değer için karşılaştırmışlar GR4 oluşan artefaktın GR5 diş implantındaki oluşturmuş olduğu artefaktan daha fazla olduğunu sonucuna ulaşımlardır. Işınlama esnasında oluşan beam hardenig artefaktlar (ışın sertleşmesi) sebebiyle görüntü üzerinde oluşan eserlerin HU değerini değiştirdiğini sonucuna ulaştılar.

Oral kavite içerisinde bulunan diş kökü implant kaplamalarının radyolojik görüntülemeler üzerindeki oluşan saçılmalar ve diğer etkileri, bölgede bulunan küçük lezyonların tespitini zorlaştıracaktır. Bundan dolayı Oral kavite bölgesinde implant bulunan hastaların radyolojik çekim modalitelerinde daha fazla dikkat etmek gerekmektedir.

(AKYOL O., OLGAR T. vd, .2019) Yaptığı çalışmada Monte Carlo simülasyonu ile yapılan ölçümlerde oral kavite içerisinde bulunan implantların Ti için doz artışları, %11,2 ve Ti AL-4V için %10,7 olarak ölçülmüştür. Ti diş implant önünde %11,2 diş implant arkasında %15,5 ve Ti Al- 4V için implantın önünde %10,7 implantın arkasında %15,5 olarak dozdaki değişimi ölçmüştür. Dozdaki artış malzeme yoğunluğundan kaynaklıdır.

(ÖRNEK C. vd, 2023). Diş protezlerinin radyografi üzerindeki incelemiş ve yaptığı ölçümlerde düşük yoğunluklu ortamlardan yüksek yoğunluklu ortamlara geçişlerde ara yüzeylerde bir doz artışı olduğu sonucuna ulaşmıştır. Yoğun ortamda düşük ortama geçişlerde ara yüzlere yakın yerlerde bir doz azalmasına sebep olur.

(Yusung Kim, Wolfgang Aton ve ark.) Oral kavite içerisinde bulunan metal materyallerin baş boyun kanserlerine uygulanan radyoterapi tedavisinin IMRT tedavi dozu üzerindeki etkisini araştırmıştır. Oral kavite yapısının dokusal olarak çok çeşitli olduğunu bunun sonucu saçılmalar fazla olacaktır. Bu saçılmaların tedavi bölgesinde bulunan kritik noktalarda sıcak ya da soğuk noktalara sebep olabileceği sonucuna ulaşmıştır.

Foton ışınlaması altında heterojen ortamlardaki doz dalgalanması radyoterapi için bir sorundur, özellikle tedavi planlama sistemi (TPS) metal alaşımlarından kaynaklanan geri saçılmayı, çoklu saçılmayı doğru bir şekilde tahmin edemediğinden (AAPM-85 raporu). Baş ve boyun radyoterapisinde metal protezler veya implantlar mukozit ve osteoradyonekroz gibi çevredeki yumuşak dokularda komplikasyon riskini artıracaktır (Chin vd., 2009, Hansen vd., 2012)

Chang Kwo P. (2014) Oral kavite içerisinde bulunan diş protez yapılarının mukoza içerisindeki doz dağılımını %53 olarak ölçtüler. Bu metal taç yüzeyin elektron yoğunluğuna bağlıdır. Aynı dozda daha küçük alanlarda saçılma dozu daha büyük olur.

ÖZEN J., DİRİCAN B. vd. (2004) Titanyum implantlarıyla yaptıkları çalışmada Co 60, 6 MV ve 25 MV foton enerjilerini kullanılmıştır. İmplantın yakın yerlerde doz artışı %21 olarak ölçüldü. cobalt 60 ile 6MV doz artış hızı birbirine yakın seviyede idi. 6MV doz artışı biraz daha düşüktü. Enerji değeri arttıkça doz artışında azalmalar görüldü. 25 MV de doz artış hızı daha azaldı. 2mm uzaklıktan sonra doz artışlarında anlamlı bir değişim olmadığı görüldü. Bu sonuç bizim kullandığımız 6MV ve 10MV fotonlarda anlamlı bir fark olmadığını destekler niteliktedir.

VI. SONUÇ

Sonuç olarak yapılan çalışmalarda gelişen teknoloji ile birlikte tedavi tekniklerinin de gelişim gösterecektir. Kullanılan implantların kök formunun uzun süre kullanılacağı göz önünde bulundurulduğunda hem görüntüleme açısından hem de tedaviye etkisi bakımından diş implant kökü yüzeyin olan kaplamanın daha etkili olduğu sonucuna ulaşılır. Görüntülemelerde ortaya çıkan artefakt eserleri görüntüleme cihazlarında çekim parametre değerleri ayarlanarak, artefaktı azaltıcı filtreler kullanılarak azaltılabilir.

Uygulanacak radyoterapi tedavisinde ışın sertleşmesi ile oluşacak ikincil saçılmaların oluşturacağı doz dağılımındaki artışlar kullanılan implant kaplamalarında kullanılan malzemenin elektron yoğunluğuna göre değişir. Elektron yoğunluğu suya ne kadar yakınsa doz değişimleri o kadar az olur. Kullanılan lineer hızlandırıcıların cihazın mekanik özelliklerine, tedavi planlama sistemine ihtiyaca göre eklenecek düzeltme parametreleriyle daha homojen bir doz dağılımı elde edilebilir. Bunun sonucunda mukoza dokusunda ve implanta sınır olan yerlerde oluşabilecek akut yan etkilerin azaltılabileceği düşünülebilir.

VII. KAYNAKÇA

MAKALELER

ALTINTAŞ M. (2023) “Histopathological Analysis of Tongue lesions and by age Groups”. **Medikal records. 2023;5(2), p. 192-195**

AMİN MB, E.S., Greene FL,vd. (2017) “AJCC Kanser evrelem klavuzu”, **8. baskı, Springer International Publishing: Amerika Kanser Ortak komisyonu, New York, 2017** . Cancer of the Oral Cavity and pharynx- Cancer Stat Facts. SEER.Accessed,June30,2023. <https://ser.cancer.gov/statfact/html/oralcav.html>

ASLAN Z, YALÇIN ED. (2022), “Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide artefact çeşitlerinin incelenmesi”, **Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 1. Baskı, Ankara: Türk Klinikleri, 2022, p. 301- 306.**

ATAR Ö. (2000) “Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takib”i. **Marmara üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul ,2000**

BİNON PP. (2000) “Implants And Componenets;Entering The New Milenium. Int J Oral Maxillofac İmplants “, (2000, p.76-94)

BLOT WJ, MCLAUGHLİN JK, WINN DM, et al. , (1988). “Smokeing and drinking in relation to oral and pharyngeal cancer” **Res. 1988: 48(11), p. 3282-3287**

BRUSE H. HAUGHEY PWF MD. (2023) “Cummings Otolaryngology”, **7 th Edition 7803233611194, In Vol3. 7 th ed. Elsevier; 2021 Accessed June 28, 2023.** <http://evolve.elsevier.com/cs/product/978032361174?role=student>

BULAKBASI N. (2015). “Bilgisayarlı Tomografi Fiziği Ders Notları”, **Yakın Doğu Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı, 2015**

- CAWSON RA, ODELL EW, PORTER S., (2002) “Cawson’s Essentials of Oral Pathology and Oral Medicine”. 7. ed. **Churchill Livingstone, Edinburgh,2002, p. 230-284.**
- CAWSON RA, PORTER S. “Essentials Of Oral Pathology And Oral Medicine”. 7. Ed. **Churchill Livingstone, Edinburg, 2002, p. 230-284)**
- CHANG, K. P., LİN, WT., SHIAU, A.C., CHİE, Y. H. (2014). “Dosimetric Distributon Of The Surroundings Of Different Dental Crowns And İmplants During Linac Photonirradiation”. **Ridiat Phys CHEM, 2014, 104, p.339-334**
- CHUN HJ, CHEANG SY. Et al. (2002). “Evaluation Of Desing Parameters Of Ossecointegrated Dental İmplants Using Finite Element Analysis”. **J Oral Rehabil, 2002, 29, p. 565- 574.**
- CONTRERAS EF, HENRİQUES GE, GİOLO SR, NOBİLO MA. (2002) “Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining”. **J Prosthet Dent 2002; 88, p. 467-72.**
- DEMİRCİ F. (2015)” Maksilla ve Mandibulaya dört farklı açıda yerleştirilmiş implantlara uygulanan zirkonyum alt yapılı seramik restorasyonların, farklı kuvvet yönleri altında oluşan değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi”. **Dicle Üniversitesi Uzmanlık Tezi, 2015**
- ERİMOĞLU C., (1990) “**Diş hekimleri için İnsan Anatomisi**”. 1. Baskı İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 1990, p.104.
- EVANS RD. (1955) “The Atomik Nucleus”, **Tmh edition, McGraw- Hill Co., BOMBAY, 1955, p. 711-736.**
- FİTZMAURİCE C, ABATE D, ET AL. “Global, Regional, and National Cancer İncidense, Mortality, Years of Life Lost, Lived With Disability, and Disability-Adjusted Life- **Years For 29 Cancer Groups, 1990 to 2017**

- GARTNER LP. BRS. (2018) “**Cell Biology and Histology**”. Ed.8.th edition.<https://www.amazon.com/Cell-Biology-Histology-Board-Review/dp/1496396359>
- GENÇ DT. (2016) “Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi-Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrolleri”. **İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 2016**
- GLIDE-HURST C, BELLON M, FOSTER R, ALTUNBAS C, SPEİSER M, ALTMAN M, WESTERLY D, WEN N, ZHAO B, MİFTEN M, CHETTY IJ, SOLBERG T. (2013) “Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study”. **Med Phys.** ,2013, Mar; 40(3): 031719
- GOTTLANDER M, JOHANSSON CB, Et. al. (1997) “Short- And Long- Term Animal Studies Whit A Plasma- Sprayed Calcium Phoshate- Coated İmplant. **Clin Oral Impl Res.** ,1997, p.345-351
- HASİBE M, BRENHAMOU S, et al.(2007). “ Alcohol drinking in never users of tobocco, cigarette smoking in never drinkers , and the rik of heard and neck cancer: pooled analysis in the international Head and neck Canser Epidemiology Consortium”. **J Natl Cancer Inst, 2007; 99 (10) , p.777-789 doi:10.1093/jnci/djk179,2024.**
- HİLL R. F, BROWN S, BALDOCK C. (2008).” Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements”. **Radiation Measurements, 2008, :43, p. 1258-1264.**
- Huber ma, tantiwongkosi b.(2014). “Oral and oropharyngeal cancer”. *Med clin n am.*(2014,1299-
- ICRU REPORT 50 1993. “Prescribing, Recerding, And Reporting Photo Beam Therapy” **International Commission On Radiation Unit And Measurement, Bethesda, Md., 1993**
- INTRİN MUSCLES OF THE TONQUE: “Anatomy And Clinical Significance- Woms”. **Published Setember 2, 2002. Accussed June 28,2023. *// worldofmedicalsaviours.com/intrinsic-muscles-of-the-tonque, 2023)**

JAMES EM. (2006) Physics For Radiation “, **second edition, WILEY- VYCH Verlag GmbH&Co. KGaA, Weinheim, 2006, p. 330-336.**

JONAS JOHNSON MD. BAILEY’S “”Head and neck surgery” :**Otolaryngology. In: Vol 2. 5 th ed. LWW ; Fifth, two Volume Set edition. Accessed june 30, 2023. <http://amazon.com/Baileys-Head-Neck-Surgery-Otolaryngology/dp/1609136020>**

JONAS JOHNSON MD.(2023) , ” Bailey’s Head and neck surgery “: **Otolaryngology. In: Vol 2. 5 th ed LWW ; Fifth, two Volume Set edition. Accessed june 30, 2023 <http://amazon.com/Baileys-Head-Neck-Surgery-Otolaryngology/dp/1609136020>**

KANG HK. ,(1996)” Feasibility of an epidermiologic study of submariners who received radium irradiation treatment”. **Otolaryngol Head Neck Surg. 1996;115(5),p. 433-437, [doi:10.1107/019459989611500513](https://doi.org/10.1107/019459989611500513)**

KARADENİZ AN. (2000) **Baş-boyun ve Tiroit Kanserleri.** In: TOPUZ E, AYDINER A, KARADENİZ AN, editörler. Klinik Onkoloji. İstanbul, Tunç Matbaası,2000, p.161-200.

KHAN, F.M., (2010) “**The Physics of Radiation Therapy**”, **Lippincott, Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 2010, p. 58-84.**

KİM MS, CHOİ CH, AN HJ, SON JM, PARK SY. (2018). “Verification of mechanical leaf gap error and VMAT dose distribution on varian vitalbeam linear accelerator”. **Progress in Medical Physics. ,2018; 29(2), p. 66-72.**

LAMBERT R SAUVAGET C, DE CAMARGO CANCELA M, SANKARANARAYANAN R. (2011), “Epidermotology of cancer from the oral cavity and oropharynx”. **Eur J Gastroenteroloji Hepatol. 2011;23(8), p. 633-641**

LEMONS JE. (1990) “Dental implant biomaterials”. **J Am Dent Assoc 1990; 121(6), p.716-719**

LEMONS JE. (2004) “Biomaterials, biomechanics, tissue healing and immediate function dental implants”. **J. Oral Implantol. ,2004, p. 318- 324**

- LEVİ C, GRAY JE, MCCULLOUGH EC, HATTERY R. (1982). “CT sayılarının mutlak değerler olarak güvenilmezliği”. **AJR Am J Roentgenol. 1982 Eylül; 139 (3), p.443-450.**
- MAYNE ST, MORSE DE, WINN DM.(200) ” Cancer of the oral Cavity and Pharynx”. **In: Schottenfield D, Fraumeni JF Cancer Epidemiology and Previton. Oxford Univercity Press, 2006, doi:10,1093/acprof:oso/978019549616.003.0035**
- MİSCH CE. (1999). “Comtemporary İmplant Dentistry”. **2nd. Ed. St. Luis-USA. Mosby Year Book-inc;1999**
- MURAT ERGEN., (2000), “İstanbul Üniversitesi KBB Hastalıkları Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi”, **2000 ;p. 18-19.**
- NEVİLLE B, DAMM D, ALLEN C, BOUQUOT. J., (1995) Oral & Maxillofacial Patology: **Soft tissue tumors W.B. Saunders Company, 1995, p. 373-378.**
- Ord RA.” Types of Oral Cancer”. In: ORD RA, BLANCHAERT RH, (eds). (2000), Cancer The Dentist’s Role in Diagnosis, Management, Rehabilitation, and Prevention. **1th ed. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, 2000, p. 65-77.**
- ÖRNEK C., R. GSCHWİND, E. MARTİN, L. MAKAVİCKA (2013). “Study Of Dental Prostheses İnfluene İn Radiation Therapy”. **Med.Phys. 2013, Mart doi: 10.1016/j.emjmp.2013.03.02**
- ÖZALPAN ATİLLA, (2001)” **Temel Radyobiyoloji”, Haliç Üniversitesi Yayınları.**
- PARR GR, GARDNER LK, TOTH RW. (1985) “Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects”. **J Prosthet Dent 1985; 54: p. 410-414**
- RACHEL A. POWSNER, EDWARD R., (2006), “**Essential Nuclear Medicine Physics”, Second Edition Powsner Copyright, 2006**
- RÖHLİG BG. (2004) “The use of angulated implants in the maxillary tuberosity region. 3 – Dimensional Finite element analysis study”. **Philipps Universitaet Marburg. Doktora tezi. Hessen-Germany, 2004**

SANKARANARAYANAN R, SOMANATHAN T, THOMAS G, RAMADAS K. (2016)” Screening for Oral Cancer”. KURIAKOSE MA, editor. **Contemporary Oral Oncology: Biology, Epidemiology, Etiology, and Prevention. 10th ed., 2016, p. 423- 467.**

SCHULZE RK, BERNDT D, D’ HOELDT B. (2009). “**Titanyum İmplantlar Tarafından Oluşturulan Eserler**”. (2010). doi: 10.1111/j.1600-051.2009.01817.x.

SERTGÖZ A. (2005) “**Temel İmplantoloji- Biyomekanik İmplantlar**” ,2005;4: p. 64-72

SPRITZ MR. (1994) ”Epidermiology And Risk Factors For Head And Neck Cancer”. **Semin oncol.(1994;21(3), p.281-288)**

TURAN S. (2011). “Yüksek Enerjili X-ışını Demetlerinde (6- 15 MV) Sanal Kama Filtreli Alanlarda Dozimetri Parametrelerinin Ölçülmesi ve Tedavi Planlama Sistemindeki Verilerle Karşılaştırılması”. **İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. İstanbul, 2011**

WANG RR, FENTON A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int., 1996, :27, p. 401-409**

YEŞİL DUYMUŞ Z, GÜNGÖR H. (2013) “Dental İmplant” Materyalleri **Atatürk Üniviversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2013, p. 145-152**

ZEİDAN, O.A.; CHAUHAN, B.D.; ESTABROOK, W.W.; et al. (2010). “Image-guided bolus electron conformaltherapy A casestudy”. **J. Appl.Clin.Med.Phys ., 2010, 12(1): 3311.**

* <https://www.lmkcelik.com/ti-6al4v-titanyum-grade 5>

* <https://www.varian.com/product/radioteraphy/treatment- delivery/vitalbeam>

* <https://www.varian.com/product/radioteraphy/treatment-planning/eclipse>

*<http://www- ptdosimetry. com . / en / products / rw3- slab- phantom>

*<https://www.lmkcelik.com/ti-6al4v-eli-titanyum-grade 4>

*<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionizasyon-chamber-30013-waterorroof>

*<https://www.siemens-healthineers.com/tr/computed-tomography/singlesource-ct-scanner/somatom-go-all>

*<https://www.sunnuclear.com/products/pc-electrometer>

Fruit and vegetable intake and head and neck cancer risk in a large United States prospective cohort study” **PubMed**. Accessed June 30, 2023, <http://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18092323>



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Volkan YÖNETMEN

ÖĞRENİM DURUMU:

2023- İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Sağlık Fiziği Y.L

2019-2021 İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ

Çocuk Gelişimi Programı

2009- 2011 ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ

Sağlık Meslek Yüksek Okulu

Radyoterapi Teknikerliği Bölümü

2002-2004 İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik ve Matematik Öğretmenliği Tezsiz Yüksek Lisans Programı

1997- 2001 İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ

Fen Edebiyat Fakültesi

Fizik Bölümü

MESLEKİ DENEYİM:

2005- 2007 Ümraniye Eğitimde Garanti Dersanesi Fizik Öğretmenliği

2011-2015 Bursa Acıbadem Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Radyoterapi Teknikerliği

2015-... Eskişehir Acıbadem Hastanesi Radyasyon Onkolojisi sorumlu Radyoterapi
Teknikerliği

