

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**VÜCUT İÇERİSİNDEKİ DOKU EŞDEĞERİ OLMAYAN
İMLANT MATERYALLERİNİN YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ VE STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ
TEDAVİLERİNDE DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Mahmut Serdar ŞİŞECİOĞLU

**Radyoterapi Fiziği Programı
Yüksek Lisans Tez**

**ANKARA
2015**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**VÜCUT İÇERİSİNDEKİ DOKU EŞDEĞERİ OLMAYAN
İMLANT MATERYALLERİNİN YOĞUNLUK AYARLI
RADYOTERAPİ VE STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ
TEDAVİLERİNDE DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

Mahmut Serdar ŞİŞECİOĞLU

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Ferah YILDIZ

Radyoterapi Fiziği Programı

Yüksek Lisans Tez

ANKARA

2015

Anabilim Dalı : Klinik Onkoloji
Program : Radyoterapi Fiziği
Tez Başlığı : Vücut İçerisindeki Doku Eşdeğeri Olmayan İmplant Materyallerinin Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Ve Stereotaktik Radyocerrahi Tedavilerinde Doz Dağılımına Etkisinin İncelenmesi.
Öğrenci Adı-Soyadı : Mahmut Serdar ŞİŞECİOĞLU
Savunma Sınavı Tarihi : 31.03.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Gökhan ÖZYİĞİT

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Tez danışmanı: Prof. Dr. Ferah YILDIZ

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Üye: Prof. Dr. Haluk UTKU

Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği

Üye: Yard. Doç. Dr. Melis GÜLTEKİN

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

Üye: Yard. Doç. Dr. Mete YEĞİNER

Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU

Müdür

TEŞEKKÜR

Bana nitelikli bir lisansüstü eğitimi alma imkanı sunan Hacettepe Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr. Gökhan ÖZYİĞİT' e

Bilimsel anlamda yetişmemde çok büyük katkıları olan Anabilim Dalı' ndaki tüm hocalarıma

Tez çalışmam sırasında büyük bir özenle bana yardımcı olan ve benden maddi manevi desteğini esirgemeyen çok sevgili ve saygıdeğer hocam Prof. Dr. Ferah YILDIZ' a

Radyoterapi ile tanışmama vesile olan ve yüksek lisans eğitimimin tüm aşamalarında bana destek olan çok kıymetli abim Ali Doğan'a

Yüksek lisans tezimin hazırlanmasından tamamlanmasına kadar tüm aşamalarında çok büyük emeği olan ve tez çalışmam esnasında bana bilgileriyle ve abiliğiyle destek olan Talip YOLCU' ya

Eğitim ve iş hayatımın yanı sıra aynı evi paylaştığım, birçok sevinci ve üzüntüyü beraber yaşadığım sevgili arkadaşım Ahmet Fatih YÜREKLİ' ye

Çalışma hayatımda bana yol gösteren ve ablalık yapan sayın Dr. Eda KÜÇÜKTÜLÜ' ye

Tez çalışmam esnasında teknik birikimlerini benimle paylaşan Demet YILDIZ, Fatih BİLTEKİN, Hüseyin KIVANÇ ve Fizik Departmanı 'nda görevli tüm fizikçi arkadaşlarıma

Eğitimim ve geleceğim için büyük fedakârlıklarda bulunan sevgili aileme ve adlarını yazamadığım tüm sevdiklerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım

ÖZET

ŞİŞECİOĞLU M.S. Vücut içerisindeki doku eşdeğeri olmayan implant materyallerinin yoğunluk ayarlı radyoterapi ve stereotaktik radyocerrahi tedavilerinde doz dağılımına etkisinin incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziki Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2015. Vücut içerisine çeşitli nedenlerle yerleştirilen implant ve dolgu maddelerine bağlı doz belirsizlikleri olabilmektedir. Oluşan bu doz belirsizlikleri, tedavi planlama sistemleri tarafından tam doğru olarak tahmin edilememektedir. Bu çalışmada harici materyallerden kaynaklı doz belirsizliklerinin saptanması ve tedavi planlama sistemlerinin (TPS) bu belirsizlikleri tahmin etmekteki başarısı incelenmiştir. Bu amaçla implant ve dolgu materyali olarak sıkça kullanılan Ti-6Al-4V (TI), CoCrMo (CO) ve Kompozit Dolgu (KD) materyallerinden 3x3x1 cm boyutlarında numuneler hazırlandı. Bu numuneler, insan vücuduna eşdeğer kabul edilen RW3 katı fantom içerisine yerleştirilerek CyberKnife (Accuray Inc., Sunnyvale, CA, USA) (CK) ve Novalis (Brainlab AG) sistemlerinde standart radyasyon demetleri ile tedavi planlamaları hazırlandı. Fantom içerisindeki materyaller hazırlanan bu planlamalara göre ışınıldı. Işınlama esnasında numune materyallerinin çevresinde nokta doz ölçümleri yapıldı. Elde edilen bu değerler fantomların tedavi planlamalarında aynı noktadaki doz değerleriyle karşılaştırıldı. Materyallerin 0,5 cm üzerinde ve 0,5 cm altında yapılan ölçümlerde iyon odası ölçüm değerleriyle planlama sistemi verileri arasında dikkate değer farklar gözlemlendi. Novalis cihazı ile yapılan ışınlamalarda materyallerin 0,5 cm üzerinde yapılan iyon odası ölçümlerinin aynı noktadaki planlama değerleriyle $8\pm 0,01$ 'e varan oranda farklılık gösterdiği saptandı. Materyalin 0,5 cm altındaki iyon odası ölçümlerinin aynı noktadaki planlama değerleriyle $6\pm 0,01$ oranında farklılık gösterdiği saptandı. CK cihazı ile yapılan ışınlamalarda materyallerin 0,5 cm üzerinde iyon odası ölçüm değerlerinin aynı noktadaki planlama değerleriyle $10\pm 0,03$ 'e varan oranlarda farklılık gösterdiği görüldü. Materyallerin 0,5 cm altında yapılan iyon odası ölçüm değerlerinin aynı noktadaki planlama değerleriyle $11\pm 0,03$ e varan oranlarda farklılık gösterdiği görüldü. Lateral ölçümlerde ise her iki cihazda da planlama ile anlamlı farklılık olmadığı görüldü. Novalis cihazında yapılan profil ölçümlerinde ise CO, TI ve KD materyallerinin radyasyon demetini sırasıyla %19, %10 ve %3,2 oranında zayıflattığı görüldü. Tüm bu veriler dikkate alındığında tedavi planlama sistemlerinin harici materyallerden kaynaklı doz belirsizliklerini tam doğru olarak tahmin edemediği görülmektedir. Bu durum hastaların tedavisinde tümöral dokulara gereğinden az doz verilmesine veya çevre kritik organların daha fazla doz almasına sebep olabilmektedir. Vücudunda implant ve dolgu materyali bulunan hastaların tedavisinde bu farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır

Anahtar Kelimeler: İmplant materyalleri, Stereotaktik radyocerrahi, Yoğunluk ayarlı radyoterapi, doz dağılımı

ABSTRACT

ŞİŞECİOĞLU M.S. Evaluation of the impact of non tissue equivalent implant and filling materials on the dose distribution of intensity modulated radiotherapy and stereotactic radiosurgery. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Msc. Thesis in Radiotherapy Physics Program, Ankara, 2015.

Several cancer patients, who have implant and filling material in their body, are treated with radiotherapy and those materials may cause dosimetric uncertainties during treatment which may not be estimated accurately by treatment planning systems (TPS). In this study we tried to evaluate those uncertainties caused by implant and filling materials, and also to assess the accuracy of the treatment planning systems in estimating those uncertainties. For this purpose we placed Ti-6Al-4V (TI), CoCrMo (CO) and composite filling material (KD) into the RW3 solid phantom. Treatment plannings using CyberKnife (Accuray Inc., Sunnyvale, CA, USA) and Novalis (Brainlab AG) systems were made using standart radiation beams and the phantoms were irradiated accordingly. Point doses were measured with ionization chambers placed certain distances below and on the top of the implant material. In addition, dose profiles obtained from ionization chambers were compared with the dose profiles obtained from TPSs. The point doses at 0,5 cm above and 0,5 cm under the materials showed remarkable differences between the ionization chamber measurements and TPS values. In Novalis system the difference between the measured point doses 0,5 cm above the materials obtained from ionization chambers and the calculated values in TPS was up to $8 \pm 0,01\%$ This difference was up to $6 \pm 0,01\%$ when the ionization chamber was placed 0,5 cm under the materials. In CK system, on the other hand, this difference was up to $10 \pm 0,03\%$ as ionization chamber was put 0,5 cm above the materials. This difference was up to $11 \pm 0,03\%$ when ionization chamber was put 0,5 cm under the materials. However, ionization chamber and TPS values did not show remarkable differences in the lateral sides of the materials. The dose profile measurements with Novalis system showed that CO, TI and KD materials attenuated the radiation beam about 19%, 10% and 3,2% respectively.

These results demonstrated that TPSs do not estimate dosimetric uncertainties accurately when there is an implant or filling materials on the path of the photon beams. This failure may result underdosage in tumor tissues or overdosage in the surrounding healthy tissues. Underdosage in tumoral tissues may decrease local control rates and overdosage in surrounding healthy tissues may result in severe complications. These point dose and dose profile differences should be taken into consideration during treatment plannings.

Keywords: Implant materials, Stereotactic radiosurgery, Intensity modulated radiotherapy, Dose distribution

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	x
TABLOLAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoterapi	3
2.2. Stereotaktik Radyocerrahi	3
2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	7
2.4. Tedavi Planlama Algoritmaları	8
2.4.1. Monte Carlo Metodu	9
2.4.2. Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) Metodu	10
2.4.3. Kalem Demet (Pencil Beam) Metodu	11
2.5. Yüksek Teknoloji RT’de (YART, SRC/SRT) Kalite Kontrol	14
2.5.1. Kliniğimizde CyberKnife SRC-SRT Cihazı İçin Hastaya Özel Uygulanan Kalite Kontrol Programı	14
2.5.2. Kliniğimizde Novalis Brainlab Cihazı İçin Uygulanan Hastaya Özel Kalite Kontrol Programı	15
2.6. İmplant ve Dolgular	16
2.7. Harici Materyallerin Radyasyonla Etkileşmesi	21
3. GEREÇ ve YÖNTEM	24
3.1. CyberKnife Sistemi	24
3.2. Novalis Sistemi	28
3.3. RW3 Katı Fantom	31
3.4. PinPoint 31015 İyon Odası	32
3.5. Seven29 2D Array İyon Odası	32

	Sayfa
3.6. 3x3x1 cm Ti-6Al-4V Cerrahi İmplant Materyali (TI)	33
3.7. 3x3x1 cm CoCrMo Cerrahi İmplant Materyali (CO)	33
3.8. 3x3x1 cm Kompozit Dolgu Materyali (KD)	34
3.9. YÖNTEM	35
3.9.1. Brainlab Novalis Cihazında Yapılan Ölçümler	36
3.9.2. CyberKnife Cihazında Yapılan Ölçümler	37
3.9.3. Nokta Doz Ölçümü Hesaplanması	39
3.9.4. Profil Ölçümleri	40
4. SONUÇLAR	42
4.1. Novalis Cihazında Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	42
4.1.1. Novalis Cihazında CO Materyali ile Yapılan Nokta Doz ölçümleri	42
4.1.2. Novalis Cihazında TI Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	43
4.1.3. Novalis Cihazında KD Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	44
4.2. CyberKnife Cihazında Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	45
4.2.1. CyberKnife Cihazında CO Materyali ile Yapılan Nokta Doz ölçümleri	45
4.2.2. CyberKnife Cihazında TI Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	46
4.2.3. CyberKnife Cihazında KD Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri	47
4.3. Dozimetrik Yüzde Farkların Cihazlara Göre Karşılaştırılması	48
4.4. Dozimetrik Yüzde Farkların Materyallere Göre Karşılaştırılması	50
4.5. Profil Ölçümleri	51
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	61
KAYNAKLAR	64
EKLER	
Ek 1. Novalis Cihazında Yapılan Profil Ölçümleri	

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı tomografi
cGy	centigray
Ci	Curie
CK	CyberKnife
CO	Kobat kromyum molibdenyum cerrahi implant materyali
ÇYK	Çok yapraklı kolimatör
DRR	Digitally reconstructed radiograph
DVH	Doz hacim histogramı
Gy	gray
HU	Hounsfield Unit
KCM	Kaynak cilt mesafesi
KD	Kompozit dolgu materyali
KK	Kalite Kontrol
kV	KiloVolt
LİNAK	Lineer hızlandırıcı
MC	Monte carlo
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
MU	Monitor unit
MV	Milyon volt
RT	Radyoterapi
SRC	Stereotaktik radyocerrahi
SRT	Stereotaktik radyoterapi
TI	Titanyum Alüminyum Vanadyum cerrahi implant materyali
TPS	Tedavi planlama sistemi
3BRT	Üç boyutlu konformal radyoterapi
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi
YDD	Yüzde derin doz

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	GammaKnife SRC, SRT cihazı	4
2.2.	Konvansiyonel LINAK'ların SRC, SRT uygulamalarında kullanımı	5
2.3.	Tomoterapi cihazı	5
2.4.	CyberKnife SRC, SRT cihazı	6
2.5.	Monte carlo algoritmasında parçacığın uzaysal fazda 6 boyutlu olarak tanımlanması	9
2.6.	Doz çekirdeği (Kernel)	11
2.7	Radyasyon demetine çakıştırma (Superposition) ve uyarlama (Convolution) işleminin uygulanması	12
2.8.	Çakıştırma uyarlama yönteminin gösterimi	13
2.9.	Baby Blue fantom	14
2.10.	Seven29 2D array ölçüm cihazı	15
2.11.	Verisoft programında iki boyutlu gama analizi	16
2.12.	Harici materyal bulunması durumunda görüntüde oluşan belirsizlikler	22
2.13.	Foton madde etkileşimlerinin enerji ve atom numarasına göre değişimi	22
3.1.	CyberKnife tedavi uygulama ünitesi	24
3.2.	6D skull izleme yöntemi	25
3.3	Mesh matriksi	26
3.4.	X-Sight omurga izleme yöntemi	26
3.5.	Fidüsiyel izleme yöntemi	27
3.6.	X-Sight akciğer izleme yöntemi	28
3.6.	Brainlab Novalis tedavi uygulama ünitesi	29
3.8.	Brainlab Novalis Cihazına ait mikroÇYK dizilimi	30
3.9.	iPlan planlama sistemi görünümü	31
3.10.	RW3 katı fantom	31
3.11.	Pinpoint iyon odası	32
3.12.	Seven29 2D array iyon odası	32
3.13.	30x30x10 mm boyutlu Ti-6Al-4V cerrahi implant materyali	33
3.14.	30x30x10 mm boyutlu Co-Cr-Mo cerrahi implant materyali	34

Şekil	Sayfa	
3.15.	30x30x10 mm boyutlu kompozit dolgu materyali	35
3.16.	Ölçüm için özel olarak hazırlanmış RW3 katı fantom	35
3.17.	Fantomun BT simülasyonunun yapılması	36
3.18.	Novalis sistemindeki ölçümün set-up görüntüsü	37
3.19.	Brainlab Novalis sisteminde nokta doz değerlerinin planlamadan okunması	37
3.20.	CyberKnife sistemindeki ölçümün set-up görüntüsü	38
3.21.	CyberKnife sisteminde nokta doz değerlerinin planlamadan okunması	39
3.22.	Brainlab Novalis cihazında implant materyalleri ile profil ölçümleri yapılması	41
4.1	Novalis cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi	43
4.2.	Novalis cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	44
4.3.	Novalis cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi	45
4.4.	CK cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi	46
4.5.	CK cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi	47
4.6.	CK cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi	48
4.7.	CO materyali ile yapılan ölçümlerde novalis cihazı ile CK cihazının yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması	49
4.8.	TI materyali ile yapılan ölçümlerde Novalis Cihazı ile CK cihazının yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması	49
4.9.	KD materyali ile yapılan ölçümlerde Novalis Cihazı ile CK cihazının yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması	50
4.10.	Novalis cihazında yapılan ölçümlerde CO, TI ve KD materyallerinin yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması	51
4. 11.	CyberKnife cihazında yapılan ölçümlerde CO, TI ve KD materyallerinin yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması	51

Şekil	Sayfa
4.12. Novalis cihazında CO, TI ve KD materyalleri kullanılarak yapılan profil ölçümleri	52

TABLOLAR

Tablo		Sayfa
2.1.	Dur ve ışınla YART(Step and Shoot) ve dinamik YART karşılaştırması	8
2.2	İmplant materyallerinin vücutta Kullanım bölgeleri ve kullanım amaçları	20
4.1.	Novalis cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	42
4.2.	Novalis cihazında TI Materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	43
4.3.	Novalis cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	44
4.4.	CK cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	45
4.5	CK cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	46
4.6.	CK cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçları	47

1. GİRİŞ

Radyoterapi (RT), günümüzde kanser tedavilerindeki etkili yöntemlerden birisidir. RT’de tümöre etkin doz verirken çevre kritik organlara ve sağlıklı dokulara minimum doz verilmesi amaçlanır. Bunun için hastaya verilen dozun dağılımının uygun olması ve ayrıntılı doz hesaplamasının yapılması gerekir. Bu amaçla birçok algoritma ve bilgisayar yazılımı geliştirilmiştir. Böylece doz hesaplamaları daha hızlı ve güvenilir bir şekilde yapılabilmektedir. Son yıllarda yeni cihaz teknolojilerinin geliştirilmesiyle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Stereotaktik Radyocerrahi (SRC) gibi kompleks tedavi yöntemleri uygulanmaya başlanmış, lokal kontrolde artış ve çevre kritik organların aldığı dozların düşürülmesi ile komplikasyon oranlarında ciddi azalma sağlanmıştır.

Özellikle YART ve SRC gibi kompleks yöntemlerde doz hesaplamaları tamamen bilgisayarlı hesaplama algoritmaları tarafından yapılmaktadır. Bu algoritmalarda doz hesabını etkileyen yoğunluk değerleri, radyasyon özellikleri, hasta anatomisi gibi tüm parametreler ayrıntılı olarak tanıtılır ve bu parametreler göz önünde bulundurularak optimum doz dağılımıyla tedavi verilmesi amaçlanır.

Hesaplama algoritmalarının dozimetrik hesaplamalarında en belirleyici etken, radyasyonla etkileşen ortamın fiziksel özellikleridir. Ortamdaki materyallerin radyasyonla etkileşimini belirleyen farklı özellikleri vardır. Bunlar, kütle azalım etkinliği, kütle soğurma etkinliği, elektron kütle durdurma gücü, açılmal saçma gücü olarak sıralanabilir (1). Megavoltaj tedavilerde insan vücudundaki kemik, kas ve yağ dokularının bu özellikler bakımından özdeş davrandığı bilinmektedir. İnsan vücudundaki bu dokularla aynı davranışı gösteren materyallere ise doku eşdeğeri materyaller denir. Doku eşdeğeri materyaller, insan vücudunu simüle ettiği düşünülerek RT’deki birçok ölçümde kullanılırlar.

RT doz hesaplamalarında karşılaşılan önemli bir problem, vücuttaki farklı fiziksel özellik taşıyan materyallerdir. Bunlar genelde vücuda harici olarak yerleştirilen implant ve dolgu materyalleridir. Yüksek yoğunluklu bir madde düşük yoğunluklu doku ile çevrelendiği için doku eşdeğeri olmayan bu materyaller karışıklığa neden olmakta ve doz hesaplamalarında belirsizliklere sebep olmaktadır (4,9,14,17,25,32). Bu belirsizliklerin nedenlerinden biri hasta görüntüsünün elde edildiği Bilgisayarlı Tomografi (BT) simülasyonda materyal boyutlarının tam olarak

belirlenememesidir (5,6). Ayrıca bu materyallerin yüksek atom numarası nedeniyle radyasyonla etkileşimleri farklı olmaktadır. Bu farklılık, materyallerle materyali çevreleyen doku arasında geri saçılmalara neden olmaktadır (12,22). Materyallerin geometrik yapısının demet diverjansına uyumsuz olmasından dolayı oluşan gölge etkisi ise homojen olmayan demet zayıflamasına neden olmaktadır(24). Tüm bu etmenler, tedavi planlama algoritmalarında hesaplama belirsizliklerine neden olmaktadır.

Hesaplama belirsizlikleri, hastaya öngörülenden daha fazla veya daha az tedavi dozu verilmesine neden olmaktadır (27,43,44,45). Hastaya öngörülenden daha az doz verilmesi lokal kontrolde düşüşe ve hastalığın tekrar nüksetmesine sebep olabilir(7,18,22). Hastaya öngörülenden daha fazla doz verilmesi ise sağlıklı dokularda komplikasyon oluşmasına sebep olabilir (7,11,18,23,26,29).

Bu tez çalışmasında vücuda harici olarak yerleştirilen implant ve dolgu materyallerinin doz hesaplamalarında ne kadar belirsizlik oluşturduğu deneysel olarak belirlenmeye çalışılacaktır. Bu amaçla hasta vücudu katı fantomlarla simüle edilecek ve bu fantoma yerleştirilen implant ve dolgu materyallerinin çevresinde harici ölçüm ekipmanlarıyla ölçümler yapılacaktır. Bu ölçümler tedavi planlama sistemlerinin (TPS) öngördüğü doz değerleriyle karşılaştırılacak ve TPS'lerin harici implant ve dolgu materyallerinden kaynaklı belirsizliği ne kadar tahmin edebildiği araştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi

RT, cerrahi ve kemoterapi ile beraber kanser tedavisinde uygulanan temel tedavi yöntemlerinden birisidir. Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesinden hemen sonra uygulanmaya başlamıştır ve yüzyılı aşkın bir geçmişe sahiptir. RT'de genelde yüksek enerjili foton ve elektron demetleri kullanılır. Çevre normal dokular korunarak kanser dokusunun yok edilmesi hedeflenir.

Günümüzde özellikle bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle doz hesaplamaları daha hızlı ve doğru bir biçimde yapılabilmekte ve yüksek teknolojiye sahip cihazlarla hedefe yönelik, başarı oranı yüksek tedaviler uygulanabilmektedir. Bu şekilde kanser dokusuna daha yüksek radyasyon dozu verilirken çevre kritik organlar daha iyi korunabilmektedir.

RT, temel olarak görüntüleme, tedavi planlaması ve tedavinin uygulaması aşamalarından oluşur. Görüntüleme ile hastanın anatomik yapısı ayrıntılı olarak bilgisayar sistemine aktarılır. Tedavi planlamada hedef hacimler ve korunması gereken kritik organlar belirlenir, hedef hacimlerin planlanan dozu alacağı kritik organların ise en iyi şekilde korunacağı tedavi planlaması yapılır ve bu planlamalar bilgisayar sistemleri yardımıyla tedavi cihazına aktarıldıktan sonra radyasyon tedavisi titiz bir şekilde hastaya uygulanır.

RT de en son gelişmelerden YART ve SRC ile daha etkin ve daha güvenilir tedavi uygulanırken tedavinin kalite kontrolü daha büyük önem kazanmıştır. Mekanik ve dozimetrik kalite kontrollerin artması, yüksek kalitede görüntüleme gereksinimi ve hastanın tedavi boyunca izlenmesi, daha iyi immobilizasyon mutlaka yapılması gereken uygulamalardır

2.2. Stereotaktik Radyocerrahi

Stereotaksi, kelime anlamı olarak üç boyutlu dokunma demektir. Stereotaksi, radyoterapi literatüründe ise hedef hacmin referans noktalar yardımıyla uzayda üç boyutlu olarak konumlandırılması olarak tanımlanır. SRC uzayda stereotaktik olarak işaretlenmiş hedef hacme tek fraksiyonda yüksek dozlar uygulanan tedavi şeklidir. Stereotaktik tedavinin hastaya birden fazla fraksiyonda uygulanması ise stereotaktik

radoterapi (SRT) olarak adlandırılır. Günümüzde SRC ve SRT’de kullanılan cihazları şu şekilde sıralayabiliriz.

GammaKnife Cihazı: GammaKnife cihazı, SRC ve SRT için ilk olarak geliştirilen ve kullanılan cihazdır. 1951 yılında beyin cerrahı Lars Leksell tarafından geliştirilmiştir. Sadece SRC ve SRT tedavileri için geliştirilen bir cihazdır. İkiyüzbir adet Kobalt 60 (Co-60) kaynağının yarım küre şeklinde tasarlanmasıyla elde edilmiştir. Kaynakların yarıçapları 1 mm olup kaynakla lokal nokta arası mesafe 40.3 cm’dir. Her bir kaynağın aktivitesi 30 curie (Ci)’dir. GammaKnife cihazı, kafa içi lezyonların tedavisinde kullanılmakta olup kullanımı çok kolay olan bir cihazdır. Hasta sabitlemesi için çerçeve (frame) adı verilen aparatlar kullanılır. GammaKnife cihazının en büyük dezavantajı, kaynak değişim maliyetinin yüksek olmasıdır.



Şekil 2.1. GammaKnife SRC, SRT cihazı

Konvansiyonel Linear Hızlandırıcılar (LİNAK): Konvansiyonel RT’de kullanılan LİNAK’lar, cihaz kafasına kon (cone) olarak adlandırılan ikincil kolimatörlerin yerleştirilmesiyle SRC ve SRT tedavilerinde kullanılabilirler. Eş düzlemlı olmayan bu tedavilerde birden fazla izomerkez bulunur ve her izomerkez için 4-5 adet ark kullanılır. Hastanın anatomik bilgileri BT görüntülerinden elde edilir ve bu görüntüler üzerinden planlamalar yapılır. Hasta sabitlemesi için çerçeve (frame) kullanımı gerekebilir



Şekil 2.2. Konvansiyonel LİNAK'ların SRC, SRT uygulamalarında kullanımı

Tomoterapi Cihazı: Tomoterapi cihazı, üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve YART yanında SRC ve SRT tedavileri yapabilen modern cihazlardan biridir. İkili (binary) yapraklara (leaf) sahip olan cihaz hareketli masası sayesinde helikal tedaviye olanak sağlamaktadır. Üstün özellikleri sayesinde keskin doz düşüşü sağlayan cihaz özellikle kafa içi lezyonların SRC ve SRT ile tedavisinde kullanılabilir.



Şekil 2.3. Tomoterapi cihazı

CyberKnife® Cihazı: CyberKnife® cihazı (CK), GammaKnife gibi sadece SRC ve SRT tedavileri için geliştirilmiş ileri teknoloji içeren bir cihazdır. Tedavi esnasında tümörün izlenmesine de olanak sağlayan cihaz, kafa içi lezyonların yanı sıra gövde yerleşimli tümörlerin tedavisinde de kullanılabilir. Altı milyon volt

(MV) enerjili LİNAK kafasının robotik kola eklenmesiyle geliştirilen CK, tümöral dokuya birçok noktadan radyasyon demeti gönderme imkanı sunmaktadır. Tedavi kafasına yerleştirilen 5-60 mm çaplarındaki konlar, radyasyon demetini şekillendirerek keskin doz düşüşü sağlamaktadır.



Şekil 2.4.CyberKnife SRC, SRT cihazı

SRC ve SRT uygulamalarında yüksek fraksiyon dozları farklı bir radyobiolojik mekanizmayla tümörün yok edilmesine olanak sağlar. Ablatif etki olarak tanımlanan bu mekanizmayla tümör konvansiyonel RT'deki gibi sadece DNA hasarıyla değil bunun yanında dokunun vasküler yapılarına verilen hasarla etkisiz hale getirilir (47). Ancak hedef bölgeden daha fazla hacimde ablatif etki meydana gelirse, çevre sağlıklı dokularda toksik etki oluşabilir. Dolayısıyla bu tedavinin yüksek bir pozisyon doğruluğuyla hastaya uygulanması gerekir. Fiziksel ve radyobiolojik kısıtlamalar dikkate alındığında ideal tedavi uygulanabilecek lezyonun büyüklüğü maksimum 4 cm olarak belirlenmiştir(48).

AAPM TG 51(American Assosiation of Physicsts in Medicine Task Group 51)'e göre stereotaktik radyocerrahinin uygulanabilmesi için 1 mm'lik pozisyon doğruluğunun sağlanması gerekir. Bu amaçla GammaKnife ve konvansiyonel LİNAK'larda çerçeve yardımıyla hastanın immobilizasyonu sağlanmaya çalışılmıştır. Ancak çerçeve uygulaması sadece kafa içi lezyonlarla sınırlıdır ve hasta konforu bakımından farksiyone tedavilere uygun değildir. Bu sebeple modern

cihazlarda pozisyon doğruluğunu sağlamak için tümör izleme ve senkronizasyon mekanizmaları geliştirilmiştir.

SRC ve SRT'nin güvenli bir şekilde uygulanması için izlenmesi gereken işlem sırası şu şekilde özetlenebilir:

- 1- Hastanın immobilizasyonunun sağlanması
- 2- Tedavi edilecek bölgenin lokalizasyonunun güvenli olarak belirlenmesi
- 3- Hedef dokuya yeterli dozda radyasyon verilmesi
- 4- Hedefi çevreleyen sağlıklı dokunun korunması
- 5- Tedavi esnasında lezyonun izlenmesi

2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART, yoğunluğu homojen olmayan ışın demetleri kullanılarak uygulanan bir tedavi yöntemidir. YART'da amaç, kompleks şekildeki tümör hacimleri için daha konformal doz dağılımı sağlayabilmektir. Bunun yanında tümöre daha yüksek radyasyon dozu verilmesi ve çevre sağlıklı organlarda daha iyi doz düşüşü amaçlanır. Bu yüzden YART'da yoğunluğu değişen çok sayıdaki radyasyon demeti kullanılır.

YART'da ışın yoğunluklarını değiştirebilmek için çeşitli yöntemler uygulanmaktadır. Geçmişte kama (wedge), filtre ve kompensatörlerle kontur düzensizliklerine karşı radyasyon demetinin yoğunluğu ayarlanmıştır. Günümüzde ise son teknoloji cihazların geliştirilmesiyle radyasyon demetinin yoğunluğu çok yapraklı kolimatörlerle (ÇYK) ve bu aparatları kontrol eden bilgisayar programlarıyla ayarlanmaktadır. Bu sistem sayesinde tedavi alanı birçok alt segmente bölünebilmekte ve bu segmentlerin demet yoğunluğu tedavi gerekliliklerine uygun olarak ayarlanabilmektedir(1). YART'ı ileri planlamalı YART ve ters planlamalı YART olmak üzere ikiye ayırmak mümkündür.

İleri planlamalı YART'da radyasyon demetlerinin ve bu demetlere ait alt segmentlerin özellikleri istenilen doz dağılımına göre önceden belirlenir. Radyasyon demetleri ve alt segmentler, tedavi planlama sistemine tanıtıldıktan sonra sisteme gerekli hesaplamalar yaptırılır ve oluşan doz dağılımı incelenir. Doz dağılımını optimum hale getirmek amacıyla tedavi alanları ve alt segmentlerde gerekli

değişiklikler yapılır ve optimum doz dağılımı elde edilmeye çalışılır. Alan içi alan, kama ve filtre kullanımı ileri planlamalı YART’da en sık tercih edilen yöntemlerdir.

Ters planlamalı YART’da ise sisteme tedavi gerekliliklerine göre sınırlamalar girilmekte ve sistem bu komutlar dahilinde gerekli ayarlamaları (yaprak hareketleri, segment sayısı, segment yoğunlukları, gantri dönüş hızı v.b.) yapmaktadır.

Ters planlamalı YART uygulamalarını dinamik YART ve “Adımla ve Şutla” (Step and Shoot) YART olarak sınıflandırmak mümkündür. Dinamik YART’da tedavi için ışın gönderilirken yapraklar (ÇYK) hareket halindedir. “Adımla ve Şutla” YART’da ise tedavi alanının alt segmentleri yapraklar yardımıyla belirlendikten sonra ışınlama yapılır. Cihaz tedavi için ışın verirken yapraklar hareket etmez. Bu iki uygulamanın birbirlerine göre avantajlı ve dezavantajlı yönleri Tablo 2.1’de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Dur ve ışınla YART(Step and Shoot) ve dinamik YART karşılaştırması

	ADIMLA ve ŞUTLA (STEP AND SHOOT YART)		DİNAMİK YART
	Konvansiyonel teknikten bir adım daha ileri		Daha kompleks
	Tedavi süresi göreceli olarak daha Uzun		Tedavi süresi daha kısa
	Verifikasyon daha kolay		Verifikasyon kompleks
	Transmisyon ve penumbra etkisi genelde düzeltilmez		Transmisyon ve penumbra etkisi düzeltilebilir

Günümüzde en sık kullanılan yöntem, dinamik YART yöntemidir. Son olarak geliştirilen Tomoterapi ve Rapidark gibi teknolojilerde masa hareketi ve gantri dönüşü gibi parametreler optimizasyon sistemine dahil edilmiştir. Böylece daha konformal tedavilerin yapılması mümkün hale gelmiştir.

2.4. Tedavi Planlama Algoritmaları

Algoritma, herhangi bir problemi belirli adım sayısında çözme anlamına gelmektedir. Tedavi planlama sistemlerinde bu çözme işlemi bilgisayarlarda gerçekleştirilmektedir. Tedavi planlama algoritmaları, planlama ile ilgili bize birçok çözüm sunar. Bunlar:

Monitor Unit Hesaplanması

İzodoz Dağılımları

Doz Hacim Histogramı (DVH) oluşturulması

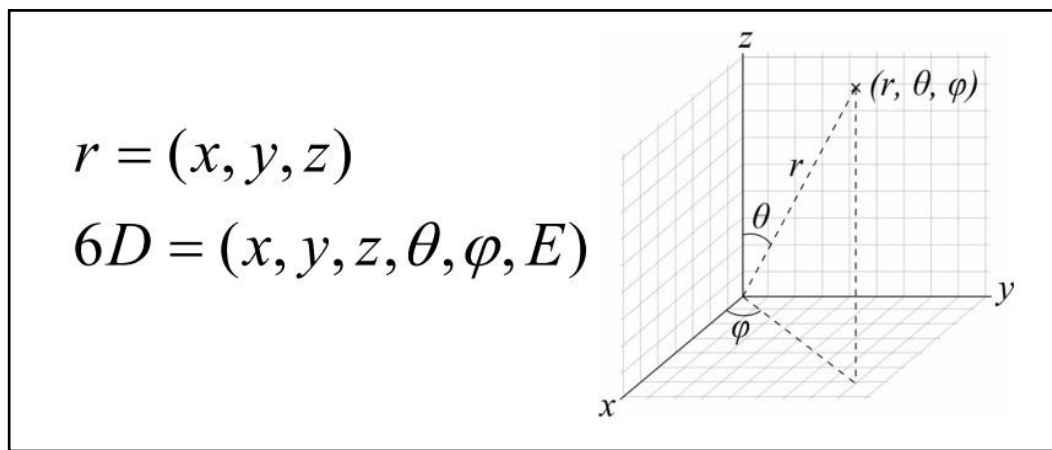
Doz Optimizasyonu

Digitally Reconstructed Radiographs(DRR) oluşturulması

Hesaplamalar, ölçülmüş veriler üzerinden yapılır. Hasta üzerindeki düzeltmeler derinlikle oluşan azalım etkisine göre yapılır. Hesaplama algoritmalarında çözümler farklı metotlarla oluşturulur. Bunlar sırası ile Monte Carlo metodu, Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) metodu ve Kalem Demet (Pencil Beam) metodu olarak adlandırılmaktadır.

2.4.1. Monte Carlo Metodu

Monte Carlo metodu, doz hesaplamaları için günümüzde kullanılan en doğru ve en güvenilir yöntemdir. Ancak uzun hesaplama zamanı ve yüksek maliyeti nedeniyle günümüzde kullanımı sınırlıdır (31). Bu sistemde milyonlarca foton ve ikincil elektronun fiziksel etkileşimlere göre izleyeceği yollar belirlenir. Rastgele üretilen 0 veya 1 sayılarıyla foton veya elektronun izleyeceği muhtemel yol belirlenir. Parçacığın konumu 6 boyutlu olarak karakterize edilir. Fiziksel etkileşim mekanizmaları belirlenir. (Fotoelektrik olay, Kompton Olayı). Tüm etmenler rasgele sayı üretici ile skorlanarak parçacığın izleyeceği yol hesaplanır.



Şekil 2.5. Monte carlo algoritmasında parçacığın uzaysal fazda 6 boyutlu olarak tanımlanması

Monte carlo simülasyonunda bir parçacığın taşınımının modellenmesi basit bir şekilde tarif edilirse:

Kuramsal parçacığın içinde bulunduğu ortamla fotoelektrik olay ve compton olayı olmak üzere iki şekilde etkileşimde bulunduğunu kabul edersek. İlk önce etkileşim olasılıkları belirlenir:

$$\Sigma \textit{toplam} = \Sigma \textit{fotoelektrik} + \Sigma \textit{kompton}$$

Etkileşim mesafesini belirlemek için rasgele sayılar $RN((0,1])$ belirlenir:

$$X = -\ln(RN) / \Sigma \textit{toplam} \text{ (cm)}$$

Başka bir rasgele sayı belirlenerek hangi etkileşimin gerçekleşeceği belirlenir: Fotelektrik etkileşim olması durumunda:

$$RN' = \Sigma \textit{fotoelektrik} / \Sigma \textit{toplam}$$

Diğer olasılıkta ise kompton etkileşimi gerçekleşir.

Etkileşimler sonucu oluşan saçılmış foton ve elektronların da enerji ve açı değerleri belirlenir.

Monte Carlo simülasyonunda doz ve akı büyüklükleri skorlanır. Parçacık ilgi alanının dışına çıkana kadar (Hasta geometrisinden çıkma, parçacığın soğrulması ve parçacığın eşik enerji değerinin altına düşmesi) izlenir

2.4.2. Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) Metodu

AAA hesaplama algoritması, üç boyutlu bir kalem demet çakıştırma uyarlama (süperposition convolution) algoritmasıdır. AAA hesaplama algoritması, iki bileşenden oluşur. Birincisi konfigürasyon algoritması ikincisi ise gerçek doz hesaplama algoritmasıdır.

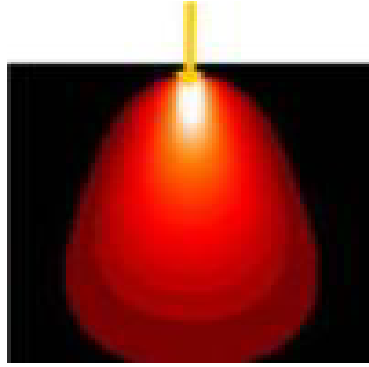
Konfigürasyon algoritması tedavi ünitesi için tedavi demetini parçacık, akı ve enerjiye göre karakterize eder. Modelleme birincil foton kaynağı, ekstra fokal foton kaynağı ve elektron kontaminasyon kaynağından oluşur.

Doz hesaplama algoritmasında ise vücut hacmi hesaplama matrisine göre üç boyutlu hücelere (voksel) bölünür. Her hücre (voksel) için ortalama elektron yoğunluğu BT görüntülerinden hesaplanır. Daha sonra radyasyon demeti kesitleri hücelerle çakışacak şekilde küçük demetçiklere (beamlet) bölünür. Her demetçik (beamlet) için doz üç kaynaktan gelen katkılar (birincil foton kaynağı, ekstra fokal foton kaynağı, elektron kontaminasyon kaynağı) toplanarak hesaplanır.

2.4.3. Kalem Demet (Pencil Beam) Metodu

Kalem demet hesaplama yöntemi, hastaya verilen kolime edilmiş radyasyon demetini çok sayıdaki küçük kalem demetlerin (pencil beam) toplamı kabul eder. Tüm bu kalem demetler hastaya giriş yaptığı eksen doğrultusunda doz bırakırlar. Hastaya bırakılan doz, akı yoğunluğuna ve spektruma göre değişir.

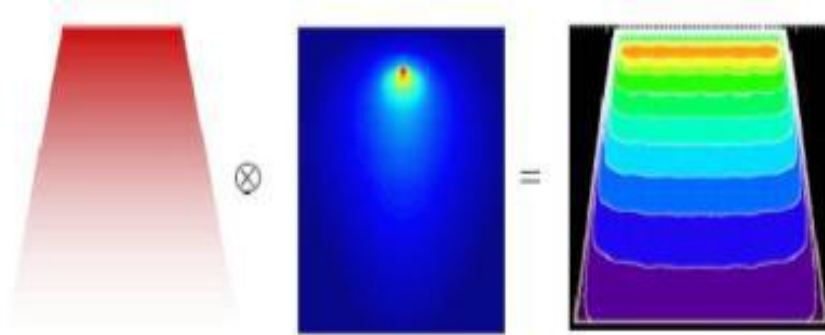
Küçük kalem demetlerin düzenlenmesi ve ağırlıklarının ayarlanması ÇYK'lar, bloklar gibi demet şekillendiriciler tarafından yapılır. Tek bir kalem demet, hasta girişinde küçük bir boyuta sahiptir. Kalem demet, yüzeye çarptığında yüzey altında doz depolanır. Bu doz dağılımı, saçılan fotonlar ve soğrulan elektronlar tarafından oluşturulur. Gözyaşı ya da armut diyebileceğimiz şekillerde oluşan bu dağılım, doz çekirdeği (kernel) olarak adlandırılır.



Şekil 2.6. Doz çekirdeği (Kernel)

Doz çekirdeğini (kernel), kalem demet girişindeki her noktanın doz değerini belirleyen bir tablo olarak düşünebiliriz. Hastanın hacmini hücelere (voksel) böldüğümüzü düşünürsek her kalem demetten gelen katkı toplam dozu bulmamızı sağlar. Bu hesaplama işlemi çakıştırma (süperposition) olarak adlandırılır. Tüm çekirdeklerin (kernel) aynı olduğu ve hasta yoğunluğunun değişmediği kabul edilirse

çakıştırma (superposition) işlemini hızlandırmak için Fourier dönüştürme uyarlama (transform convolution) yöntemi uygulanabilir.



Şekil 2.7 Radyasyon demetine çakıştırma (Superposition) ve uyarlama (Convolution) işleminin uygulanması

Konvolüsyon açıklaması:

Gerçek hasta, farklı yapıdaki dokulara sahiptir. Anatominin farklı bölgelerinde değişik yoğunluktaki dokular bulunur (kemik, kas, yağ v.b.). Bu dokuların radyasyon azaltım etkisi de doğal olarak farklı olmaktadır. Kalem demetlere ait hesaplamalarda bu farkların dikkate alınması faydalı olur. BT görüntülerinden her hücrenin (voksel) yoğunluğu belirlenebilir. Her kalem demetin taşıdığı doz miktarı, bu hücrelerin (voksel) yoğunluğuna göre ayarlanır. Bu ayarlamalar, tüm kalem demetlere uygulandıktan sonra çakıştırma (superposition) tekrar uygulanır ve böylece farklı dokular için düzeltme yapılmış olur. Ama bu düzeltme doku farklılıklarından kaynaklı hesaplama hatalarını tamamen yok etmez. Çalışmada kullandığımız CK ve Novalis Sistemleri, Pencil Beam algoritması ile hesaplama yapmaktadır.

AAA ve kalem demet algoritmalarında kullanılan çakıştırma uyarlama işleminin matematiksel olarak ifadesi:

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} \Psi_{\rho}(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3\vec{r}'$$

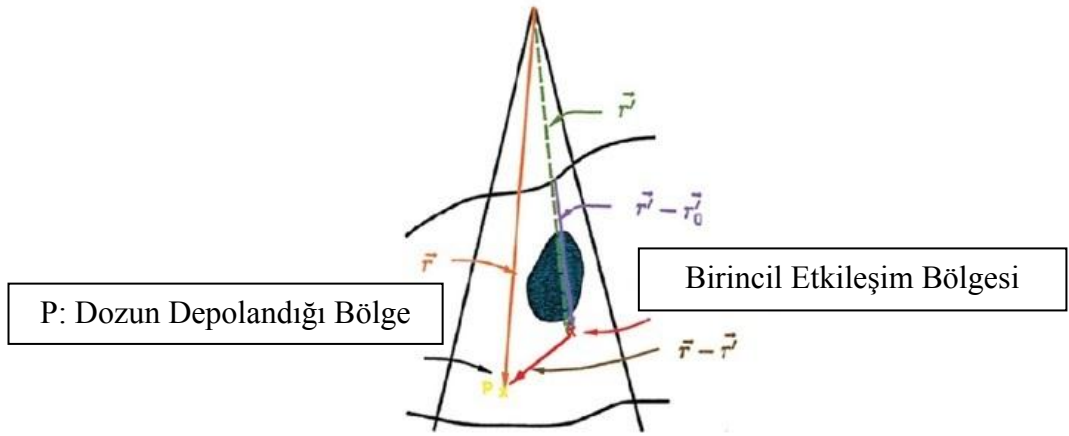
$$= \int T_{\rho}(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3\vec{r}'$$

μ/ρ : Kütle azalım katsayısı

$\psi_p(\mathbf{r}')$: birincil foton enerji akısı

$T_p(\vec{r}')$: birim kütlede depolanan toplam enerji

$A(\mathbf{r}-\mathbf{r}')$: konvolusyon kerneli (birincil fotonların etkileşim bölgesinde saçılan fotonlar ve elektronlar tarafından oluşturulan doz dağılım matrisi)



Şekil 2.8. Çakıştırma uyarlama yönteminin gösterimi

Eşitlik radyolojik mesafe için modifiye edildiği zaman (mesafenin elektron yoğunluğu suya göre düzeltildiği zaman) denklem aşağıdaki formatta olur.

$$D(\vec{r}) = \int T_{\rho}(\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot \vec{r}') A(\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')) d^3\vec{r}'$$

$\rho_{\vec{r}-\vec{r}'}$: kaynak ile birincil fotonun etkileşim bölgesi arasındaki radyolojik mesafenin uzunluğu

$\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot (\vec{r} - \vec{r}')$: Birincil fotonun etkileşim bölgesi ile doz depolanma noktası arasındaki mesafe

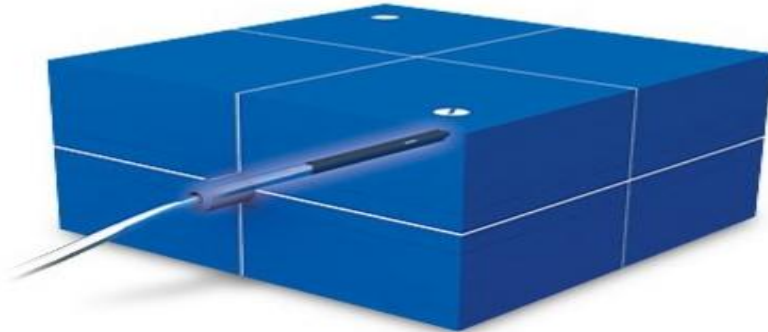
$T_{\rho}(\rho_{\vec{r}-\vec{r}'} \cdot \vec{r}')$: radyolojik mesafede depolanan toplam enerji

2.5. Yüksek Teknoloji RT’de (YART, SRC/SRT) Kalite Kontrol

Kalite kontrol (KK), özellikle YART ve SRC/SRT gibi modern tedavi yöntemlerinde önemli bir basamaktır. YART ve SRC/SRT gibi yöntemlerde tümöral dokuya yüksek radyasyon dozu verilirken hızlı doz düşüşleri ile çevre normal dokularda maksimum koruma sağlanmaktadır. Bu nedenle dozimetrik doğruluk çok önemlidir ve tedavilerin dozimetrik doğruluğunu test etmek ve iyileştirmek için birçok prosedür geliştirilmiştir. KK işlemleri, cihazlar için olduğu gibi hastaya özel olarak da hazırlanır ve uygulanırlar. Cihazların mekanik ve dozimetrik olarak stabil olmasının yanı sıra hastaya özel hazırlanan tedavilerin de doğru ve kalite prosedürlerine uygun olması gerekir.

2.5.1. Kliniğimizde CyberKnife SRC-SRT Cihazı İçin Hastaya Özel Uygulanan Kalite Kontrol Programı

CK cihazında hastaya özel tedavi KK programı iki şekilde uygulanabilir: Hasta planlamalarından elde edilen izodozlar Baby Blue fantom üzerine taşınır. “Baby Blue” fantomun iyon odası konfigürasyonlu ve film konfigürasyonlu olmak üzere sistemde iki BT görüntüsü bulunur. Hasta izodozları iyon odası konfigürasyonlu görüntü üzerine taşındığında planlamadaki doz değerleriyle iyon odası ile ölçülen doz değerleri karşılaştırılır. İyon odasının efektif noktası merkez kabul edilip, bu merkez etrafında 3 mm veya 5 mm yarıçapında küreler konturlanır. Konturun içindeki minimum ve maksimum doz değerleri okunur. İyon odası ölçümlerinin bu değerler arasında olması istenir.

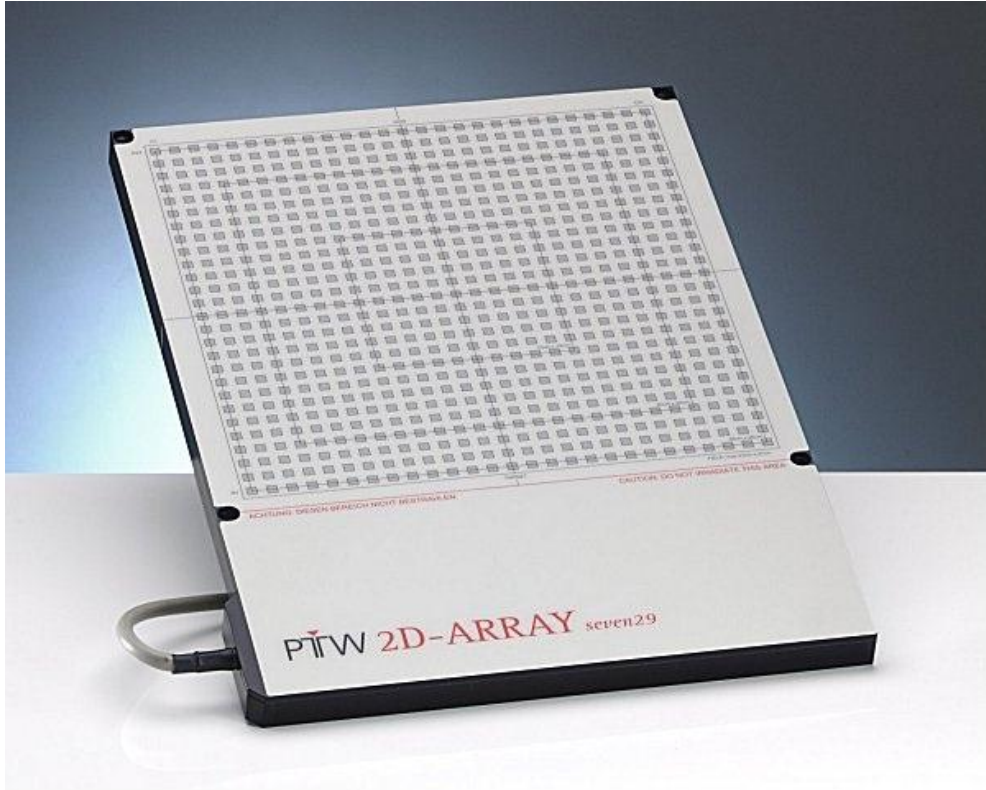


Şekil 2.9. Baby Blue fantom

İkinci teknikte tedavi planlamalarından elde edilen izodozlar “Baby Blue” fantomun film konfigürasyonlu BT görüntüsü üzerine taşınır ve filmler fantom içerisinde ışınlanır. Işınlanan filmler, tarayıcıda taranır ve VeriSoft yazılımı ile iki boyutlu gama analizi yapılır. Gama analizinde belirli yüzdede yakın doz alan noktaların belirli mesafede birbirine yakın olmasına göre değerlendirme yapılır. (Örn: %5 oranında yakın doz alan noktaların birbirine 5 mm yakınlıkta bulunması gibi) Değerlendirme kriterini geçen noktaların oran olarak %95’ten fazla olması beklenir.

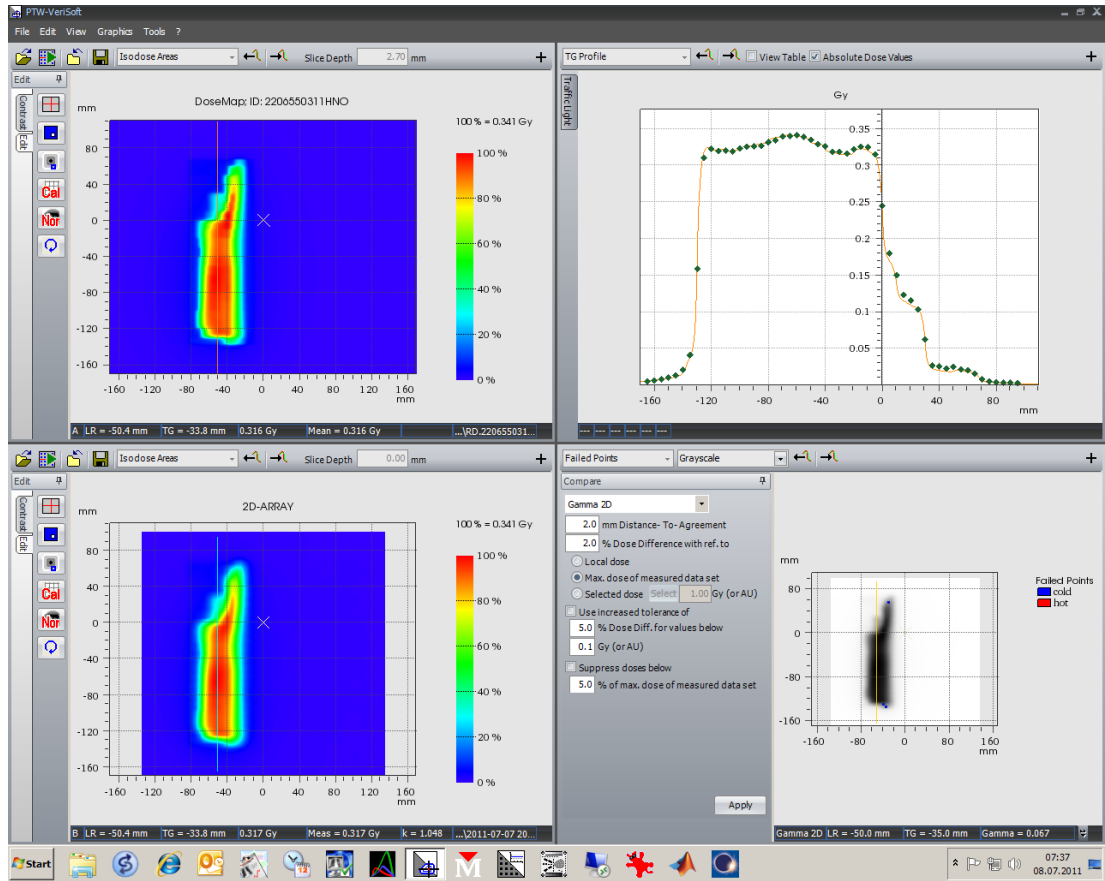
2.5.2. Kliniğimizde Novalis Brainlab Cihazı İçin Uygulanan Hastaya Özel Kalite Kontrol Programı

Novalis cihazında hasta tedavileri Seven29 2D Array radyasyon ölçüm cihazının üzerine taşınır. Seven29 2D Array, 729 adet iyon odasından oluşan matriks şeklindeki özel bir radyasyon ölçüm cihazıdır.



Şekil 2.10. Seven29 2D array ölçüm cihazı

Hasta planı, 2D array dedektörün üzerine taşındıktan sonra ışınlama yapılır. Detektörden elde edilen veriler VeriSoft yazılımına aktarılır. Bu verilerle iki boyutlu gama analizi yapılır. Gama analizinde %3 yakınlıkta doz alan noktaların 3 mm yakınlıkta bulunması kriteri uygulanır. Kriteri geçen noktaların oran olarak %95 ve üzerinde olması istenir. Şekil 2.11’de 2D Array matris dedektörle hazırlanan iki boyutlu gama analizi örneği gösterilmiştir.



Şekil 2.11. Verisoft programında iki boyutlu gama analizi

2.6. İmplant ve Dolgular

İmplant malzemelerinin tarihi, milattan önce 3000 yılına kadar dayanır. İnkaların tedavi hatalarını gidermek amacıyla altın ve gümüşü kullandığı bilinmektedir. Son 300 yılda enfeksiyon problemi nedeniyle implant materyallerinin kullanımını kısıtlı iken 1940’lardan sonra biyomateryal bilimi implantasyon için uygun materyallerin geliştirilmesine olanak sağlamıştır.

İdeal implant materyali, vücutta yabancı madde reaksiyonları oluşturmamalı, mikroorganizmaların gelişmesine imkân vermemeli, sterile edilebilir olmalı, toksik, alerjik ve karsinojenik özellik taşımamalıdır. İmplant materyalinde aranan en önemli özellik biyouyumluluktur. İmplant materyalinin doku ile fizyolojik olarak karşılıklı olumsuz etkileşimde bulunmaması biyouyumluluk olarak tanımlanır (36). İmplant malzemelerinde aranan diğer özellikler basınç ve deformasyona dirençli olmak, kolay çıkarılabilir olmak, kolay şekillenebilir olmak, kimyasal olarak kararlı olmak şeklinde sıralanabilir.

İmplant malzemesinin seçimi, implantın kullanıldığı bölgeye ve kullanım amacına göre belirlenir. Kullanılan implantın uzun ömürlü olması için çevre dokularla kararlı bir ara yüzey oluşturması şarttır (38). Tüm implantlar, uygulandıkları bölgede kas dokusu ve kemik yapılardan kaynaklı basınç ve gerilime maruz kalırlar. İmplantın boyutu, şekli, yüzey özellikleri ve katılık miktarı, üzerinde hissedilen basınç miktarını etkiler. İmplantasyon işleminde bu bilgiler göz önünde bulundurulmazsa implant materyalinde hasar ve çevre dokularda istenmeyen reaksiyonlar gerçekleşebilir. Yüzeye uygulanan kimyasal ve elektrokimyasal işlemlerle implant materyalinin ömrü uzatılabilir.

İmplant materyalleri uygulandıkları bölgede vücut akışkanlarıyla (su, yağ, oksijen v.b.) etkileşimde bulunmaktadır. Bu yüzden implant materyallerinin çok düşük seviyede korozyona uğraması istenir. Ama tüm implant metallerinin belirli seviyede korozyona uğrama problemi bulunmaktadır (34,36). İmplant üretiminde kullanılan malzemeleri genel olarak metaller, polimerler, seramikler ve biyolojik materyaller olmak üzere dört grupta inceleyebiliriz.

Metaller: Metaller, vücudun birçok bölgesinde implant malzemesi olarak kullanılırlar. Paslanmaz çelik, kobalt bazlı alaşımlar, titanyum ve titanyum alaşımları, biyolojik implant olarak kullanılan temel metallerdir. İdeal bir metal implantın biyouyumluluk özelliğine sahip olması, dayanıklı olması, korozyon direncine sahip olması ve görüntü kusurlarına sebep olmaması beklenir (40).

Paslanmaz çelikler, demir, krom nikel, molibdenyum, manganez ve silikondan oluşan alaşımlardır. Paslanmaz çelikler, implant olarak ilk kez 1920'lerde kullanılmaya başlanmıştır. Titanyum alaşımları ile beraber spinal çubuk üretiminde tercih edilirler(20). Paslanmaz çelikler, erken aşamada metal yorgunluğuna

uğradıkları için ve kolayca şekil değiştirdikleri için kalıcı implant olarak tercih edilmezler. Korozyon dirençleri düşük olduğu için de sabitleme amaçlı uygulamalarda kullanılmazlar (36,39). Paslanmaz çelikler, manyetik özellikleri nedeniyle manyetik rezonans görüntüleme (MRG) çok fazla görüntü kusuruna sebep olurlar.

Titanyumun kullanıma başlanması öncesinde kobalt bazlı alaşımlar, büyük oranda paslanmaz çeliklerin yerini almıştır. Bu alaşımlar, paslanmaz çeliğe göre daha yüksek korozyon direncine sahiptirler. Manyetik özellikleri bulunmadığı için de MR ve BT görüntülerinde daha az görüntü kusuru oluştururlar. Kobalt Kromyum Nikel (Co-Cr-Ni) alaşımları, kobalt kromyum molibdemyum (Co-Cr-Mo) alaşımlarından daha dayanıklıdır. Bunun sebebi, Nikel oranının yüksek olmasıdır ama yüksek oranda nikel bulunması korozyon direncinin düşmesine sebep olmaktadır. Kobalt bazlı alaşımların olumsuz özellikleri krom ve nikelin karsinojenik özellik taşıması, kobaltın ise karsinojenik özellik taşımasından şüphe edilen bir madde olmasıdır. Kobalt bazlı alaşımlardan oluşan implantların uygulandığı hastalarda kan ve idrar örneklerinde normalden fazla kobalt, krom ve nikelin bulunduğu rapor edilmiştir. (34)

Titanyum, saf şekilde ve alaşımlar halinde (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2.5Fe) implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Titanyum ve alaşımları, biyouyumluluk özellikleri en yüksek olan metallerdir. Kobalt bazlı alaşımlara göre yüksek korozyon direncine sahiptirler. Titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelik ve kobalt bazlı alaşımlara göre çok daha az görüntü kusuru oluştururlar.

Titanyum ve alaşımlarının olumsuz özelliği, vanadyumun sitotoksik özellikte olması ve alüminyumun Alzheimer hastalığına sebep olduğunun bilinmesidir (40).

Altın materyali de sınırlı miktarda da olsa implant materyali olarak kullanılmaktadır. Korozyon direncinin yüksek olmasına rağmen fazla dayanıklı olmaması ve pahalı olması altının kullanımını sınırlandırmaktadır. Buna rağmen yüz siniri bozukluklarında sık tercih edilen bir materyaldir (49).

Seramikler: Ortopedik implant materyali olarak kullanılan seramikler, alüminyum oksitler ve kalsiyum fosfatlardır. Bu seramikler, basınca çok dayanıklı olmalarına rağmen gerilime karşı dirençsiz ve kırılabilirler(37). Alüminyum oksitler, toz halindeyken sıcak presleme ile üretilirler. Böylece basınca karşı kemik

yapıdan daha dayanıklı hale gelirler. Kalsiyum fosfat seramikler ise yüksek oranda biyouyumluluk ve biyoreaktivlik özelliklerine sahip oldukları için implantların kaplama malzemesi olarak sıkça tercih edilirler (37,46). Titanyum ve titanyum alaşımları, genelde kalsiyum fosfat seramikler ile kaplanırlar.

Polimerler: Polimerler, monomer olarak adlandırılan temel elementlerin kimyasal olarak birbirine bağlanmasıyla elde edilirler. Organik polimerler ise merkezinde karbon atomu bulunan monomerlerden oluşur (33,35). Polimerler, kemik ve yumuşak dokuların yeniden yapılandırılmasında ve tamamlanmasında kullanılırlar. Genel olarak kullanımda olan polimerler, silikonlar, polimetilmetakrilatlar (PMMA), polyesterler, naylonlar, polietilenler, polipropilenler, siyanoakriletler ve politetrafloroetilenlerdir.

Silikonlar, vücut akışkanları içerisinde çok kararlı olup, biyouyumluluk ve çözüneme özelliklerine sahiptirler. Toksik özellik taşımazlar. Silikonlar, farklı akışkanlık seviyelerinde üretilebilirler. Akışkanlık miktarı, polimerleşme miktarına bağlıdır (49).

Poimetilmetakrilatlar (PMMA), kemik yapıların yerini alabilen yüksek yoğunluklu polimerlerdir. Daha çok kafa kemiklerinin yeniden yapılandırılmasında tercih edilirler (49). PMMA'nın polimerleşme işlemi ısıveren (ekzotermik) bir reaksiyon olduğu için implantın uygulanması esnasında çevre dokuların soğutulması gerekir.

Polyesterler, biyouyumluluk özelliğine sahip olup esnek, absorbe edilemeyen yapılandırma materyalleridir. Arterlerin yeniden yapılandırılmasında kullanılırlar(49). Gerilime dirençli ve stabil oldukları için abdominal bölge ve göğüs duvarının yeniden yapılandırılmasında tercih edilirler (49).

Poliamitler, biyouyumluluk özelliğine sahip olup kolayca şekillenebilen ve kolayca fibrozlanmaya uğrayan materyallerdir. Orbital bölge kusurlarının onarımında tercih edilirler (49).

Polietilenler ve polipropilenler, kimyasal olarak dirençli, gerilime dayanıklı ve sertliği artırılabilen materyallerdir. yüz kemiklerinin yeniden yapılandırılmasında kullanılırlar (49).

Siyonoakrilatlar, kolay kullanılabilen doku birleştirme ajanlarıdır. Deri ve tendon gibi yüksek oranda protein içeren dokular arasında sağlam ve kararlı bir bağlantı oluştururlar (49).

Politetrafloroetilenler, biyouyumluluk özelliğine sahip ve kimyasal olarak aktif olmayan materyallerdir. Orbita bozukluklarının yeniden yapılandırılmasında tercih edilirler (49).

Biyolojik Materyaller(Kolajenler ve Allodermiler): Kolajenler, üç polipeptit zincirinin üçlü-helikal şekilde dizilimiyle oluşan proteinlerdir. Vücutta en yaygın olarak bulunan proteinlerdir ve implant materyali olarak kullanılırlar (49).

Alloderm, yumuşak doku tamamlamada kullanılan, hücresel olmayan, yapısal ve biyokimyasal olarak bozulmamış dermal parçadır(49). Yüz kusurlarının onarılmasında, yaraların kapatılmasında, dudak dolgusu olarak ve meme ucu tamamlama materyali olarak tercih edilirler. Biyouyumluluk özelliklerine göre materyallerin vücut içerisindeki kullanım bölgeleri ve kullanım şekilleri Tablo 2.2’de gösterilmiştir.

Tablo 2.2 İmplant materyallerinin vücutta Kullanım bölgeleri ve kullanım amaçları

Uygulama Alanı	Malzemeler
<p>İskelet sistemi Eklemler</p> <p>Kırık kemik uçlarını tesbitte kullanılan ince metal levhalar</p> <p>Kemik dolgu maddesi, Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde</p> <p>Yapay tendon ve bağlar Diş implantları</p>	<p>Titanyum Titanyum-Aluminyum-Vanadyum Karışımları</p> <p>Paslanmaz çelik Kobalt-Krom alaşımları</p> <p>Poli(Metilmetakrilat)(PMMA) Hidroksiapatit</p> <p>Teflon Poli(Etilen traftalat) Titanyum, Alumina, kalsiyum fosfat</p>
<p>Kalp Damar Sistemi</p> <p>Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları</p> <p>Kataterler</p>	<p>Poli(etilen, teraftalat)</p> <p>Paslanmaz çelik, karbon</p> <p>Silikon kauçuk, teflon, poliüretan</p>

Tablo 2.2 İmplant materyallerinin vücutta Kullanım bölgeleri ve kullanım amaçları (Devam)

Organlar Yapay Kalp	Poliüretan
Duyu Organları	Platin elektrotlar
İç Kulak Kanalı	PMMA, silikon kauçuk, hidrojel
Göz içi Lensler	Silikon-akrilat, Hidrojeller
Kontakt Lensler Kornea Bandajı	Kolajen, Hidrojeller

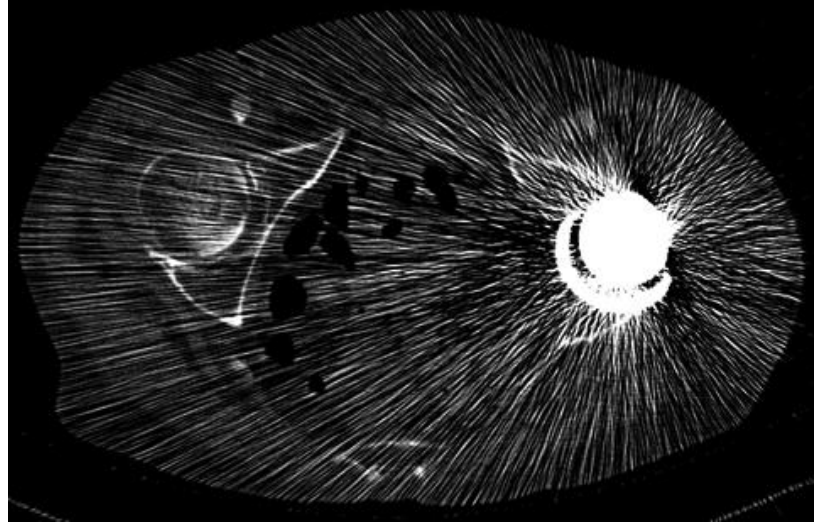
Diş dolguları, çürük ya da travmatik sebeplerle hasara uğramış sert diş dokularını onarmak için kullanılırlar. Amalgam malzemesi bakır, gümüş, kalay ve çinko'dan oluşan amalgam tozunun civa ile karıştırılması sonucu elde edilen sert ve dayanıklı bir malzemedir. Amalgam dolgularda civanın zararları, genelde tartışma konusu olmuştur (50).

Son 40 yıldır dişin doğal rengine uygun malzemeler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Bu türün ilk malzemesi, kompozit rezin adıyla kullanıma sunulan Bis-GMA (bis fenol a-glisidil dimetakrilat) maddesidir. İçerisindeki materyaller sayesinde 460-480 nm dalgaboyundaki görünür ışık (mavi ışık) ile çok kısa sürede polimerleşir ve sertleşirler (51). Estetik polimer rezinler günümüzde hem ön hem de arka dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır (51).

2.7. Harici Materyallerin Radyasyonla Etkileşmesi

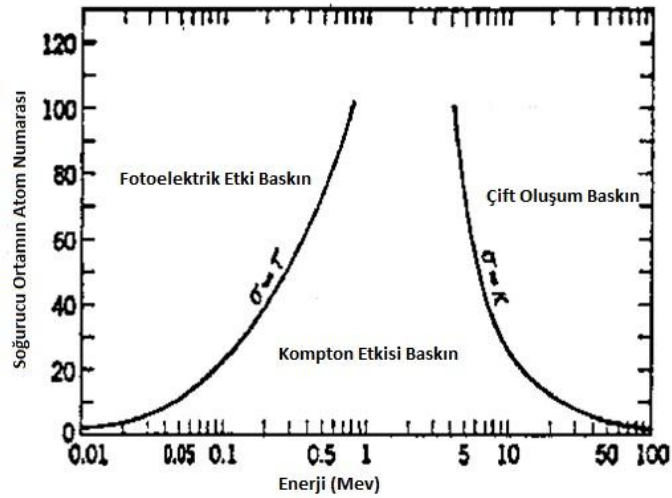
BT görüntüleme, hastanın anatomik bilgilerini doğru elde etmek adına RT'nin çok önemli bir basamağıdır (30). Radyasyon tedavisinde harici materyallerin bulunması durumunda karşılaşılan ilk problem BT görüntüleme karşımıza çıkar. Görüntü kusurları, yanlış Hounsfield Unit (HU) değerleri ve yüksek HU değerlerinin tedavi planlama sisteminde tanımlı olmaması, tedavi planlama öncesi karşılaşılan materyallerden kaynaklı problemlerdir (2,41,42). BT görüntülerinde metallere kaynaklı kusur oluşmasının en önemli sebebi metallere atom numaralarının çevre dokulardan fazla olmasıdır (21). Yüksek yoğunluklu materyallerden oluşan görüntü kusurları nedeniyle harici materyalin boyutları tam olarak belirlenemez (8,16). Bu

belirsizlik, doz hesaplama algoritmasının hesaplama doğruluğunu olumsuz olarak etkiler. Bu olumsuz etkiye bir örnek şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Harici materyal bulunması durumunda görüntüde oluşan belirsizlikler

Harici materyallerin bulunması durumunda radyasyonun bu materyallerle etkileşimi farklı olacağı için doz hesaplamada belirsizlikler ortaya çıkar. Radyasyon madde etkileşimleri incelendiğinde bu etkileşimlerin esnek saçılma, kompton olayı, fotoelektrik olay, çift oluşum ve fotodisintegrasyon olduğu görülür. Bu olayların gerçekleşme oranları radyasyonun enerjisine ve radyasyonun etkileştiği ortamın atom numarasına göre değişir(1). Bu değişim şekil şekil 2.13’te gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Foton madde etkileşimlerinin enerji ve atom numarasına göre değişimi

Düşük enerjilerde radyasyonun atom numarası yüksek bir materyalle etkileşimde bulunması durumunda fotoelektrik olay daha baskın hale gelir (1). Harici materyallerin atom numarası, vücut dokularına göre daha yüksektir. Bu durum, absorbe dozun tedavi planlama algoritması tarafından doğru hesaplanmasına engel teşkil etmektedir(17). Özellikle yüksek yoğunluklu implant materyallerinin varlığında bu problem, daha baskın hale gelmektedir. Materyallerde oluşan bu doz belirsizliği, çevre dokuların aldığı dozların hesaplanmasında da belirsizliklere sebep olmaktadır.

Harici materyaller, yüksek atom numaraları nedeniyle doz dağılımını olumsuz etkilerler (33,34,35) ve bu etki, tedavi planlama algoritmaları tarafından tam olarak tahmin edilemez (17). Ayrıca bu materyallerin radyasyon demetinin diverjansına uyumsuz olması nedeniyle yarı gölge etkisinden dolayı radyasyon demetini homojen olmayan bir şekilde zayıflattığı ve bu etkinin yine tedavi planlama algoritmaları tarafından tam olarak tahmin edilemediği bilinmektedir(17). Bu etki sonucu, materyallerin çevresindeki dokularda miktarı tam olarak belirlenemeyen doz düşüşü veya artışı meydana gelmektedir. Harici materyallerin bulunması durumunda oluşan bir diğer belirsizlik, doku ve implant arasında oluşan geri saçılmalardır. Kütle yoğunluğu fazla olan materyalden dokuya doğru geri saçılma miktarı fazla olmakta, bu ise dokuda doğru tahmin edilemeyen doz artışına sebep olmaktadır (12).

Tedavi planlama sisteminin doğru olarak tahmin edemediği doz düşmeleri, tümörün lokal kontrolünde azalmaya neden olabilir. Tedavi planlama sisteminin doğru olarak tahmin edemediği doz artışları ise çevre kritik organlarda doz artışına ve komplikasyonlara sebebiyet verebilir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. CyberKnife Sistemi

CK (Accuray Inc.,Sunnyvale,CA,USA) sistemi, sadece SRC ve SRT uygulamaları için geliştirilen en son teknoloji sistemlerden biridir. Mekanik olarak 6 MV skalasındaki minyatür LINAK'ın robotik kola eklenmesiyle üretilen cihaz, tedavi esnasında görüntü almayı sağlayan iki adet X-ışını tüpü ve iki adet 40x40 cm amorf silikon detektörle desteklenmiştir. Cihazın planlama sisteminde mevcut olan izleme yöntemleri sayesinde extra-kraniyel lezyonların da güvenilir bir şekilde tedavi edilmesi mümkün hale gelmiştir.



Şekil 3.1. CyberKnife tedavi uygulama ünitesi

CK cihazında radyasyon demeti, hastaya 5-60 mm çapındaki konularla şekillendirilerek birçok yönden gönderilir. Bu sayede eş düzlemliler (co-planar) ve eşdüzlemliler olmayan (non-coplanar) tedaviler uygulanabilmektedir. Özellikle içbükey (konkav) lezyonların tedavisinde eşdüzlemliler olmayan (non co-planar) tedaviler daha iyi sonuçlar verir.

CK cihazına özgü bir planlama sistemi, multiplan tedavi planlama sistemidir (Accuray Inc.,Sunnyvale,CA,USA). Bu sistem kullanıcı için birçok parametreye müdahale imkânı sunar. Planlama başında 5-60 mm arasındaki çaplara sahip 12 kolimatörlerden birisinin seçilmesi istenir. Eş düzlemliler ve eşdüzlemliler olmayan tedavi seçenekleri kullanıcıya sunulmuştur. Seçilen kolimatörle şekillendirilen 100-200 arası demet, hastaya ‘node’ olarak adlandırılan sabit noktalardan gönderilir. Lezyonun yerleşimine göre izleme yöntemi belirlenir ve en uygun tedavi planı hazırlanmaya çalışılır.

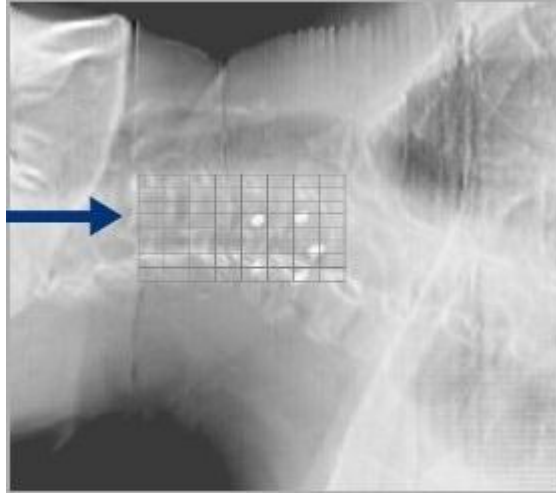
CK cihazının en üstün özelliklerinden birisi, hareketli lezyonların güvenilir bir şekilde tedavi edilmesine olanak sağlamasıdır. CK cihazına bu üstünlüğü sağlayan ise cihazda bulunan izleme yöntemleridir. Lezyonun yerleşimine ve bulunduğu bölgenin hareketine göre kullanılan izleme yöntemleri şu şekilde sıralanabilir.

6D Skull İzleme Yöntemi: İntrakraniyel lezyonların tedavisi için kullanılan izleme yöntemidir. Hastanın kafa kemikleri referans alınarak lezyonun yeri belirlenir. Termoplastik maske kullanımı sabitleme için yeterlidir ve çerçeve uygulamasına gerek yoktur. Sistemdeki görüntüleme ekipmanları sayesinde tedavi sırasında iki boyutlu görüntüler alınır. Bu görüntüler, planlamadaki görüntü ile karşılaştırılıp anlık düzeltmeler yapılır. Bu sayede tümörün çok yüksek doğruluk oranıyla lokalizasyonu sağlanmış olur.

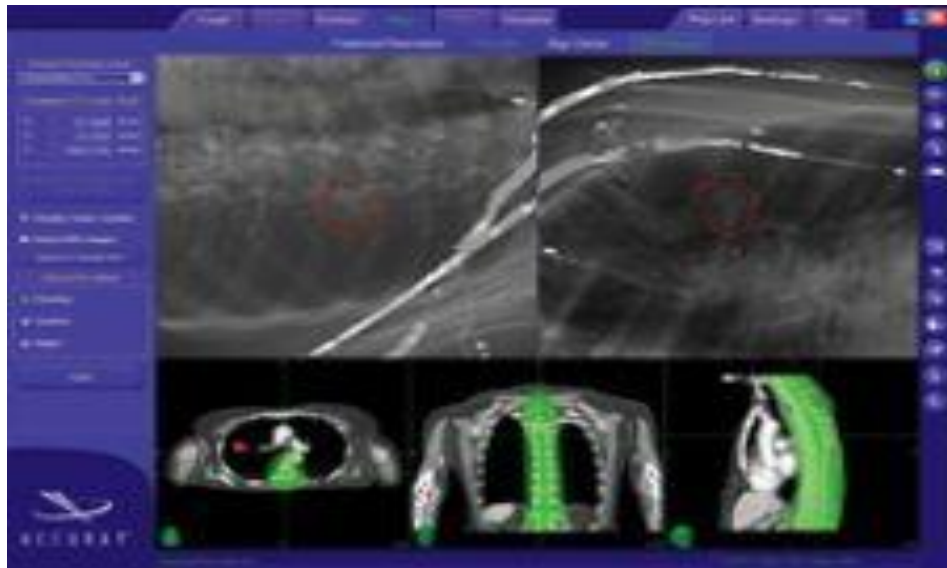


Şekil 3.2. 6D skull izleme yöntemi

X-Sight Omurga İzleme Yöntemi: Omurgada ya da omurganın yakınında yerleşmiş lezyonların tedavisi için kullanılan izleme yöntemidir. Algoritma omurgadaki bir bölgeyi izlemektedir. Bunun için mesh (ağ) adı verilen 9x9 luk bir matriks kullanmaktadır. Algoritmanın doğru olarak çalışabilmesi için “mesh” in boyutları doğru olarak belirlenmelidir. “mesh” omurgayı anterior/posterior yönünde tam olarak sarmalıdır. Omurga hareketi izlenerek tümörün lokalizasyonu doğru olarak belirlenmeye çalışılır. Omurganın cihaz tarafından belirli bir kısmı izlenir. Bu bölgenin cihaza doğru olarak tanıtılması gerekir. Ayrıca bu yöntemin başarılı olması için tedavi bölgesinin hiçbir hareketten etkilenmediği bilinmelidir.

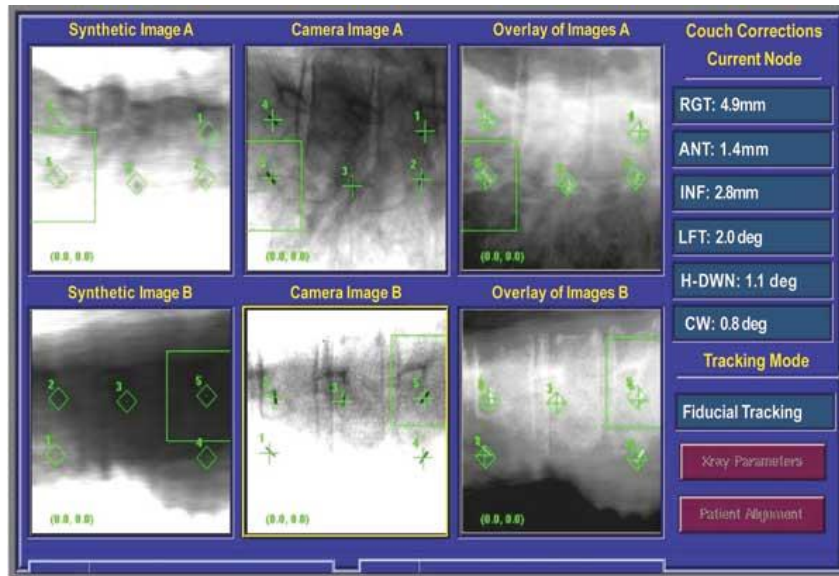


Şekil 3.3 Mesh matriksi



Şekil 3.4. X-Sight omurga izleme yöntemi

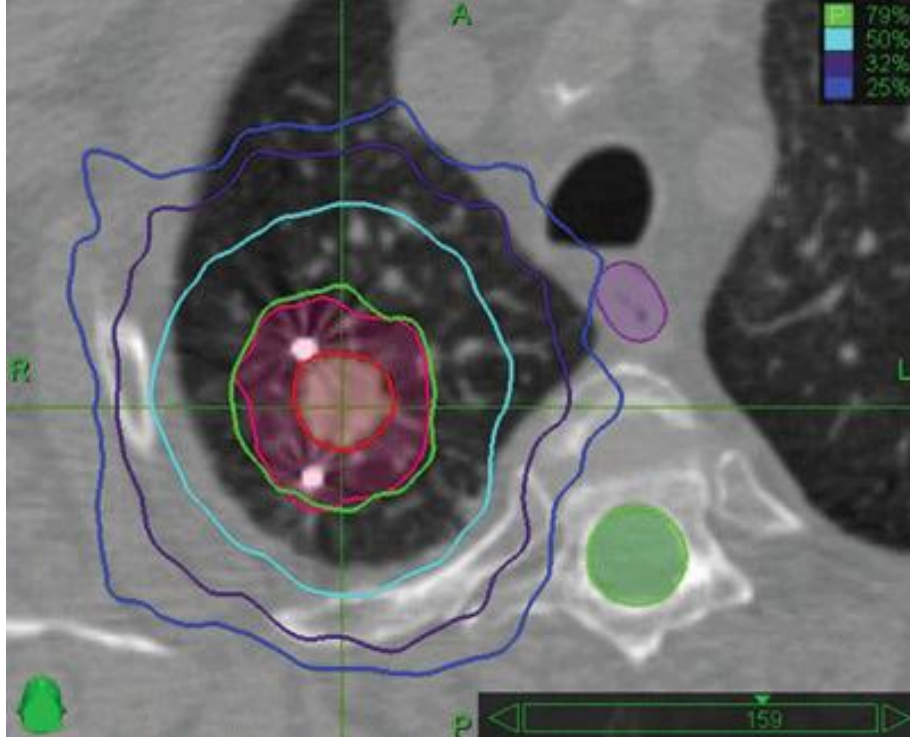
Fidüsiyel İzleme Yöntemi: Yumuşak doku bulunan lezyonların tedavisi için kullanılan izleme yöntemidir. Hastanın tedavi bölgesine altın veya paslanmaz çelik işaretleyiciler (fiducial) yerleştirilir. İşaretleyiciler yerleştirildikten sonra fibroz ile o bölgede sabitlenmeleri için 7-10 gün beklenmesi gerekir. İşaretleyiciler sabitlendikten sonra hastanın görüntüsü alınır. Planlama sistemi işaretleyiciler sayesinde tümörü doğru bir şekilde lokalize edip planlama yapar. Tümörün doğru olarak izlenebilmesi için 3 işaretleyici bulunması yeterlidir. Her bir işaretleyici birbirine en az 2 cm uzaklıkta bulunmalı ve aralarında en az 15 derece açı bulunmalıdır. İşaretleyicilerin lezyondan uzaklığı 5-6 cm'i geçmemelidir.



Şekil 3.5. Fidüsiyel izleme yöntemi

X-Sight Akciğer İzleme Yöntemi: Akciğer hastalarının tedavisi için kullanılan izleme yöntemidir. Bu yöntemde görüntülemeadaki kontrast farkından faydalanarak izleme yapılmaktadır. Fidüsiyel kullanmaya gerek yoktur. Bu sayede fidüsiyel implantasyonu esnasında oluşabilecek yan etkiler elimine edilmiş olur. Ayrıca fidüsiyel hareketinden kaynaklı pozisyonlama hataları da önlenmiş olur. X-sight akciğer izleme yöntemi iki aşamada uygulanır. İlk aşamada tümör yakınındaki kemik yapılardan yararlanarak hasta vücudu eşleştirmesi yapılır. İkinci aşamada hasta vücudu eşleştirme merkezi tümör izleme merkezine taşınır. Diğer izleme yöntemlerinde olduğu gibi gerçek zamanlı x-ışını görüntülemeleri DRR görüntüleri

ile eşleştirilir. İzleme yönteminin sağlıklı bir şekilde uygulanabilmesi için tümörün x-ışını görüntülemelerinde ayırt edilebilir olması ve lezyonun boyutunun her yönde 1.5 cm'den fazla olması gereklidir.



Şekil 3.6. X-Sight akciğer izleme yöntemi

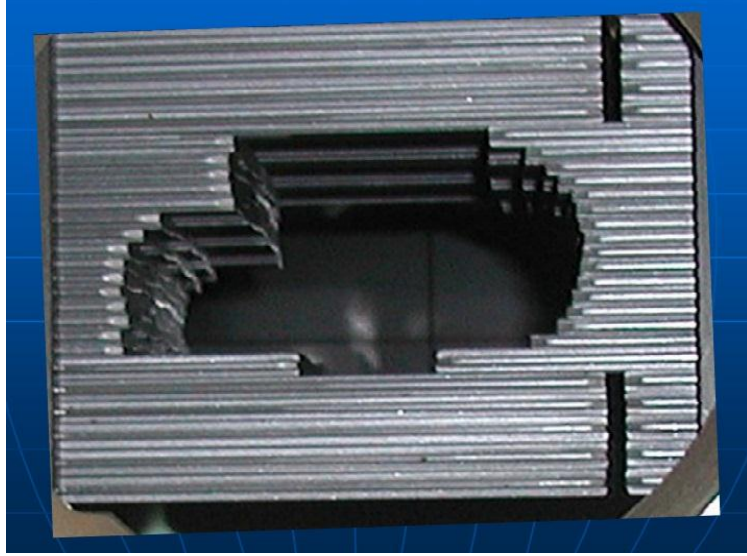
3.2. Novalis Sistemi

Novalis (Brainlab AG) sistemi, konvansiyonel LİNAK'ların modernize edilmiş halidir. 6 MV x-ray LINAK kafasına (VarianN600 C/D) sahiptir. 800MU/dak.'dan daha yüksek doz hızına ulaşabilir.



Şekil 3.6. Brainlab Novalis tedavi uygulama ünitesi

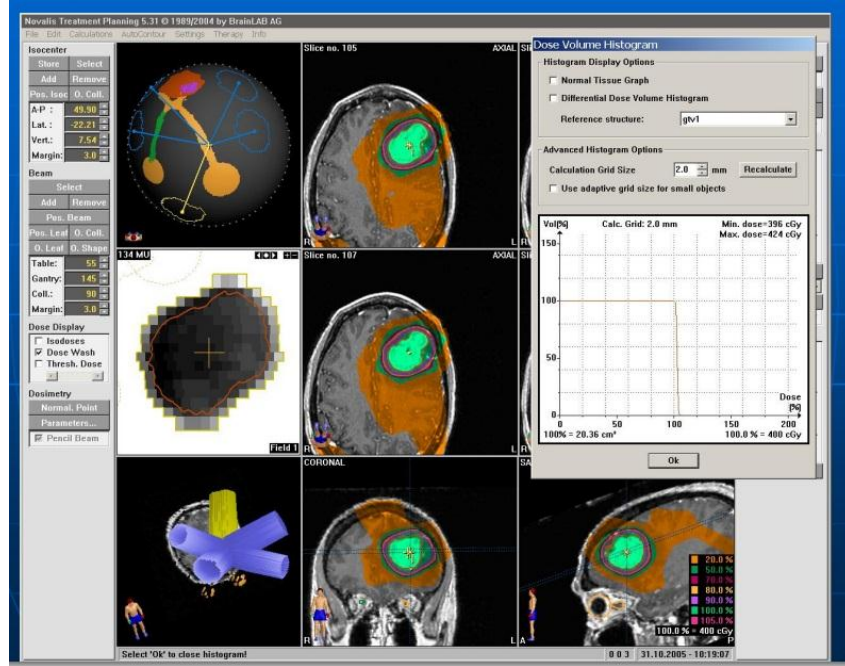
52 adet (26 çift) yaprağa (mÇYK) sahiptir. Bunların 14 çifti 3 mm, 6 çifti 4,5 mm, 6 çifti ise 5,5 mm kalınlığa sahiptir. Bitişik yapraklar arası konum farkı 95 mm'e kadar ulaşabilir. mÇYK'lerin cihazın kafasına sonradan eklenebilme özellikleri vardır.



Şekil 3.8. Brainlab Novalis Cihazına ait mikroÇYK dizilimi

Novalis sisteminde cihaz kafasına 4 mm, 6 mm ve 17,5 mm çaplarındaki konlar eklenerek eşdüzlemlı olmayan ark'larla SRC tedavisi uygulanabilir. Sistemde bulunan iki adet kV görüntüleme sistemiyle görüntü rehberliğinde pozisyon düzeltmesi yapılabilir. Sistemde mevcut bulunan karbon fiber masa 6 boyutta (3 dönme eksenı, 3 kaydırma eksenı) pozisyon düzeltmesi yapılmasına olanak sağlar. Hastaya yerleştirilen kırmızı ötesi (IR) işaretleyiciler sayesinde nefes döngüsünü izleme ve gating yöntemi uygulama seçenekleri bulunmaktadır. Novalis sisteminde iPlan planlama sistemi kullanılır. iPlan sistemi, MRG, pozitron emisyon tomografisi (PET) ve BT ile planlama imkanı sağlar. Düz (Forward Planning) planlamada kon arklar, konformal arklar, dinamik konformal arklar ve konformal demetler kullanılırken; ters planlama (inverse planning) da sliding window YART ve adımla ve şutla YART algoritmaları kullanılır.

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi A.D.'da Novalis cihazında her iki algoritma da mevcut olmasına rağmen aktif olarak sadece sliding window tekniğı kullanılır.



Şekil 3.9. iPlan planlama sistemi görünümü

3.3. RW3 Katı Fantom

RT’de elektron ve foton demetlerinin kalibrasyonlarının yapılması ve data ölçümleri önemli bir yere sahiptir. Bu ölçüm ve kalibrasyonlar insan vücuduna en yakın fiziksel özelliklere sahip olan su ortamında yapılır. Rutin ölçümlerde ise çok daha pratik olması nedeniyle su eşdeğeri katı fantomlar kullanılmaktadır. RW3 katı su fantomları beyaz polyesterden yapılmış olup 30x30 cm ve 40x40 cm olmak üzere iki farklı boyutta ve 1,2,5 ve 10 mm kalınlıklarda plakalardan oluşmaktadır. Fiziksel yoğunluğu $1,045 \text{ gr/cm}^3$ ve elektron yoğunluğu $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ tür. Yaptığımız çalışmada kolay işlenebilme özelliğinden dolayı RW3 katı su fantomu tercih edilmiştir.



Şekil 3.10. RW3 katı fantom

3.4. PinPoint 31015 İyon Odası

Pinpoint iyon odaları yüksek uzaysal çözünürlük gerektiren SRC ve YART ölçümleri için özel olarak tasarlanan ölçüm aygıtlarıdır. Genelde küçük alan dozimetrisinde, su fantomunda ve katı fantomda kullanılabilirler. Küçük boyutludurlar. Hassas hacimleri 2 mm çaplı kısımda 0.015 cm^3 , 2,9 mm çaplı kısımda $0,03 \text{ cm}^3$ tür. Havadan izole edilmiştir. Alüminyum merkezi elektroda sahiptir.



Şekil 3.11. Pinpoint iyon odası

3.5. Seven29 2D Array İyon Odası

729 adet kübik iyon odasından oluşan matriks şeklindeki radyasyon ölçüm ve verifikasyon cihazıdır. Paralel plakalı kübik iyon odalarının boyutu $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}$ dir. İyon odaları merkezleri arasındaki mesafe 10 mm 'dir. İyon odalarının çevresi, polimetil metakrilat (PMMA) materyali ile çevrilmiştir. 27×27 adet iyon odasından oluşan matriks şeklindedir. $27 \text{ cm} \times 27 \text{ cm}$ 'lik alan boyutu oluşturulabilir. Özellikle 2 boyutlu doz verifikasyonları ve profil ölçümleri için çok kullanışlıdır.



Şekil 3.12. Seven29 2D array iyon odası

3.6. 3x3x1 cm Ti-6Al-4V Cerrahi İmplant Materyali (TI)

Titanyum materyali, uzun yıllardan bu yana saf olarak veya alaşımlar halinde implant materyali olarak kullanılmaktadır. İmplant materyali olarak tercih edilmesini sağlayan biyouyumluluk ve mekanik üstünlük gibi birçok avantajı bulunmaktadır (13,15,19). Toksik değildir ve hiçbir mikroorganizma ile reaksiyona girmez(23,28). Titanyum materyali ve alaşımları hem ortopedi hem de diş hekimliği uygulamalarında cerrahi implant malzemesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Çalışmada kullandığımız alaşım yaklaşık olarak % 89,5 Alüminyum, % 6 alüminyum, % 4 vanadyum, %0,25 demir, % 0,25 oranında oksijen içerir. Yaptığımız çalışmada radyasyon ile etkileşimini ve tedavi dozu hesaplamadaki etkisini gözlemlemek amacıyla 30x30x10 mm boyutundaki Ti-6Al-4V materyali isteğe özel olarak üretilmiştir.

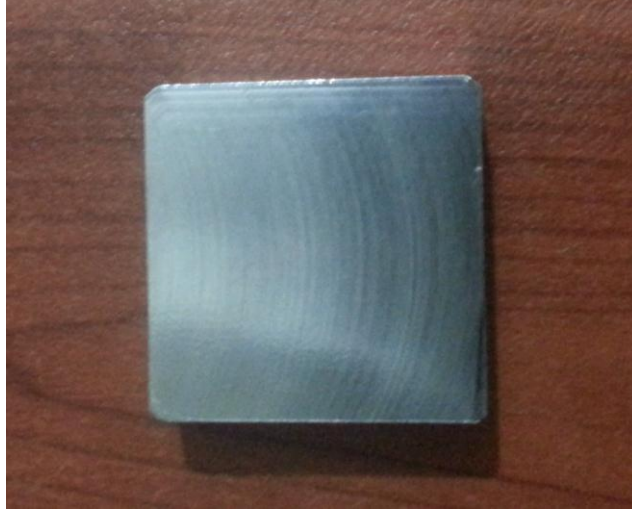


Şekil 3.13. 30x30x10 mm boyutlu Ti-6Al-4V cerrahi implant materyali

3.7. 3x3x1 cm CoCrMo Cerrahi İmplant Materyali (CO)

Genel olarak kobalt esaslı alaşımlar, yüksek aşınma direnci, yüksek sıcaklık direnci ve yüksek korozyon direncine sahip malzemelerdir. Bu nedenle ortopedi ve diş hekimliği uygulamalarında implant malzemesi olarak kullanılırlar. Alaşımı oluşturan maddelerin miktarı değiştirilerek daha iyi mekanik ve kimyasal özellikler taşıyan materyaller elde edilebilir. Çalışmamızda kullanılan alaşım yaklaşık %63 oranında Co 60, %28 oranında Krom % 6 oranında molibdenyum % 1 oranında

demir, %1 oranında nikel ve % 1 oranında karbon içerir. Fiziksel yoğunluğu yaklaşık olarak $8,3 \text{ gr/ cm}^3$ 'tür. Bu çalışmada radyasyon ile etkileşimini ve tedavi dozu hesaplamadaki etkisini gözlemlemek amacıyla $30 \times 30 \times 10$ mm boyutundaki CoCrMo materyali isteğe özel olarak üretilmiştir.



Şekil 3.14. $30 \times 30 \times 10$ mm boyutlu Co-Cr-Mo cerrahi implant materyali

3.8. $3 \times 3 \times 1$ cm Kompozit Dolgu Materyali (KD)

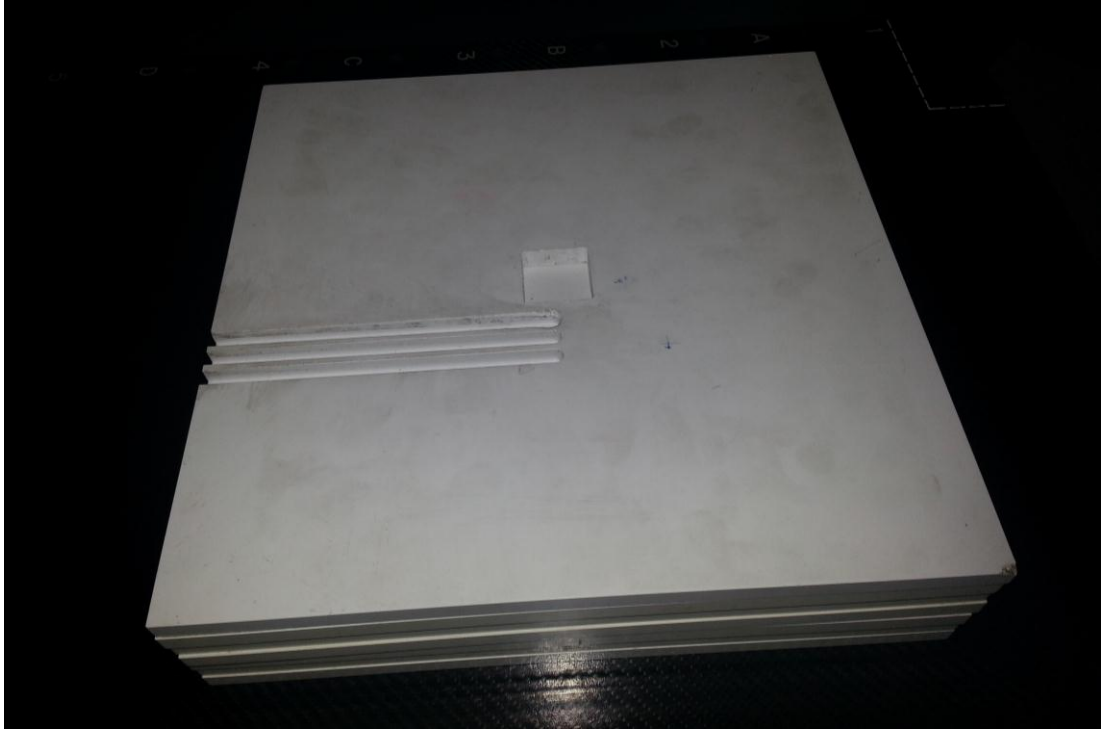
Kompozit dolgu materyali, içinde silikon dioksit parçacıkları olan plastik bir karışımdır. Beyaz dolgu olarak da bilinir. Isı ile sertleştirilir. Hastanın dişlerine en yakın şekil ve rengi alabilirler. Renk skalası geniş olduğundan her diş rengine uygun olarak üretilebilirler. Kolaylıkla şekillendirilerek üzerine cila işlemi yapılabilir. Kompozit dolgu işleminden sonra dişler hemen kullanılmaya başlanabilir. Bu çalışmada radyasyon ile etkileşimini ve tedavi doz dağılımına etkisini gözlemlemek amacıyla $30 \times 30 \times 10$ mm boyutundaki kompozit dolgu materyali özel diş kliniğinde isteğe özel olarak üretilmiştir.



Şekil 3.15. 30x30x10 mm boyutlu kompozit dolgu materyali

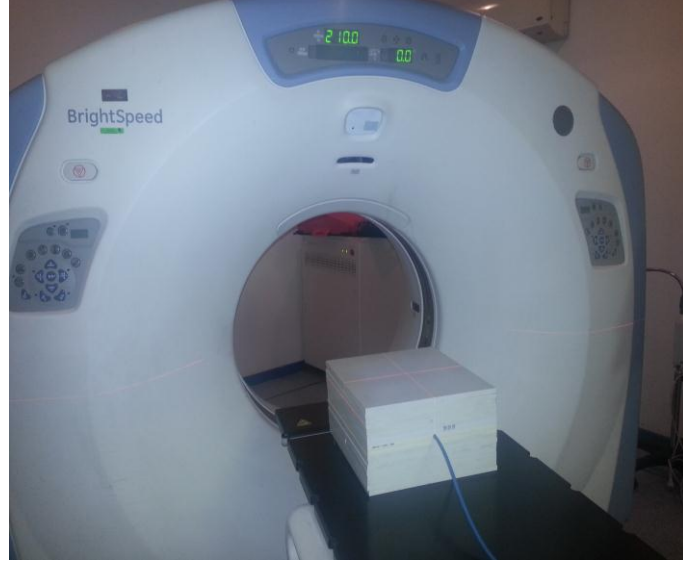
3.9. YÖNTEM

Meditel firması aracılığı ile PTW Freiburg firmasından temin edilen 30X30 cm boyutundaki 1cm kalınlığındaki RW3 katı fantomun ortasına implant ve dolgu materyallerini yerleştirmek için 3x3 cm boyutunda yuva açıldı. Ölçümler iyon odası ile yapılacağı için materyallerin sağ tarafında iyon odası yuvaları oluşturuldu.



Şekil 3.16. Ölçüm için özel olarak hazırlanmış RW3 katı fantom

3x3x1 cm boyutlarındaki 2 farklı (TI, CO) cerrahi implant malzemesi ve kompozit dolgu malzemesi bu bölmeye yerleştirildikten sonra fantomun altına 10 cm, üstüne ise 5 cm katı fantom eklenerek insan vücudu içerisindeki implant simüle edilmiş oldu. Fantomun bu şekliyle BT simülatörde görüntüsü alındı. Görüntüler Novalis ve CyberKnife sistemlerine aktarıldı.



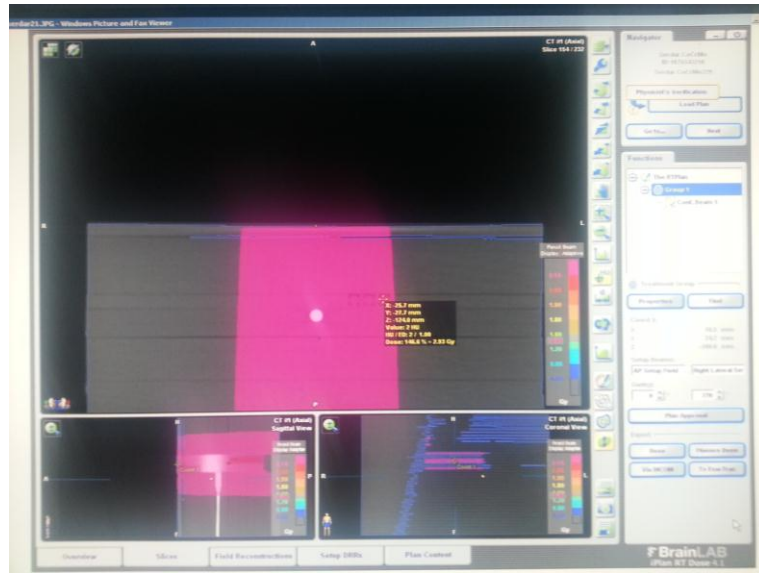
Şekil 3.17. Fantomun BT simülasyonunun yapılması

3.9.1. Brainlab Novalis Cihazında Yapılan Ölçümler

Novalis TPS de 9,8x9,8 cm alanda 90 derece kolimatör açısında kaynak cilt mesafesi (KCM) = 100 cm'de 200 monitor unit (MU) dozda radyasyon demetiyle planlama yapıldı. İmplant materyallerinin alt tarafında 0,5 cm, 1 cm ve 1,5 cm uzaklıklarda, üst tarafında 0,5 cm, 1 cm ve 1,5 cm uzaklıklarda ve materyallerin sağında 1cm, 2 cm ve 3 cm uzaklıklarda pinpoint 31015 iyon odası ile nokta doz ölçümleri alındı. Her noktada ölçümler 5'er kez tekrarlandı. Novalis cihazında CO, TI ve KD materyalleri için materyallerin çevresinde alınan nokta doz ölçümleri, ölçümlerin ortalamaları hesaplanarak standart sapmalarıyla beraber tablolara kaydedildi. Ölçüm alınan noktalardaki planlama değerleri de tablolara kaydedilerek planlama ve ölçümler arasındaki yüzde farklar hesaplanarak tablolarda gösterildi.



Şekil 3.18. Novalis sistemindeki ölçümün set-up görüntüsü



Şekil 3.19. Brainlab Novalis sisteminde nokta doz değerlerinin planlamadan okunması

3.9.2. CyberKnife Cihazında Yapılan Ölçümler

CyberKnife Sisteminde ise $KCM = 750,88$ mm uzaklıkta 60 mm kon kullanılarak 900 MU doz verecek şekilde 90° lik tek açılı demetle tedavi planlaması yapıldı. İmplant materyallerinin alt tarafında 0,5 cm, 1 cm ve 1,5 cm uzaklıklarda, üst tarafında 0,5 cm 1 cm ve 1,5 cm uzaklıklarda ve materyallerin sağında 1 cm, 2 cm ve 3 cm uzaklıklarda pinpoint 31015 iyon odası ile nokta doz ölçümleri alındı.

Her noktada ölçümler 5'er kez tekrarlandı. CK cihazında CO, TI ve KD materyalleri fantoma yerleştirilerek hazırlanan tedavi planlamalarına uygun ışınıldılar. Materyallerin çevresinde nokta doz ölçümleri alındı. 5'er kez alınan ölçümlerin ortalama değerleri ve standart sapmaları hesaplandı. Ölçüm yapılan noktalardaki planlama değerleri de kaydedilerek ölçüm ve planlama arası yüzde farklar hesaplandı. Tüm bu değerler tablolar ve grafikler halinde gösterildi.



Şekil 3.20.CyberKnife sistemindeki ölçümün set-up görüntüsü



Şekil 3.21.CyberKnife sisteminde nokta doz değerlerinin planlamadan okunması

3.9.3. Nokta Doz Ölçümü Hesaplanması

Katı su fantomunda nokta doz ölçümleri küçük boyutu ve hassasiyeti nedeniyle pinpoint 31015 iyon odası ile yapılmıştır. CK ve Novalis cihazlarında ise günlük rutinde katı fantomdaki doz kalibrasyonları 0,6 cc iyon odası ile yapılmaktadır. Elektrometre okumalarından doz değerleri elde edilirken 0,6 cc iyon odasına ait kalibrasyon faktörlerini kullanabilmek için Pinpoint 31015 iyon odası ile 0,6 cc iyon odası arasında çarpaz kalibrasyon yapmak gerekmiştir.

Katı fantomda 5 cm derinliğe yerleştirilen 0,6 cc iyon odası ile pinpoint 31015 iyon odalarına üçer kez 200 MU doz verilerek elektrometre okuma değerleri kaydedilmiştir. Kaydedilen bu değerler birbirine oranlanarak iyon odaları arasındaki çarpaz kalibrasyon faktörü (ÇKF) belirlenmiştir. Ölçüm değerlerine göre elde edilen bu oran:

$$\text{Ç.K.F.} = \frac{M0.6 \text{ cc}}{M_{pinpoint}} = 45,75$$

olarak belirlenmiştir.

ÇKF'nin de kullanılmasıyla elektrometreden okunan yük değeri denklem 3.1 de belirtildiği gibi doz değerine çevrilir.

$$D = M \times N_{DW} \times k_Q \times Su/RW3 \times C_{TP} \times \text{Ç.K.F.} \quad (3.1)$$

M: Elektrometre Okuma Değeri

N_{DW}: İyon Odası Kalibrasyon Faktörü

k_Q: Kalite Faktörü

Su/RW3: Su ile Katı Fantom arası Çevrim Faktörü

C_{TP}: Sıcaklık Basınç Düzeltmesi

Ç.K.F. : Çarpaz Kalibrasyon Faktörü

3.9.4. Profil Ölçümleri

Harici materyallerin radyasyon demet profiline etkisini gözlemlemek için bir dizi ölçümler yapıldı. Novalis cihazında 10x10 alan, KCM = 100 cm ve 90° kolimatör değerlerindeki 400 MU doza sahip demetler oluşturuldu. Seven29 2D array iyon odası ile hiçbir materyal yokken profil ölçümü yapıldı. Sonrasında materyaller sırasıyla fantom içerisine yerleştirilerek ölçümler alındı. Böylece materyallerin radyasyon demetinin profilinde ne kadar değişiklik yaptığı gözlemlendi.



Şekil 3.22. Brainlab Novalis cihazında implant materyalleri ile profil ölçümleri yapılması

4. SONUÇLAR

4.1. Novalis Cihazında Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

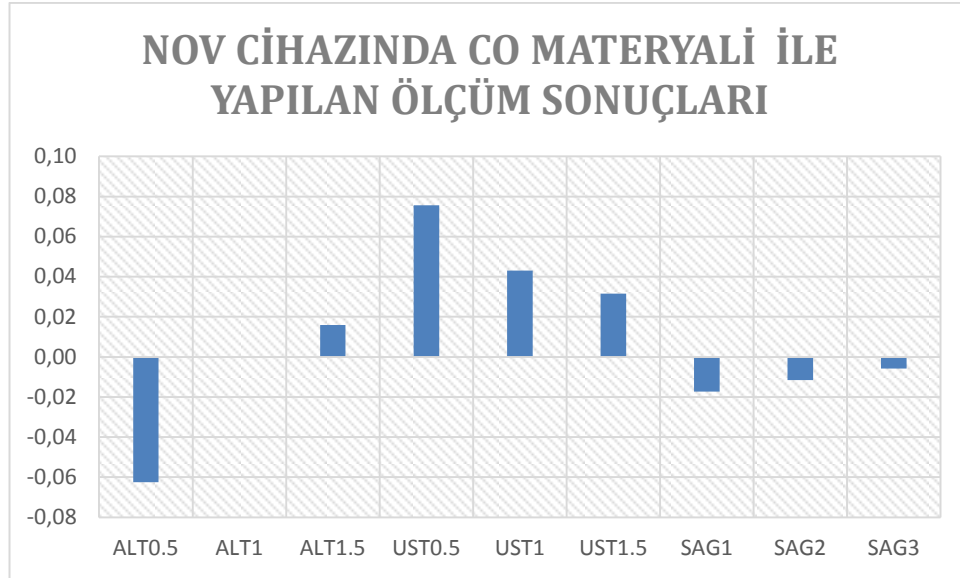
4.1.1. Novalis Cihazında CO Materyali ile Yapılan Nokta Doz ölçümleri

Novalis Brainlab cihazında CO implant materyali için planlama değerleri ölçüm değerleri ve yüzde farkları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Novalis cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy)	Doz Ölçümü±SS (cGy)	% Fark
Alt 0,5 cm	136	128±0,7	-% 6
Alt 1 cm	129	129±0,7	%0
Alt 1,5 cm	124	126±0,6	%2
Üst 0,5 cm	171	185±0,9	%8
Üst 1 cm	178	186±0,9	%4
Üst 1,5 cm	184	190±1	%3
Sağ 1 cm	177	174±0,8	-%2
Sağ 2 cm	176	174±0,8	-%1
Sağ 3 cm	173	172±0,8	-%1

Planlama ile ölçüm değerleri arasında oluşan yüzde farklar ölçüm alınan noktalara göre Şekil 4.1’de grafikte gösterilmiştir. En çok farklılık miktarının materyalin 0,5 cm üstünde %8, en az farklılık miktarının materyalin sağ tarafında 1 cm ve 2 cm uzaklıklarda %1 olarak bulunduğu görülür.



Şekil 4.1 Novalis cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi

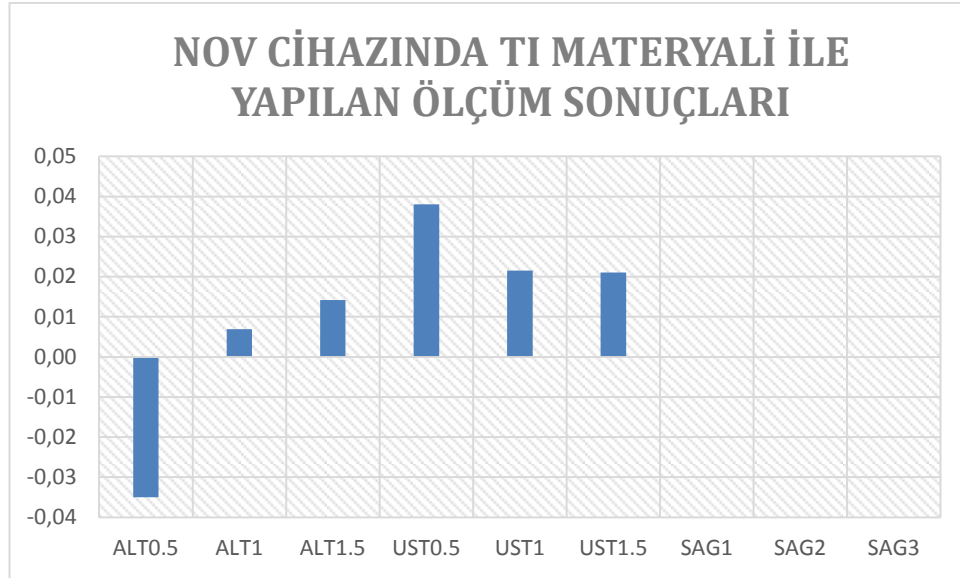
4.1.2. Novalis Cihazında TI Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

Novalis cihazında Ti6VA1 materyali ölçüm ve planlama değerleri ve yüzde farkları tablo 4.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Novalis cihazında TI Materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy ₉)	Doz Ölçümü±SS (cGy)	% Fark
Alt 0.5 cm	148	143 ± 0,7	-%3
Alt 1 cm	143	144 ± 0,7	%1
Alt 1.5 cm	139	141 ± 0,7	%1
Üst 0.5 cm	177	184 ± 0,9	%4
Üst 1 cm	182	186 ± 0,9	%2
Üst 1.5 cm	186	190 ± 1	%2
Sağ 1 cm	174	174 ± 0,9	%0
Sağ 2 cm	174	174 ± 0,	%0
Sağ 3 cm	171	171 ± 0,8	%0

Oluşan yüzde farkların ölçüm alınan noktalara göre grafiği oluşturulmuştur. (Şekil 4.2) Burada en fazla dozimetrik farklılığın materyalin 0,5 cm üzerinde % 4, en az dozimetrik farklılığın materyalin sağ tarafındaki ölçümlerde % 0 olarak bulunduğu görülür.



Şekil 4.2. Novalis cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

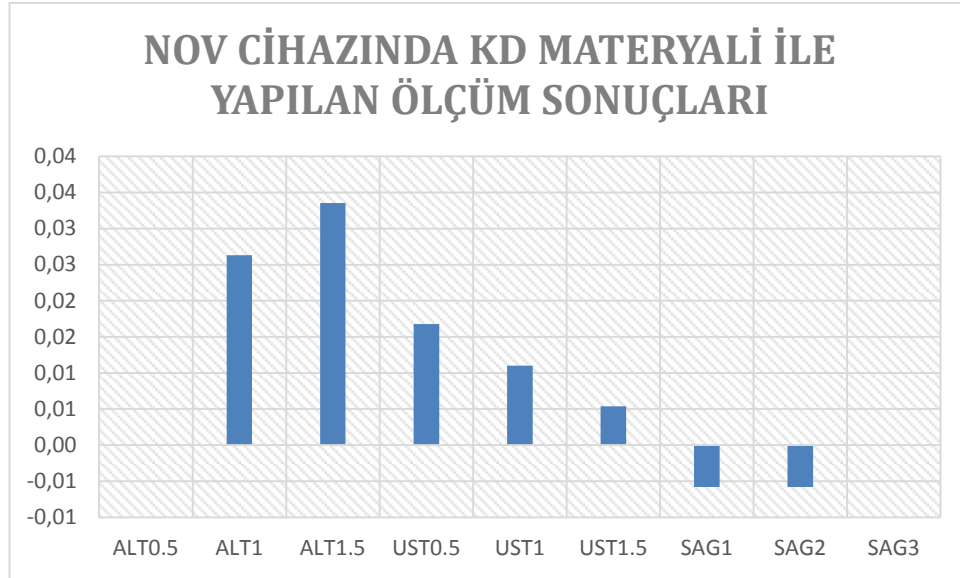
4.1.3. Novalis Cihazında KD Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

Novalis cihazında Ti6VA1 materyali için ölçüm değerleri planlama değerleri ve oluşan yüzde farklar Tablo 4.3’de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Novalis cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy)	Doz Ölçümü±SS (cGy)	% Fark
Alt 0.5 cm	151	151 ± 0,8	%0
Alt 1 cm	148	152 ± 0,8	%3
Alt 1.5 cm	144	149 ± 0,8	%3
Üst 0.5 cm	176	179 ± 0,9	%2
Üst 1 cm	180	182 ± 0,9	%1
Üst 1.5 cm	185	186 ± 1	%1
Sağ 1 cm	174	173 ± 0,9	-%1
Sağ 2 cm	174	173 ± 0,9	-%1
Sağ 3 cm	171	171 ± 0,9	%0

Oluşan yüzde farkların ölçüm alınan noktalara göre grafiği oluşturulmuştur. (Şekil 4.3) Burada en fazla dozimetrik farklılığın materyalin 1,5 cm altında %3 ve en az dozimetrik farklılığın materyalin 3 cm sağında %0 olarak belirlendiği görülmüştür.



Şekil 4.3. Novalis cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi

4.2. CyberKnife Cihazında Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

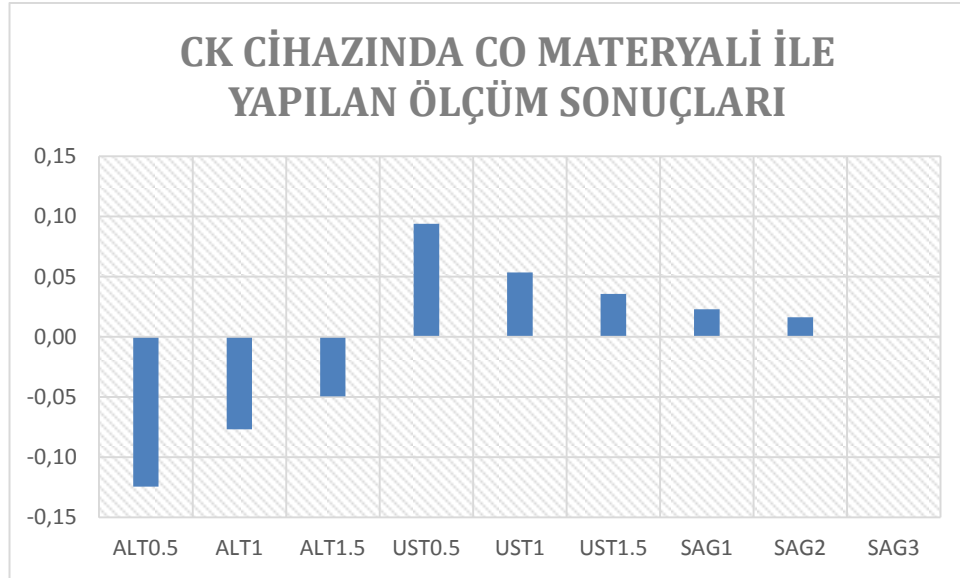
4.2.1. CyberKnife Cihazında CO Materyali ile Yapılan Nokta Doz ölçümleri

CK cihazında CO materyali için nokta doz ölçümleri ve planlama değerleri ve bu değerlerin yüzde farkları Tablo 4.4 de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. CK cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy)	Doz Ölçümü \pm SS (cGy)	% Fark
Alt 0.5 cm	695	618 \pm 1,58	-% 11
Alt 1 cm	663	615,6 \pm 1,14	-% 7
Alt 1.5 cm	628	598,4 \pm 1,14	-% 5
Üst 0.5 cm	858	947 \pm 0,71	% 10
Üst 1 cm	901	952 \pm 1,58	% 6
Üst 1.5 cm	944	978,8 \pm 1,10	% 4
Sağ 1 cm	715	731,8 \pm 0,84	% 2
Sağ 2 cm	109	110,8 \pm 0,45	% 2
Sağ 3 cm	21	21 \pm 0,1	% 0

Ölçümler ve planlama değerleri arasındaki yüzde farkların ölçüm alınan noktalara göre grafiği oluşturuldu. (Şekil 4.4) Bulgulara göre en fazla dozimetrik farklılık materyalin 0,5 cm altında %11 ve en az dozimetrik farklılık materyalin 3 cm sağında %0 olarak bulunmuştur.



Şekil 4.4. CK cihazında CO materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi

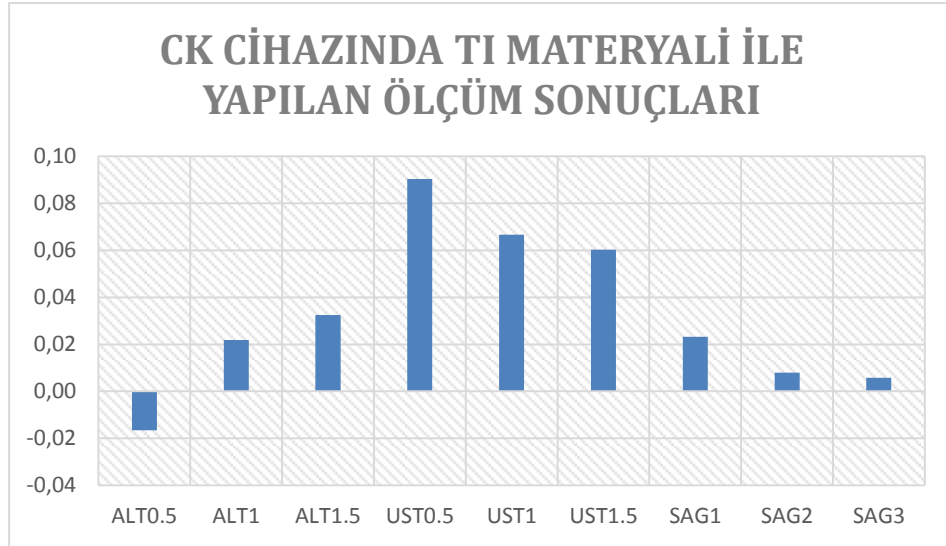
4.2.2. CyberKnife Cihazında TI Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

CK cihazında TI materyali için ölçüm değerleri, planlama değerleri ve yüzde farklar Tablo 4.5 de belirtilmiştir.

Tablo 4.5 CK cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy)	Doz Ölçümü \pm SS (cGy)	% Fark
Alt 0.5 cm	702	690,6 \pm 2,07	-%2
Alt 1 cm	679	694,2 \pm 1,30	%2
Alt 1.5 cm	654	676 \pm 1,58	%3
Üst 0.5 cm	847	931,2 \pm 1,30	%10
Üst 1 cm	881	944 \pm 1,58	%7
Üst 1.5 cm	914	972,6 \pm 1,14	%6
Sağ 1 cm	675	691 \pm 1,00	%2
Sağ 2 cm	62,5	63 \pm 0,10	%1
Sağ 3 cm	17,3	17,4 \pm 0,55	%1

Planlama değerleri ile ölçüm değerleri arasındaki yüzde farkların ölçüm alınan noktalara göre grafiği hazırlanmıştır. (Şekil 4.5) Bulgulara göre en fazla dozimetrik farklılık materyalin 0,5 cm üzerinde %10 ve en az dozimetrik farklılık materyalin 2 cm ve 3 cm sağında %0 olarak belirlenmiştir.



Şekil 4.5. CK cihazında TI materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi

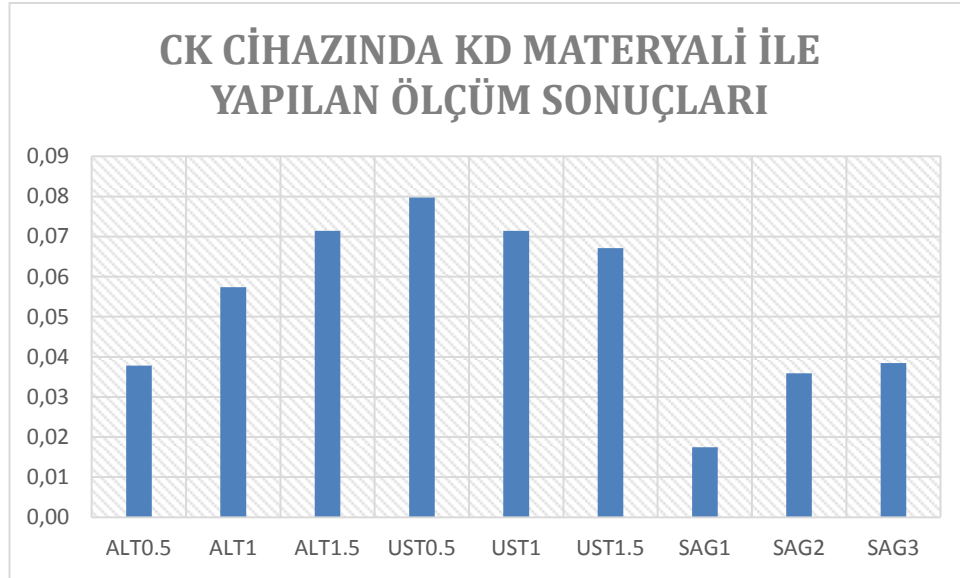
4.2.3. CyberKnife Cihazında KD Materyali ile Yapılan Nokta Doz Ölçümleri

CK cihazında KD materyali için ölçüm değerleri, planlama değerleri ve yüzde farkla Tablo 4.6'da belirtilmiştir.

Tablo 4.6. CK cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçları

Pozisyon	Planlama Değeri (cGy)	Doz Ölçümü±SS (cGy)	% Fark
Alt 0.5 cm	708	735,8 ± 1,30	%4
Alt 1 cm	687	728,8 ± 1,92	%6
Alt 1.5 cm	663	714 ± 1,58	%8
Üst 0.5 cm	831	903 ± 1,58	%9
Üst 1 cm	863	929,4 ± 0,89	%8
Üst 1.5 cm	892	956,2 ± 1,48	%7
Sağ 1 cm	619	630 ± 1,00	%2
Sağ 2 cm	43	44,6 ± 0,55	%4
Sağ 3 cm	15	15,6 ± 0,55	%4

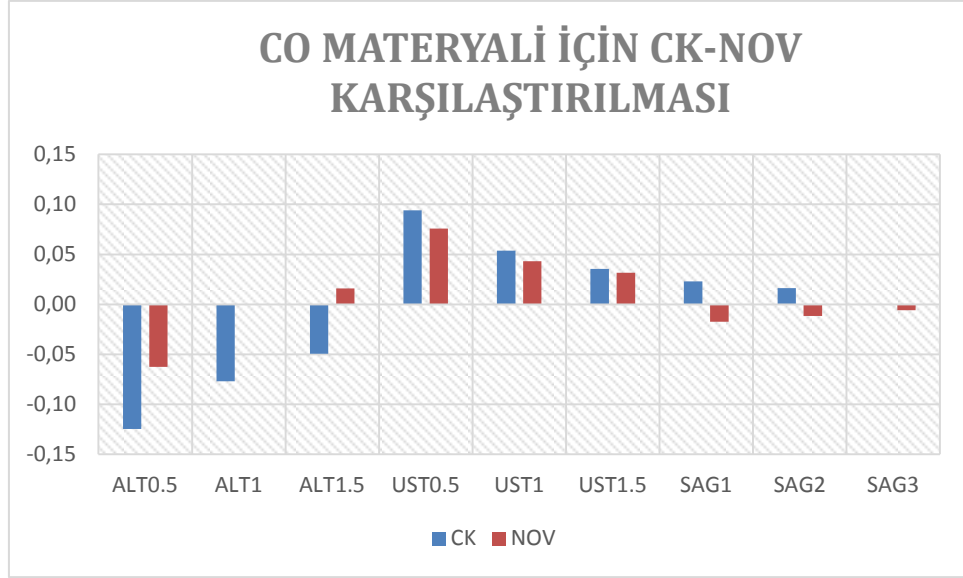
Planlama değerleri ile ölçüm değerleri arasındaki yüzde farkların ölçüm alınan noktalara göre grafiği hazırlanmıştır. Şekil 4.6 Elde edilen bulgulara göre en fazla dozimetrik farklılık materyalin 0,5 cm üzerinde %9 ve en az dozimetrik farklılık materyalin 1 cm sağında %2 olarak belirlenmiştir.



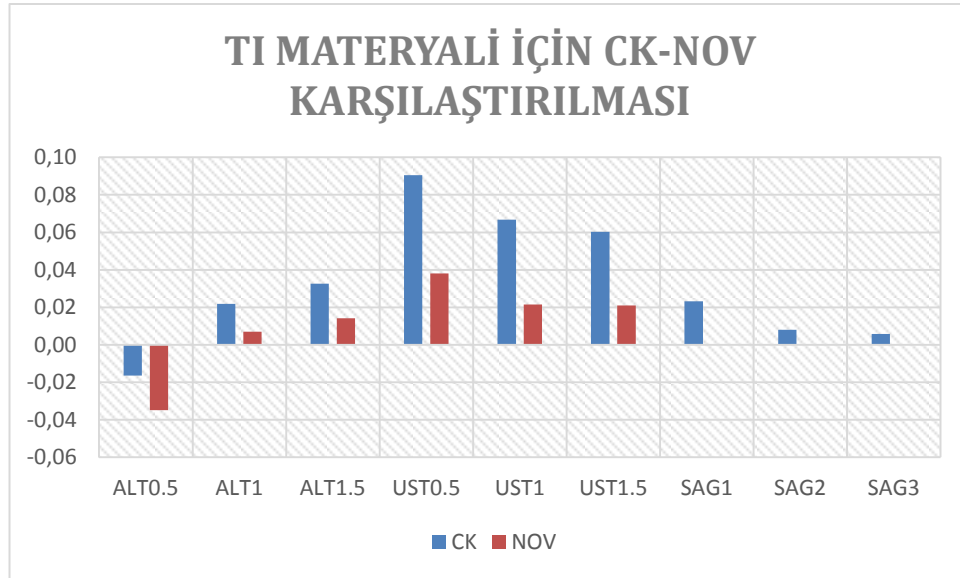
Şekil 4.6. CK cihazında KD materyali ile yapılan ölçüm sonuçlarının grafikte gösterimi

4.3. Dozimetrik Yüzde Farkların Cihazlara Göre Karşılaştırılması

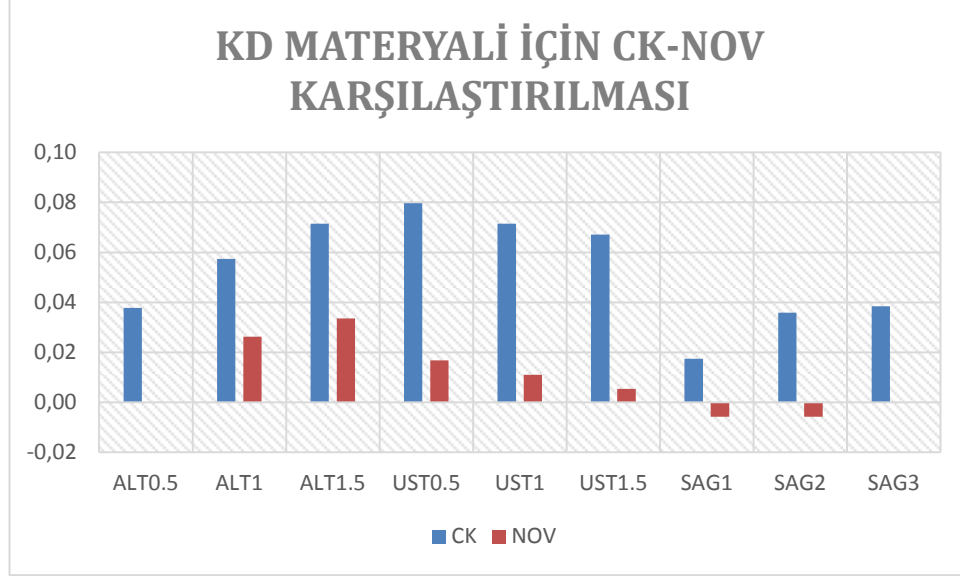
İki cihazda (CyberKnife ve Novalis) kullanılan radyasyon demetlerinin doz, alan boyutu, doz hızı gibi özelliklerinin farklı olduğu göz önünde bulundurulursa materyallerin oluşturacağı dozimetrik belirsizliklerin iki cihazda farklılık göstereceği beklenir. Aşağıda aynı materyaller kullanılırken planlama sistemi ile ölçüm farklılıklarının cihazlara göre değişimleri şekil 4.7, şekil 4.8 ve şekil 4.9'da grafik halinde gösterilmiştir. Grafikler incelendiğinde tüm materyaller için dozimetrik farklılıkların CK cihazında Novalis cihazından daha fazla olduğu görülür.



Şekil 4.7. CO materyali ile yapılan ölçümlerde novalis cihazı ile CK cihazının Yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması



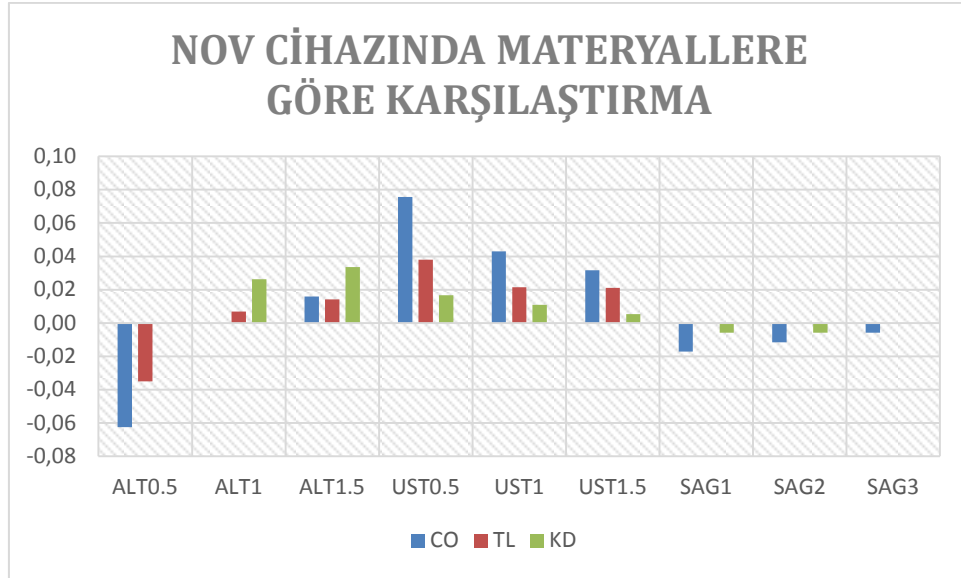
Şekil 4.8. TI materyali ile yapılan ölçümlerde Novalis Cihazı ile CK cihazının yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması



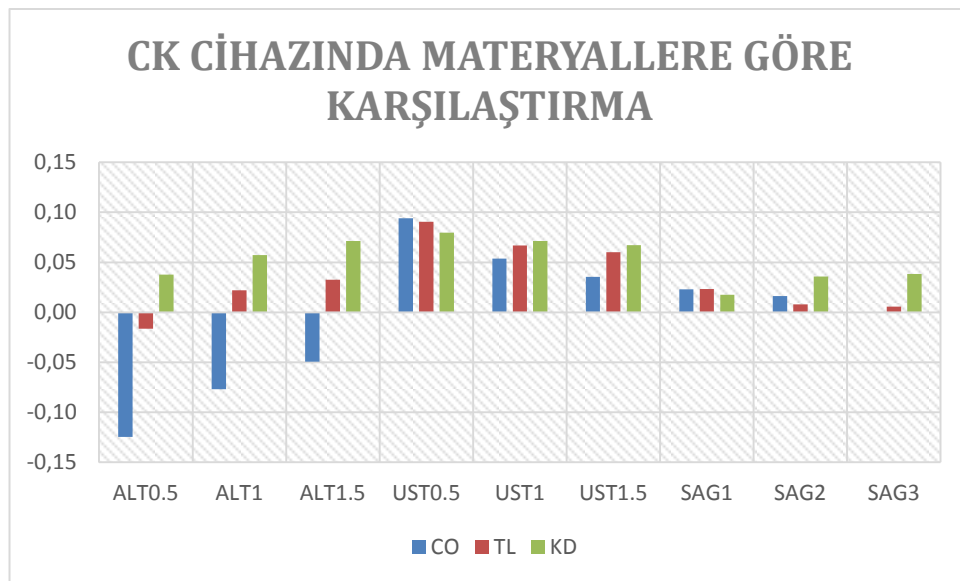
Şekil 4.9. KD materyali ile yapılan ölçümlerde Novalis Cihazı ile CK cihazının yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması

4.4. Dozimetrik Yüzde Farkların Materyallere Göre Karşılaştırılması

Kullanılan materyaller farklı fiziksel yoğunluklarda olduğu için farklı miktarlarda doz belirsizliklerine sebep olacakları öngörülmüş ve planlama verileri ile ölçümler arasındaki yüzde farkların ölçümde kullanılan materyal çeşitlerine göre değişimi incelenmiştir. Elde edilen veriler tablolar halinde sunulmuştur. Şekil 4.10 ve şekil 4.11’de CK ve Brainlab Novalis cihazında yapılan ölçümlerde CO, TI ve KD materyallerinden kaynaklı yüzde fark değerleri verilmiştir. Grafiklere göre en fazla dozimetrik farklılıklar CO materyali ile yapılan ölçümlerde görülmüştür. En az dozimetrik farklılıklar ise KD materyali ile yapılan ölçümlerde görülmüştür.



Şekil 4.10. Novalis cihazında yapılan ölçümlerde CO, TI ve KD materyallerinin yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması

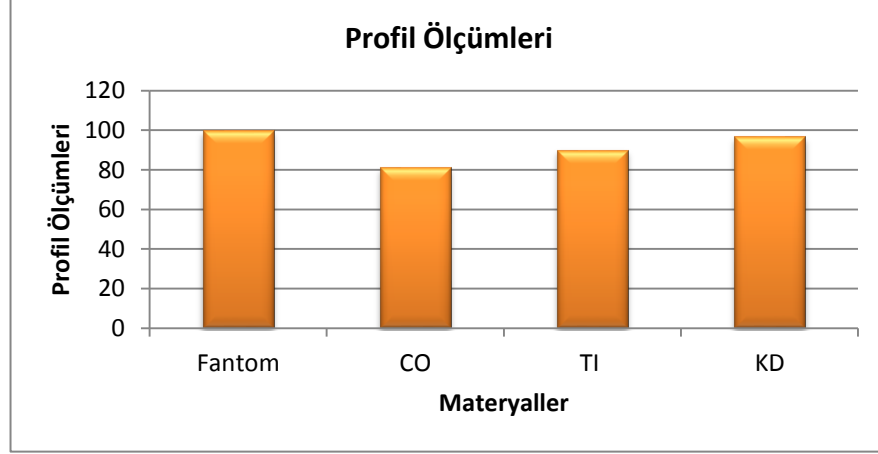


Şekil 4. 11. CyberKnife cihazında yapılan ölçümlerde CO, TI ve KD materyallerinin yüzde fark değerlerinin karşılaştırılması

4.5. Profil Ölçümleri

Materyallerin radyasyon demetini ne kadar zayıflattığını görmek amacıyla Novalis cihazında yapılan profil ölçümleri incelenmiştir. Hiçbir materyal yokken yapılan profil ölçümünde doz değeri 100'e normalize edildi. Buna göre CO

materyalinin radyasyon demetini %19 oranında, TI materyalinin %10 oranında ve KD materyalinin %3,2 oranında zayıflattığı görülmüştür. (Ek.1) CK cihazında düzleştirici filtre bulunmadığı için profil ölçümlerinin sağlıklı bir veri kaynağı olmayacağı düşünülmüş ve CK cihazında profil ölçümleri yapılmamıştır (52).



Şekil 4.12. Novalis cihazında CO, TI ve KD materyalleri kullanılarak yapılan profil ölçümleri

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında YART ve SRC/SRT’de hedef hacim içinde veya yakınında implant veya dolgu maddesi varlığının doz dağılımı üzerine etkisi incelenmiş ve bu amaçla ortopedik cerrahi ve diş dolgusu olarak rutinde kullanılan materyaller kullanılmıştır. Novalis Brainlab cihazında oluşturulan YART modelinde CO materyalinde özellikle materyalin 0,5 cm üzerinde iyon odası ölçümlerinin iPLAN planlama sisteminde elde edilen nokta doz değerlerinden %8 oranında fazla olduğu saptanırken Ti-6Al-4V cerrahi implant materyali ve KD materyali ile yapılan ölçümlerde %4 fazlalık olduğu görüldü. CK cihazı ile oluşturulan SRC/SRT modelinde ise iyon odaları ölçümlerinin planlamadan elde edilen verilerden %11 oranında fazla olduğu görüldü. Profil ölçümlerinde ise YART modellemesinde CO materyalinin radyasyon demetini %19, TI materyalinin %10 ve KD materyalinin %3,2 zayıflattığı görüldü.

Yaptığımız tüm ölçümlerde kompleks planlamalar yerine standart demetlerle ışınlama yapmayı tercih ettik. Bunun sebebi kompleks tedavi planlamalarının özdeş olmaması ve her ölçümde farklı sonuçlar verebilmesidir. Tekrarlanabilirlik açısından standart demetlerle ışınlama yapmak daha makul görünmektedir. Materyal numunelerinin ise düzgün geometrik şekillerde olmasını tercih ettik. Bunun sebebi de yine ölçümleri standardize edebilmektir.

Yaptığımız çalışmada fantomda nokta doz ölçümleri alınırken pinpoint 3016 iyon odası kullanmayı tercih ettik. Bunun sebebi pinpoint 3016 iyon odasının küçük hacmi sayesinde hassas nokta doz ölçümleri yapmasıdır. CyberKnife ve Novalis cihazlarında ise günlük verim kalibrasyonu 0,6 cc iyon odası ile yapılmaktadır. Elektrometre okumalarından doz değerlerini elde edebilmek için pinpoint 3016 iyon odası ile 0,6 cc iyon odası arasında çarpaz kalibrasyon faktörü belirlenmiş ve kesin doz değerleri bu faktör kullanılarak elde edilmiştir. Kesin doz ölçümü yapılırken en güvenilir değerleri elde edebilmek için kullanılması gereken dozimetrik ekipman gafkromik filmidir. Bu çalışmada bizim amacımız günlük rutin kullanımdaki hataları incelemek olduğu için kesin doz ölçümlerinde gafkromik film yerine günlük rutinde kullanılan pinpoint 3016 iyon odası ve 0,6 cc iyon odasının kullanılması tercih edilmiştir.

Literatürde yapılan diğer çalışmalarda çeşitli dozimetrik ekipmanlar kullanılarak vücut eşdeğeri olmayan bu materyallerin doz dağılımına etkisi incelenmiş ve ayrıca tedavi planlama sistemlerinin bu etkiyi ne kadar tahmin edebildiği incelenmiştir. Bu çalışmaların bir kısmında materyal numuneleri kullanılmış bir kısmında ise Monte Carlo gibi doz modelleme programları kullanılmıştır. (4-7,9-18).

Buffard ve ark., yaptıkları çalışmada Monte Carlo EGSnrc kod sistemini kullanarak paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt kromyum molibdemyum (Co-Cr-Mo)'dan üretilen kalça protezlerini modellenmiş 20 cm derinlikte yapılan profil ölçümlerinde su fantomu modellendiğinde paslanmaz çelik için %25-45, titanyum için %20-25 demet zayıflaması olduğunu raporlamışlardır. Bu çalışmada katı fantom simüle edildiği zaman da paslanmaz çelik için %45-60, titanyum için %25-30 demet zayıflaması olduğu görülmüştür(9). Bu çalışmada sadece profil ölçümlerindeki azalmalar dikkate alınmış ve herhangi bir planlama sistemi ile karşılaştırma yapılmamıştır. Bizim yaptığımız çalışmada ise katı fantom içerisine yerleştirilen titanyum materyalinin % 10 oranında demet profilini zayıflattığı görülmüştür.

Ding ve ark., yaptıkları çalışmada ise EGS4 kod sistemi ile CADPlan planlama sisteminin sonuçlarını karşılaştırmıştır(4). Materyal yüzeyindeki saçılmalardan kaynaklı doz artışının CADPlan planlama sisteminin gösterdiğinden %15 daha fazla olduğu MC hesaplamaları ile görülmüş, aynı özelliklerdeki demetler kullanılarak yapılan profil ölçümlerinde CADPlan Planlama sisteminin izomerkezdeki doz azalımını MC hesaplamalarından daha az olarak hesapladığı saptanmıştır. Bu çalışmada ayrıca iki alanlı, dört alanlı ve sekiz alanlı tedavi planlamaları da kullanılmış, paralel karşılıklı alanların kullanıldığı iki alanlı planlamada CADPlan planlama sisteminin izomerkezdeki doz azalımını % 5 olarak hesapladığı MC hesaplamalarında ise azalımın %32 olarak hesaplandığı görülmüştür. Dört alanlı kutu tekniğindeki planlamada izomerkezdeki doz azalımı CADPlan planlama sistemine göre %2,5 iken, MC hesaplamalarına göre %16 olarak saptanmıştır. Sekiz alanlı tedavi planlamasında ise izomerkezdeki doz azalımı CADPlan planlama sistemine göre x ve y ekseninde %1 civarında iken MC hesaplamalarında ise x ekseninde %6 y ekseninde %10 olarak bulunmuştur.

Sung-Yen Lin ve ark., yaptığı çalışmada ise EGS4 kod sistemi ile ADACTPS planlama sisteminin verileri karşılaştırılmıştır (5). Materyal olarak CoCrMo, Ti-Al-4V ve ICRU_{KEMİK} (ICRU'a göre kemik eşdeğeri olan materyal) modellenmiştir. 30x30x31,4 cm boyutlarındaki fantomda 6 MV enerji seviyesindeki demet kullanılarak 5x5 cm alan 5 cm derinlikte YDD ölçümleri modellenmiştir. Materyaller 19x19x100 mm boyutlarında modellenmiştir. Yapılan hesaplamalara göre materyal yüzeyindeki geri saçılmalardan meydana gelen doz artışı ADACTPS planlama sisteminde daha fazla bulunmuştur. ADACTPS planlama sistemine göre ICRU_{KEMİK}, CoCrMO ve Ti-6Al-4V materyalleri için sırasıyla %5, % 20 ve %27 daha fazla doz artışı olduğu görülmüştür. Profil ölçümlerinde ise ADACTPS planlama sistemi ve MC hesaplamaları uyumlu çıkmıştır.

Benzer bir çalışmada Nielsen ve ark., Kalça protezlerin arkasında oluşan demet zayıflamasını bulmak için portal dozimetreyi kullanmışlardır. Bu çalışmada Ti-6Al-4V ve CoCrMo materyallerinden üretilen kalça protezleri katı fantomlar içerisinde 10 cm derinliğe yerleştirilmiş ve protezlerden kaynaklı geri saçılmalar portal dozimetre ile ölçülmüştür. Portal dozimetredeki doz ölçümleri için belirli oranda düzeltme faktörlerinin kullanıldığı bu çalışmada özellikle protezlerin baş kısımlarında %5 ve %10 oranlarında sıcak noktaların olduğu görülmüştür (10).

Mello filko ve ark., yaptığı diğer bir çalışmada ise baş boyun kanseri hastalarının mandibula kısımlarına titanyum plakalar yerleştirilmiş ve plakalar arasına ölçüm için Termoluminesans dozimetre (TLD)'ler monte edilmiştir. Plakalı ve plakasız ışınlamada yapılan ölçümler sonucu titanyum plakalardan kaynaklı saçılmaların %5-30 arası doz farklılıklarına sebep olduğu görülmüştür (11).

Wange ve ark., kemik eşdeğeri ortam içine yerleştirilen disk şeklinde 25 mm çapında 1,2,3 ve 4 mm kalınlıklarında cpTi, Ti-6Al-4V ve Au-Cu-Ag materyallerinde yapılan ölçümler sonucunda cpTi materyali için 6 MV enerjide %14-16 arası, 10 MV enerji için %13-14 arası doz artışı saptamışlardır. Bu çalışmada Ti-Al-4V materyali için 6 MV de %14, 10 MV'de %10 doz artışı bulunurken, Au-Cu-Ag materyali için ise 6 MV için %10-35 arası, 10 MV için ise %20-46 arası doz artışı görülmüş ve atom numarası yüksek alaşımlarda daha fazla saçılma ve doz artışı olduğu raporlanmıştır(12).

Spirydovich ve ark., yaptıkları bir diğer çalışmada radyokromik film, MC hesaplamaları ve çakıştırma uyarlama (Superposition-Convolution) algoritmasının sonuçlarını karşılaştırmışlar ve bunun için 1x1x1 cm ve 2x2x1,4 cm boyutlarına sahip cerrobent, altın ve amalgam alaşımları kullanmışlardır. Bu çalışmada ticari tedavi planlama sistemlerinde kullanılan çakıştırma uyarlama (Superposition-Convolution) algoritmasının ise materyallerdeki saçılmalardan kaynaklı doz artışını MC hesaplamaları ve film bulgularına göre %10-16 oranında daha düşük hesapladığı görülmüştür (6).

Benzer bir çalışmada MC hesaplamaları ile iyon odası ölçüm sonuçlarının uyduğu gösterilmiştir (18). Yüzeğe yakın bölgelerde ise tedavi planlama sisteminin dozu paslanmaz çelik ve titanyum için %13 CoCrMo için %16 daha az hesapladığı raporlanmıştır.

Biz yaptığımız çalışmada hasta vücudu içerisinde implant materyali olarak sıkça kullanılan TI, CO ve KD materyallerinden 3x3x1 cm numuneler hazırlayarak bu numuneleri insan vücudunu simüle ettiği düşünülen katı su fantomları içerisine yerleştirdik. Özel işlenmiş katı fantom sayesinde yüksek hassasiyetli iyon odası ile materyalin etrafındaki birçok yerden nokta doz ölçümleri yapmak mümkün hale geldi. Sıcaklık ve basınç gibi ortam koşullarını da göz önünde bulundurarak materyallerin periferindeki birçok noktada kesin (absolute) doz ölçümleri yapıldı. Bu ölçümler daha çok profil ve YDD ölçümleri gibi rölatif ölçümlerin yapıldığı literatürdeki diğer çalışmalara göre bize avantaj sağladı. Bu çalışmada materyalin alt kısmında profil ölçümleri yaparak kesin ve rölatif ölçümleri beraber sunmuş olduk. Bu, bizim materyallerden kaynaklı doz değişimlerini daha iyi anlamamızı sağladı.

Yaptığımız çalışmada implant ve dolgu materyallerinin radyasyon zayıflatma etkisini inceleyebilmek için numune materyallerin alt kısmında 0,5 cm, 1 cm ve 1,5 cm uzaklıklarda üç noktada kesin doz ölçümleri yapıldı ve bu ölçümler planlamalardaki aynı noktaların doz değerleriyle karşılaştırıldı. Yapılan ölçümler sonucunda CK cihazında CO materyali için radyasyondan kaynaklı demet zayıflaması incelendiğinde planlama sistemi ile ölçümler arasında %11'e varan oranda farklılık olduğu görülmüştür (Tablo5.4). TI materyali için bu farklılık en fazla %3'tür (Tablo 5.5). KD materyali için ise bu farklılık %8'e kadar ulaşmaktadır (Tablo 5.6).

Novalis sisteminde yapılan ölçümlerde CO materyali için materyallerden kaynaklı doz azalımı planlama sistemine göre numunenin hemen altında %6 daha fazladır. Bu değer TI materyali için %3, KD materyali için %0 olarak bulundu. CO ve TI materyalleri için 1 cm ve 1,5 cm noktalarında anlamlı fark bulunmazken, KD materyali için bu noktalarda ölçüm değerlerinin planlama değerlerinden yine yüksek olduğu görülür. Bu durum CK cihazındaki durumla aynıdır ve yine numune materyalinin düşük yoğunluğa sahip olması ile izah edilebilir

Bizim yaptığımız çalışmada literatürde yapılan diğer çalışmaların çoğundan farklı olarak rölatif ölçümler yerine kesin (absolute) doz ölçümleri tercih edilmiştir. Kesin doz ölçümlerinin özel hazırlanmış fantomda ve iyon odası ile yapılması materyal çevresinde birçok noktada ölçüm alınıp planlama ile karşılaştırma imkânı sağlamıştır. Diğer çalışmalara benzer olarak da Novalis Brainlab cihazında rölatif profil ölçümleri alınmış ve materyallerin radyasyon demetini yüzde olarak ne kadar zayıflattığı belirlenmiştir. Rölatif profil ölçümleri sonuçlarının literatürdeki diğer çalışmalarla uyumlu olduğu görülmüştür. Son olarak rölatif ölçüm ve kesin ölçüm sonuçları kıyaslanmış ve planlama algoritmasının ne kadar iyileştirme yaptığı incelenmiştir.

Materyalin arkasındaki doz azalımının çakıştırma uyarlama (Superposition-Convolution) algoritması, gafkromik film ölçümleri ve MC hesaplamalarıyla karşılaştırıldığı çalışmada Spirydovich ve ark., tedavi planlama sistemlerinde kullanılan çakıştırma uyarlama (Superposition-Convolution) algoritmasının demet azalımını % 10-16 oranında daha az hesaplayabildiğini bulmuşlardır (6). Bu çalışmada karşılaştırmalar rölatif profil ölçümleri üzerinden yapılmıştır. Bizim çalışmamızda farklı olarak karşılaştırmalar kesin nokta doz ölçümleri üzerinden yapılmıştır ve yüzde farklar daha az bulunmuştur. Bu bize planlama sisteminin oluşan dozimetrik farklılıkları hesaba katıp hata payını azalttığını gösterir.

Kesin nokta doz ölçümleri sonucunda CK ve Novalis bulguları arasında dikkate değer farklar görüldü. CK cihazında planlama sistemi ile ölçümler arasındaki farklar ortalama %8 civarında iken Novalis cihazında bu farklılıklar ortalama %3 civarındadır. Buna sebep olan etkenler CK cihazında yüksek fraksiyon dozuyla ışınlama yapılması ve kullandığımız doz hızının bu cihazda daha fazla olmasıdır

denebilir. Literatürde harici materyallerin farklı cihazlarda incelendiği başka bir çalışma bulunmamaktadır.

Doz azalımını materyallere göre incelediğimizde fiziksel yoğunluğu en büyük olan CO materyalinin planlama sisteminin tahmininden daha çok doz azalımına sebep olduğu görüldü. Bunu fiziksel yoğunluğu daha düşük olan TI materyali izler. KD materyalinde ise bunların aksine materyal arkasında doz artışı dahi gözlemlendi. Bu veriler, farklı yoğunluktaki materyallerin ara yüzeylerden saçılmalarının karşılaştırıldığı başka bir çalışma olan Wange ve ark. çalışmasındaki verilerle uyuşmaktadır (12). İmplant ve dolgu materyallerinin fiziksel yoğunluğu arttıkça doz belirsizliği artmakta ve tedavi planlama sistemlerinin verimi düşmektedir.

Çalışmamızda materyal numunelerinden kaynaklı geri saçılmaların meydana getirdiği doz artışını belirlemek için numunelerin üst kısımlarında ölçümler alındı ve aynı noktalardaki planlama verileri ile karşılaştırıldı. CK cihazında yapılan ölçümlerde CO materyali için planlama değerlerine göre materyalin 0,5 cm üzerinde %10, 1 cm üzerinde %6, 1,5 cm üzerinde ise %4 fazla doz ölçüldü (Tablo 5.4). Bu değerler TI materyali için sırasıyla %10 , %7 ve %6 dır. (Tablo 5.5). KD materyali için ise bu değerler sırasıyla %9, %8 ve % 7 dir (Tablo 5.6). Novalis sisteminde yapılan ölçümlerde ise CO materyali için planlama sistemine göre materyalin 0,5 cm üzerinde %8, 1 cm üzerinde %4 ve 1,5 cm üzerinde %3 fazla doz okunmuştur (Tablo 5.1). TI materyali için bu değerler sırasıyla %4 , %2 ve %2 dir(Tablo 5.2). KD materyali için ise aynı noktalardaki fazla dozlar sırasıyla %2, %1 ve %1 dir (Tablo 5.3). Benzer bir çalışmada Nielsen ve ark., portal dozimetri ile %5 - %10 sıcak nokta tesbit etmişlerdir (10). Ding ve ark. ise aldıkları Yüzde derin doz (YDD) ölçümlerine göre MC hesaplamalarının CADPLAN planlama sistemine göre materyal yüzeyindeki saçılmalardan kaynaklı doz artışını %15 daha fazla olarak hesaplandığını göstermişlerdir (4). Sung-YenLin ve ark., ise yaptıkları çalışmada MC hesaplamalarının ADOACTPS planlama sistemine göre materyallerdeki saçılmalardan kaynaklı doz artışını daha fazla olarak hesapladığını göstermişler ve alınan YDD ölçümlerine göre ICRU_{KEMİK} CoCrMo ve TiAl4V materyalleri için planlamada hesaplanamayan fazla doz miktarı sırasıyla %5 , %20 ve % 27 olarak bulmuşlardır (5). Bu çalışmadaki doz farklılıkları rölatif YDD ölçümlerinden elde edilmiştir. Bizim yaptığımız kesin nokta doz ölçümleri hata miktarını azaltmıştır.

Materyal yüzeylerinden geri saçılmaları cihazlara göre değerlendirirsek CK cihazında yüzde farkların yine fazla olduğunu görürüz. Bunun sebebi materyallerin alt kısmında alınan ölçümlerde olduğu gibi ışınlama dozunun büyüklüğü ve kullandığımız doz hızının fazla olması olarak kabul edilebilir. Literatürde materyallerden kaynaklı geri saçılmaları cihazlar göre karşılaştıran başka bir çalışma yoktur.

Çalışmamızda farklı materyaller baz alınarak karşılaştırma yapıldığında ise CK cihazında materyal yoğunluklarının fazla etkide bulunmadığı görülür. Fiziksel yoğunluğu fazla olan materyallerde yine yüzde farklar fazla olsa da anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Novalis cihazındaki ışınlamalarda ise özellikle materyale en yakın noktada fiziksel yoğunluğu fazla olan materyallerin daha fazla geri saçılma yaptığı görülmektedir.

Bu çalışmada ek olarak incelenen bir diğer konu da materyallerin yan taraflarındaki doz farklılıklarıdır. Katı fantomun özel olarak işlenmesiyle materyal numunelerinin sağ taraflarından ölçüm alıp planlama değerleriyle karşılaştırmak mümkün olmuş ve numune materyallerin 1 cm, 2 cm ve 3 cm sağ tarafında nokta doz ölçümleri alınıp planlama değerleriyle karşılaştırma yapılmıştır. İki cihazda da materyalin lateralinde yapılan ölçümler incelendiğinde anlamlı dozimetrik farklılıkların bulunmadığı görülmektedir. Daha büyük boyutlarda materyal numunelerinin seçilmesiyle materyallerden kaynaklı lateral saçılmalar daha iyi gözlemlenebilir. Ayrıca film dozimetrisi ile implant materyali ve doku eşdeğeri ortam arasındaki arayüzeyden kaynaklı saçılmalar daha iyi ölçülebilir ama bu durumda planlama verilerini kullanmak zorlaşmaktadır. Literatürde implant ve dolgu materyallerinin yan taraflarındaki dozimetrik farklılıkları inceleyen başka bir çalışma yoktur.

Yaptığımız çalışmada kesin nokta doz ölçümlerine ek olarak rölatif profil ölçümleri de alındı. Profil ölçümleri, Novalis cihazında 6 MV enerjili 10x10 cm alana sahip KCM = 100 de radyasyon demetleriyle 400 MU doz verilerek alındı. Materyalin hemen altında 2D Array matrisi iyon odasıyla alınan ölçümlerde implant materyallerinin radyasyon demetini ne kadar zayıflattığı incelendi. Profil ölçümlerin sadece Novalis cihazında yapılmasının sebebi CK cihazında demet profil ölçümlerinin fazla belirleyici özelliğe sahip olmamasıdır (52). CO materyali için

yapılan ölçümlerde materyalin radyasyon demetini %19 oranında zayıflattığını görüldü. TI materyali için demet zayıflatma oranı %9 iken, KD materyali için bu oran % 4 bulundu. Ölçüm sonuçları incelendiğinde fiziksel yoğunluğu fazla olan materyallerin daha fazla demet azalımı sağladığı görülmektedir ve bu beklenen bir sonuçtur. Benzer bir çalışmada Buffard ve ark., gerçek kalça protezleri kullanarak 20 cm derinlikte yaptıkları profil ölçümlerinde paslanmaz çelik için %25-45 , titanyum için %20-25 demet azalımı tesbit etmişlerdir. Bu çalışmada demet azalım miktarının bu kadar fazla çıkmasının sebebi bizim çalışmamızdan farklı olarak kalınlığı fazla olan gerçek kalça protezlerinin kullanılmasıdır.

Materyal numuneleri için hem nokta doz hem de profil ölçümlerinin yapılması bize karşılaştırma yapma olanağı sağlamıştır. CO materyali için profil ölçümlerinde belirlenen demet azalımı %19 iken materyalin hemen altında alınan nokta doz ölçümü için bu değer %6,4 tür. TI materyali için profildeki demet zayıflaması %9 iken nokta doz ölçümünde bu değer %3,5 tir. KD materyali için ise profildeki zayıflama %4 iken nokta doz ölçümünden elde edilen zayıflama değeri %0 dır. Bu veriler göz önünde bulundurulduğunda Novalis planlama sisteminin demet zayıflamasından kaynaklı belirsizliği belli oranda azalttığı görülmektedir.

Sonuç olarak SRC/SRT ve YART uygulamalarında klinik hedef hacim (CTV) çevresi veya içine yerleştirilen implant ve dolgu materyalleri planlama ünitelerinin öngörebileceğinden daha fazla doz farklılıklarına neden olabilir ve tedavi planlarında bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Yaptığımız çalışmada alınan nokta doz ölçümleri ve aynı noktadaki planlama dozları karşılaştırıldığında, literatürdeki diğer çalışmalar da göz önünde bulundurulursa dikkate değer farklılıkların olduğu görülmüştür. Materyalin alt kısmında demet zayıflamasından, üst kısmında geri saçılmalardan yan tarafında ise lateral saçılmalardan dolayı dozimetrik farkların olduğu görülmüştür. Ama bu farklar dikkate değer miktarda fazla değildir. Özellikle numune materyallerinin üst kısmında materyallerdeki geri saçılmalardan dolayı önemli oranda doz artışının olduğu ve bunun planlama sistemi tarafından tam olarak doğru bir şekilde hesaplanmadığı görülmüştür. Materyallerin alt kısmında ise demet azalımından dolayı doz düşüşü gerçekleşmiş ve bu etki planlama sistemleri tarafından tam olarak tahmin edilememiştir. Planlama sistemlerinin materyalin alt kısmındaki doz azalım etkisini hesaplamada geri saçılmaları hesaplamaktan daha başarılı olduğu görülmüştür. Materyallerin yan tarafındaki lateral saçılmaların ise önemli boyutlarda olmadığı ve göz ardı edilebileceği görülmüştür.

Çalışmada göze çarpan bir diğer sonuç ise kütle yoğunluğu fazla olan materyallerde doz azalım ve artışlarının daha fazla olması ve bu etkilerin tedavi planlama sistemleri tarafından tam olarak tahmin edilememesidir. Materyallerin kütle yoğunluğu arttıkça demet azaltım etkileri artmakta ve materyallerden geri saçılmalar daha fazla olmaktadır.

Çalışmayı farklı cihazlar açısından değerlendirdiğimizde ise belirgin farklılıklar görülmektedir. SRC modellemesinde kullanılan CK cihazında yüksek dozlarla numune ışınlamaları yapılmış ve doz azaltım ve artış etkilerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Özellikle hem materyal yoğunluğunun az olduğu hem de ışınlama dozunun az olduğu KD materyalinin Novalis cihazıyla ışınlanmasında ise neredeyse dikkate alınacak hiçbir farklılığın olmadığı görülmüştür.

Yapılan profil ölçümlerinde materyalin alt kısmındaki demet zayıflama miktarı belirlenmeye çalışılmıştır. İlk başta hiçbir materyal bulunmadan yapılan profil ölçümleri ile numune materyallerinin hemen altında yapılan profil ölçümleri karşılaştırılmış ve materyal numunelerinin radyasyon demetini ne kadar zayıflattığı belirlenmiştir. Yapılan ölçümlerin sonuçlarına göre en çok demet zayıflama miktarının CO materyalinde gerçekleştiği ve bunu sırasıyla TI materyali ve KD

materyalinin izlediği görülmüştür. Buradan fiziksel yoğunluğu fazla olan implant ve dolgu materyallerinin radyasyon demetini doğal olarak daha fazla zayıflattığı görülür.

Profil ölçümlerinde demet azalım miktarının nokta doz ölçümlerinden daha fazla olduğu görülmüştür. Nokta doz ölçümlerinde daha az farklılıkların olmasının sebebi planlama sisteminin materyal yoğunluğunu hesaba katarak iyileştirme de bulunmasıdır. Novalis tedavi planlama sistemi CO materyali için profil ölçümlerine göre %19 olan demet azalım miktarını yaklaşık %6,4 göstererek iyileştirmede bulunmuştur. Aynı şekilde TI materyali için profil ölçümlerine göre %10 olan demet azalım miktarını yaklaşık %3,5 göstermiştir. KD materyali için ise %3,2 olan demet azalım miktarı %0 olarak hesaplamıştır.

Yapılan tüm ölçümler dikkate alındığında implant ve dolgu materyallerinin tedavi doz dağılımına önemli miktarda etki ettiği ve bu etkilerin tedavi planlama sistemleri tarafından tam olarak hesaba katılmadığı görülmüştür. Özellikle yüksek fraksiyon dozlarının uygulandığı SRC gibi uygulamalarda bu farklılık belirgin şekilde görülmektedir. Bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda vücudunda implant veya dolgu materyali bulunan bir hastanın tedavi planlaması hazırlanırken materyallerden kaynaklı doz artış ve azalımının ek veri olarak hesaplamaya dahil edilmesi faydalı olacaktır. Hesaplamaya katılan bu verilerin belirlenmesinde materyal boyutlarının, materyallerin fiziksel yoğunluğunun, fraksiyon dozunun, tümörün ve kritik organların materyallere göre konumunun dikkate alınması gerekir.

Santral sinir sistemi yerleşimli lezyonların tedavisinde çevre kritik organların nokta doza hassas olan seri organlar olduğu bilinmektedir. Stereotaktik uygulamaların büyük kısmını oluşturan bu vakalarda bu sonuçlar göz önünde bulundurulmalı ve implant ve dolgu materyali ile tedaviye giren hastalarda kritik organ dozları bu bilgiler ışığında değerlendirilmelidir.

İmplant ve dolgu materyallerinin radyasyon demetini zayıflattığı ve bu zayıflatma etkisinin tedavi planlama sistemi tarafından bire bir tahmin edilemediği görülmüştür. Bu bilgi göz önünde bulundurulduğunda implant ve dolgu materyallerinin alt kısmında bulunan lezyonların tedavisinde yeterli radyasyon dozunun verilememe riskinin olduğu açıktır. Tümörde lokal kontrolün

sağlanamaması riskine karşı bu etki dikkate alınmalı ve tümöre verilen doz bu bilgiler ışığında yeniden gözden geçirilmelidir.

KAYNAKLAR

1. F. M. Khan (2010). *The Physics of Radiation Therapy* (4.bs.) Lippincott Williams & Wilkins S.45
2. TG 63, Dosimetric Considerations for Patients with HIP Protheses Undergoing Pelvic İrradiation, *Med Phys* 30, 1163-1182 (2003).
3. Buffard E, Gschwind R, Makovicka L, Martin E, Meunier C, David C, (2006). Study of the impact of artificial articulations on the dose distribution under medical irradiation, *Nuc Instruments and Methods in Phys Research B* 229 , 9-18
4. Ding George. X, Yu Christine. W, (2001). A study on Beams Passing Through Hip Prothesis for Pelvic Radiation Treatment, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 51, 1167-1175.
5. Lin. Sung-Yen, Chu. Tieh-Chi, Lin. Jao-Perng, Liu. Mu-Tai (2002). The Effect of Metal Hip Prothesis on the Radiation Dose in Therapeutic Photon Beam İrradiations, *Applied Radiation and Isotopes*, 57,17-23.
6. Spirydovich. Siarhei, Papiez. Lech, Langer. Mark, Sandison. George, Thai. Van(2006). High Density Dental Materials and Radiotherapy Planning: Comparison of the Dose Predictions Using Superposition Algorithm and Fluence Map Monte Carlo Method with Radiochromic Film Measurements, *Radiotherapy and Oncology*, 81,309-314.
7. Atwood Todd. F, Hsu. Annie, Ogara. Mayden M, Luba. Daniel G, Tamler. Bradley J, Dısarıo. James A, Maxım. Peter G, (2012).Radiotherapy Dose Perturbation of Esophageal Stents Examined in an Experimental Model, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 82, 1659-1664.
8. Webster. Gareth J, Rowbottom, Carl G, Mackay. Ranald I, (2009). Evaluation of the impact of dental artefacts on intensity-modulated radiotherapy planning for the head and neck, *Radiotherapy and Oncology*, 93, 553-558.

9. Buffard. Edwie, Gschwind. Règine, Makovicka. Libor, David. Cèline, (2006). Monte Carlo Calculations of the Impact of a Hip Prothesis on the Dose Distribution, *Nuc Inst and Methods in Phys Research*, B251, 9-18.
10. Nielsen. Skovmos Martin, Carl. Jesper, Nielsen. Jane, (2008). A Phantom Study of Dose Compensation Behind Hip Prothesis Using Portal Dosimetry and Dynamic MLC, *Radiotherapy and Oncology* 88, 277-284.
11. De Mello-Filho. Francisco V, Auader. Mubina, Cano. Elmer, Carrau. Ricardo L, Myers. Eugene N, Miles. Catherine E, (2003). Titanium Reconstructive Plates on Radiation Dose, *American Journal of Otolaryngology* 24, 231-235.
12. Wang. Russel R, Pillai. Kunjan, Jones Paul K, (1996). In Vitro Backscattering from Implant Materials During Radiotherapy, *Maxillofacial Prosthetics and Dental Implants*, 75,626-632.
13. S. Allal Abdelkarim, Richter Michel, Russo Mariateresa, Rouzaud Michel, Dulguerov Pavel, M. Kurtz John (1998). Dose Variation at Bone/Titanium Interfaces Using Titanium Hollow Screw Osseointegrating Reconstruction Plates, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 40, 215-219.
14. Li X. Allen, Chibani Omar, Greenwald Bruce, Suntharalingam Mohan, (2002). Radiotherapy Dose Perturbation of Metallic Esophageal Stents, *Int J Radiation Oncology Biol. Phys*, 54, 1276-1285.
15. Gullane P. J, (1991). Primary Mandibular Reconstruction: Analysis of 64 Cases and Evaluation of Interface Radiation Dosimetry on Bridging Plates, *Laryngoscope*, 101, 1-24.
16. Das Indra J, Moskvín Vadim P., Kassaei Alireza, Tabata Tatsuo, Verhaegen Frank, (2001). Dose Perturbations at High-Z Interfaces in Kilovoltage Photon Beams: Comparison with Monte Carlo Simulations and Measurements, *Radiation Physics and Chemistry*, 64, 173-179.
17. Fuller Clifton D, Diaz Irma, Cavanaugh Sean X., Eng Tony Y., (2003). In Vivo Dose Perturbation Effects of Metallic Dental Alloys During Head and Neck Irradiation with Intensity Modulated Radiation Therapy, *Oral Oncology*, 40, 645-648.

18. Palleri Francesca, Baruffaldi Fabio, Angelini Anna Lisa, Ferri Andrea, Spezi Emiliano, (2008). Monte Carlo Characterization of Materials for Prosthetic Implants and Dosimetric Validation of Pinnacle³ TPS, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, B 266, 5001-5006.
19. Ryu J.K., Stern R. L., Robinson M. G., Bowers M.K., Kubo H. D., Donald P. J., Rosenthal S.A., Fu K.K.,(1995).Mandibular Reconstruction Using Titanium Plate: The Impact of Radiation Therapy on Plate Preservation, *Int. J Radiation Oncology Biol. Phys*, 32, 627-634.
20. Meshabi Asghar, Nejad Farshad Seyed, (2007). Monte Carlo Study on the Impact of Spinal Fixation Rods on Dose Distribution in Photon Beams, *Rep Pract Oncol Radiother*, 12(5), 261-266.
21. Yazdia Mehran, Gingras Luc, Beaulieu Luc, (2005). An Adaptive Approach to Metal Artifact Reduction in Helical Computed Tomography For Radiation Therapy Treatment Planning: Experimental and Clinical Studies, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 62, 1224-1231.
22. Sathiyar Sanjay, Ravikumar M., Supe Sanjay S., (2006). Measurements of Backscattered Dose at Metallic Interfaces Using High Energy Electron Beams, *Rep Pract Oncol Radiother*, 11(3), 117-121.
23. Ozen Julide, Dirican Bahar, Oysul Kaan, Beyzadeoglu Murat, Ucok Ozlem, Beydemir Bedri, (2005). Dosimetric Evaluation of the Effect of Dental Implants in Head and Neck Radiotherapy, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod*, 99, 743-748.
24. Melian Edward, Fatyga Mirek, Lam Peter, Steinberg Mark, Reddy Sarada P., Petruzzelli Guy J., Glasgow Glenn P., (1999). Effect of Metal Reconstruction Plates on Cobalt-60 Dose Distribution: A Predictive Formula and Clinical Implications, *Int. J Radiation Oncology Biol Phys*, 44, 725-730.
25. Conto De C.,Gschwind R., Martin E., Makovicka L., (2014). Study of Dental Protheses Influence on Radiation Therapy, *Physica Medica*, 30, 117-121.
26. Chang Kwo-Ping, Lin Wei-Ting, Shiau An-Cheng, Chie Yu-Huang, (2013). Dosimetric Distribution of the Surroundings of Different Dental Crowns and

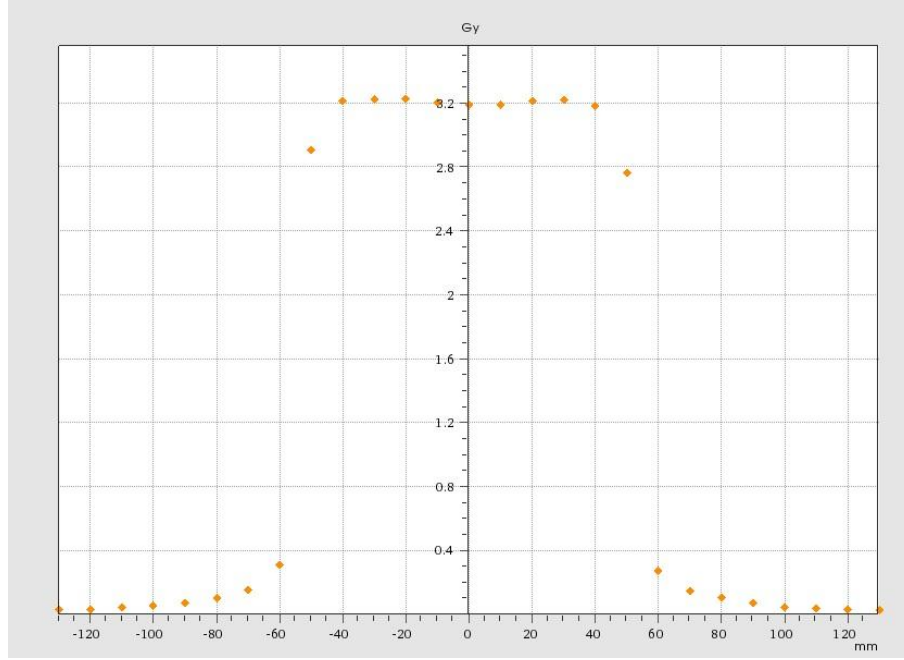
- Implants During LINAC Photon Irradiation, *Radiation Physics and Chemistry*, 104, 339-344.
27. Reitemeier Bernd, Reitemeier Gottfried, Schmidt Annette, Schaal Wolfgang, Bolchberger Peter, Lehmann Dietmar, Herrmann Thomas, (2002). Evaluation of a Device for Attenuation of Electron Release from Dental Restorations in a Therapeutic Radiation Field, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 323-330.
 28. Brożyna Bogusław, Chelmiński Krzysztof, Bulski Wojciech, Giżyńska Marta, Grochowska Paulina, Walewska Agnieszka, Zalewska Marta, Kawecki Andrzej, Krajewski Romuald, (2014). Dosimetry of Dose distributions in Radiotherapy of Patients with Surgical Implants, *Radiation Physics and Chemistry*, 104, 170-174.
 29. Evans Andrew J., Lee David Y., Jain Anudh K., Razi Syed S., Park Koji, Schwartz Gray S., Trichter Frieda, Ostenson Jason, Sasson Jordan R., Bhora Faiz Y., (2014). The Effect of Metallic Tracheal Stents on Radiation Dose in the Airway and Surrounding Tissues, *Journal of Surgical Research*, 189, 1-6.
 30. Paudel Moti Raj, Mackenzie Marc, Fallone B.Gino, Rathee Satyapal, (2014). Clinical Evaluation of Normalized Metal Artifact Reduction in kVCT Using MVCT Prior Images (MVCT-NMAR) for Radiation Therapy Treatment Planning, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 89, 682-689.
 31. Newhauser Wayne D., Rechner Laura, Mirković Dragan, Yepes Pablo, Koch Nicholas C., Titt Uwe, Fontenot Jonas D., Zhang Rui, (2013). Benchmark Measurements and Simulations of Dose Perturbations due to Metallic Spheres in Proton Beams, *Radiation Measurements*, 58, 37-44.
 32. Prabhakar Ramachandran, Kumar Milind, Cheruliyil Suja, Jayakumar Silpa, Balasubramanian Satheesan, Cramb Jim, (2013). Volumetric Modulated arc Therapy for Prostate Cancer with Hip Prosthesis, *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 18, 209-213.

33. Ashby M. F. , Jones D. R. H., (1988). Polymers and composites. In: Engineering Materials 2. An Introduction to Microstructures, *Processing and Design*, Vol. 39. Pergamon Press, 199-240.
34. Blanquart D, (1987). *Les Biomateriaux Metalliques*. In : Poitout D. (ed.) : *Biomecanique orthopedique*. Ed. Masson, Paris, 73-82.
35. Blanquart D, (1987). *Les Polymeeres*. In: Poitout D. (ed.) : *Biomecanique orthopedique*. Ed. Masson, Paris, , 119-132.
36. Crowninshield R.,(1988). An Overview of Prosthetic Materials for Fixation. *Clin Orthop*, 235, 166-172.
37. Geesink R. G. T. , De Groot K., Klein C. P. A.,(1988). Bonding of Bone to Apatite-Coated Implants, *J Bone Joint Surg*, 70-B, 17-22
38. Ling R.S.M., (1986). Observations on the Fixation of Implants to the Bony Skeleton, *Clin. Orthop*, 210, 80-96
39. Orthopedic Knowledge Update 2, Home Study Syllabus, (1987). American Academy of Orthopaedic Surgeons, 11, 123-133
40. Simon J.P. , Fabry G, An Overview of Implant Materials, *Acta Orthopedica Belgica*, (1991). 57, 1-5
41. Coolens C, Childs PJ.(2003). Calibration of CT Hounsfield Units for Radiotherapy Treatment Planning of Patients with Metallic Hip Protheses: the Use of the Extended CT Scale. *Phys Med Biol*, 48, 1591-603
42. Sibata CH, Mota HC, Higgins PD, et al. (1990). Influence of Hip Protheses on High Energy Photon Dose Distributions, *Int J Radiation Biol Phys*, 18, 455-461
43. Dutreix J, Bernard M (1966). Dosimetry at Interfaces for High Energy X and Gamma Rays, *The British Journal of Radiology*, 39, 205-210
44. Gagnon W.F., Cundiff J.H. (1980). Dose Enhancement from Backscattered Radiation at Tissue-Metal Interfaces Irradiated with High Energy Electrons, *Br J Radiol*, 53, 466-470

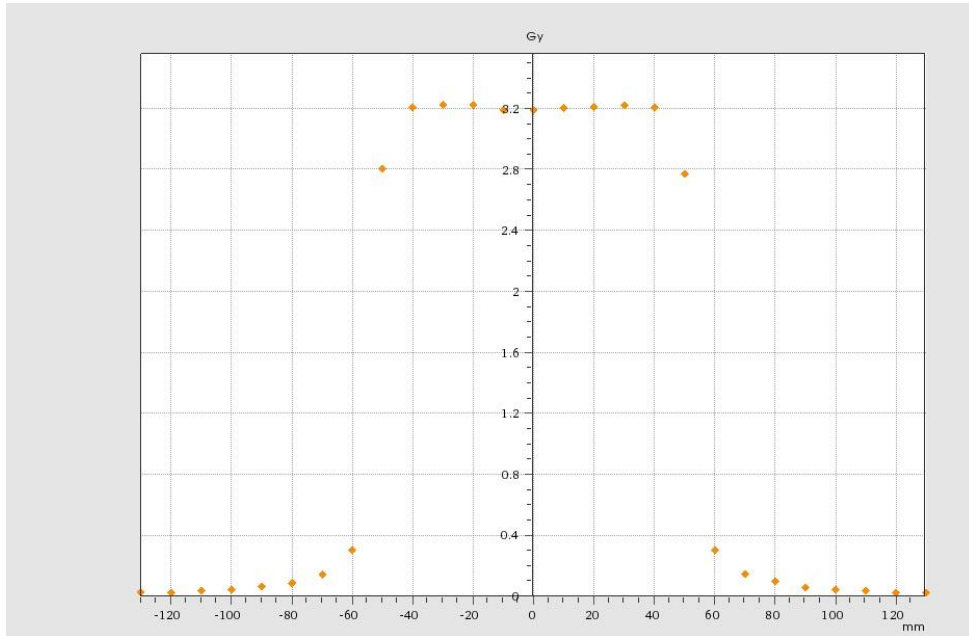
45. Gibbs F. A, Palos B, Goffinet D. R, (1976). The Metal /Tissue Interface Effect in Irradiation of Oral Cavity, *Radiology*, 119,705-707
46. Lemons J. E,(1988). *Hydroxyapatite Coatings*, 235, 220-223
47. Balagamwala E. H, Chao S. T, Suh J. H, (2012). Principles of Radiobiology of Stereotactic Radiosurgery and Clinical Applications in the Central Nervous System, *Technology in Cancer Research and Treatment*, 11, 1-12
48. Luxton G, Zbigniew P, Jozsef G, et al. (1993). Stereotactic Radiosurgery Principle and Comprasion of Treatment Methods, *Neurosurgery*, 32, 241-259
49. AS Breitbart A.S., Ablaza V.J. (1997). Implant Materials, Grabb and Smith' *Plastic Surgery* 5, 58-65
50. Mackert J.R., (1991). Dental Amalgam and Mercury, *JADA*, 122, 54-61.
51. Chan H.S. Keith, Mai Yanjie, Kim Harry, Tong C.T. Keith, Desmond Ng, Hsiao J.M. Jimmy, (2010). Review: Resin Composite Filling Materials 3, 1228-1243.
52. Dalaryd M, Ceberg C, Kragk G, Dietmar G, McClean B, Wetterstedt S, Wieslander E, Knöös T, (2010). A Monte Carlo Study of a Flatteing Filter-Free Linear Accelerator Verified with Measurements, *Physics in Medicine and Biology*, 55(23), 7333-7344

7.EKLER

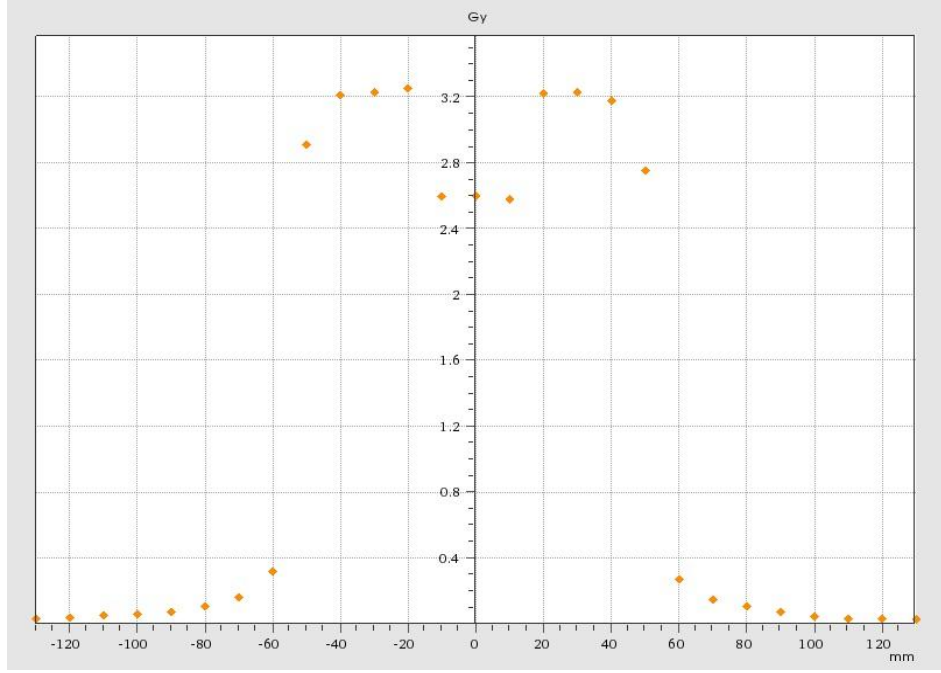
Ek 1. Novalis Cihazında Yapılan Profil Ölçümleri



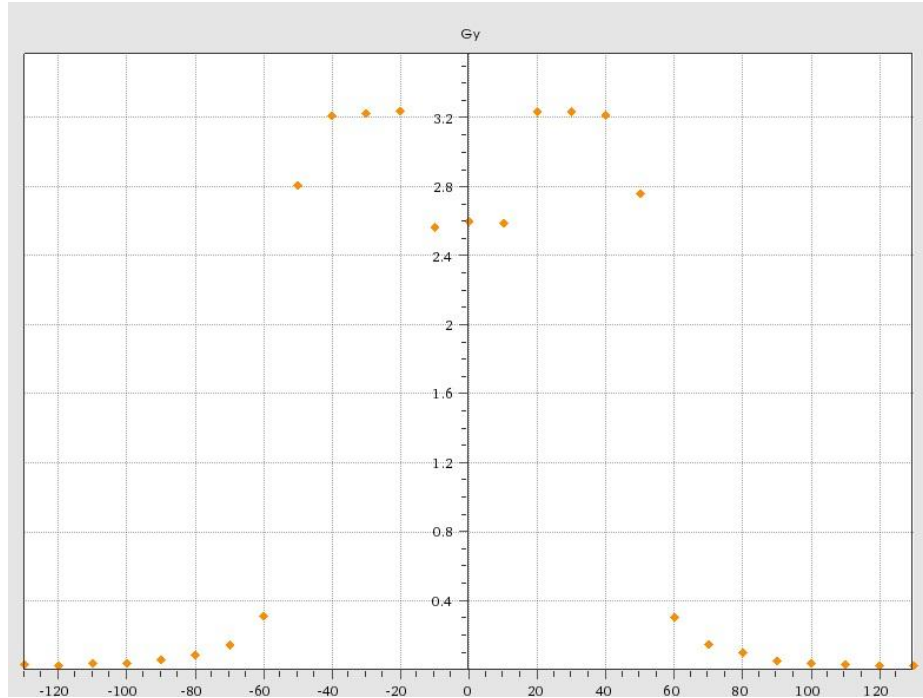
Herhangi Bir Materyal Bulunmazken Yapılan G-T(Gun-Target) Profil Ölçümü



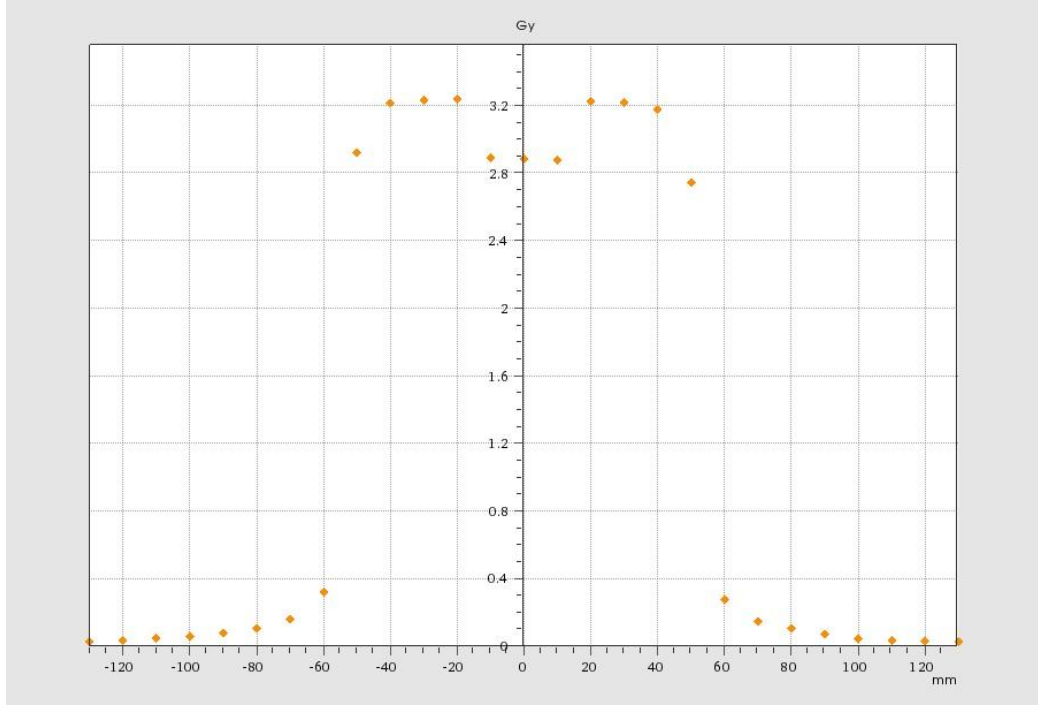
Herhangi Bir Materyal Bulunmazken Yapılan L-R(Left-Right) Profil Ölçümü



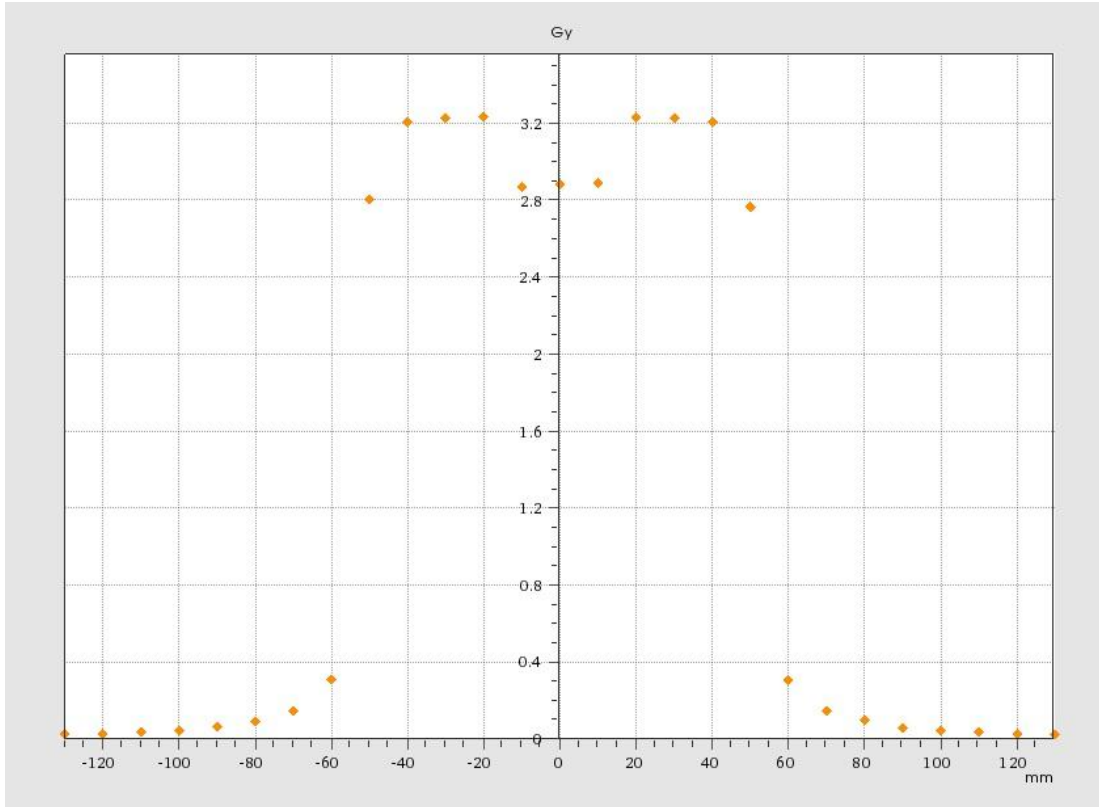
. CO Materyali ile Yapılan G-T (Gun-Target) Profil Ölçümü



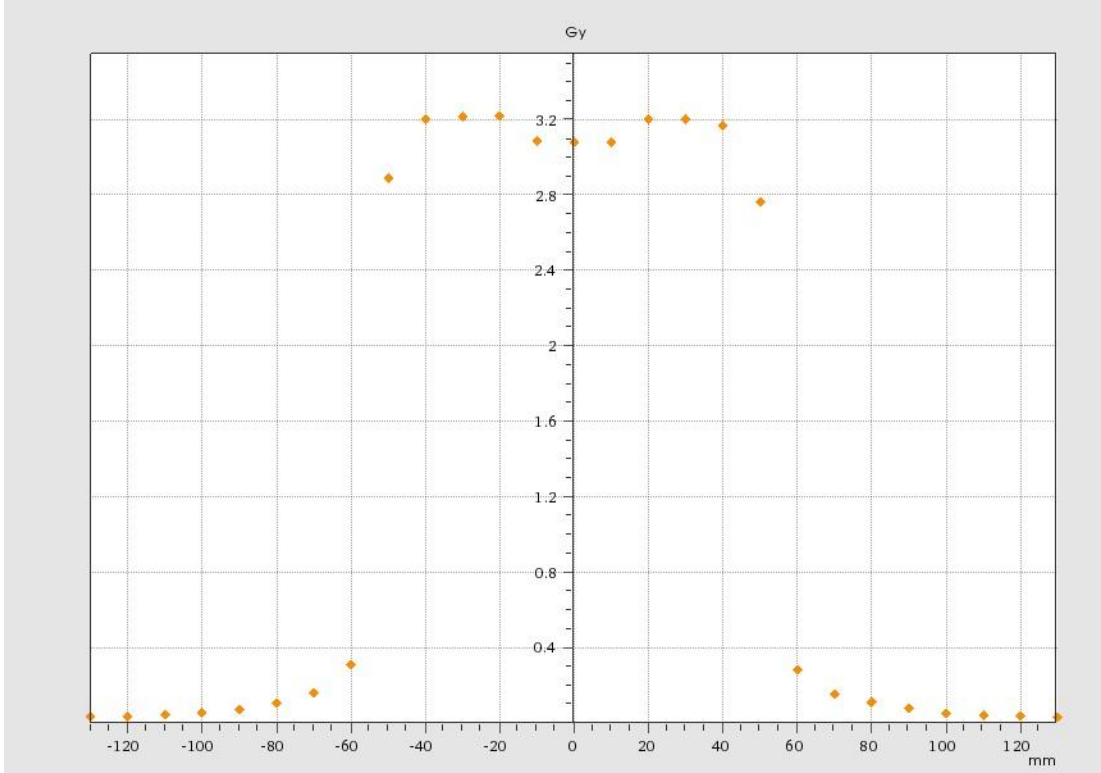
CO Materyali ile Yapılan L-R(Left-Right) Profil ölçümü



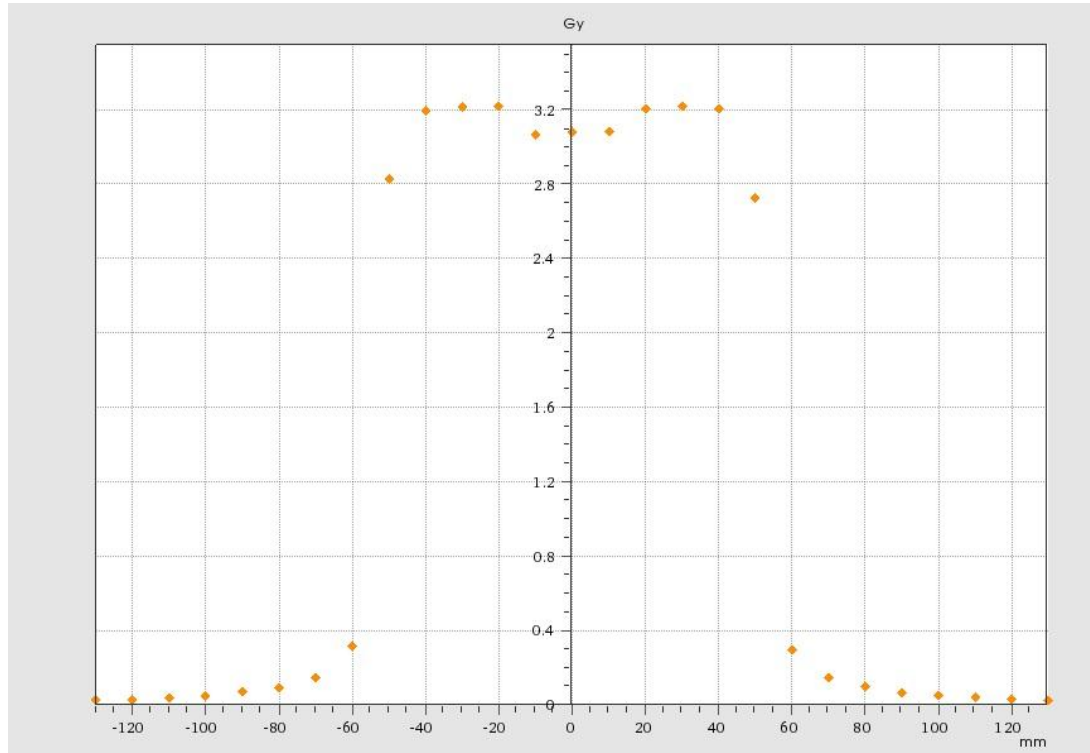
TI Materyali ile Yapılan G-T(Gun-Target) Profil Ölçümü



TI Materyali ile Yapılan L-R (Left-Right) Profil Ölçümü



KD Materyali ile Yapılan G-T (Gun-Target) Profil Ölçümü



KD Materyali ile Yapılan L-R (Left-Right) Profil Ölçümü

