

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA FARKLI DİŞ  
DOLGULARI İÇİN FARKLI RADYASYON ENERJİSİNE  
BAĞLI OLARAK DOZ DEĞİŞİMİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Sümevra MANDAL**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**2018-ANTALYA**

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARINDA FARKLI DİŞ  
DOLGULARI İÇİN FARKLI RADYASYON ENERJİSİNE  
BAĞLI OLARAK DOZ DEĞİŞİMİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Sümevra MANDAL**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Dr. Öğr. Üyesi Beyza ŞİRİN ÖZDEMİR**

“Kaynakça gösterilerek tezinden yararlanılabilir”

2018-ANTALYA

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;**

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 28 / 06 / 2018

İmza

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Beyza ŞİRİN ÖZDEMİR .....  
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Nina TUNÇEL  
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR  
Yüzüncü Yıl Üniversitesi

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... tarih ve ...../..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Narin DERİN**

**Enstitü Müdürü**

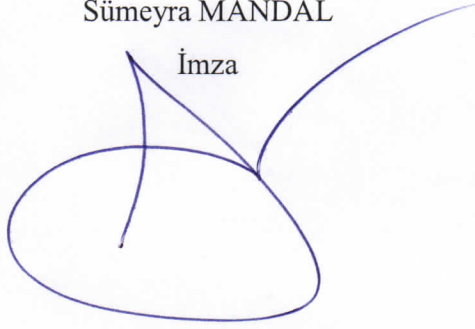
## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Öğrenci

Sümevra MANDAL

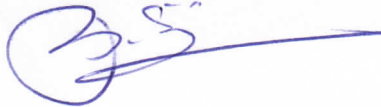
İmza



Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Beyza ŞİRİN ÖZDEMİR

İmza



## TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu tüm katkılardan dolayı ve yüksek lisans eğitimim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini sabırla paylaşan danışmanım ve değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Beyza ŞİRİN ÖZDEMİR' e,

Bilimsel anlamda yetişmemde büyük katkıları olan hocalarım, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM, Prof. Dr. Mine GENÇ, Prof. Dr. Melek Gamze AKSU ve Doç. Dr. Nina TUNCEL' e,

Mesleki alanda beni her zaman destekleyen, yardımlarını esirgemeyen Sayın Yrd. Doç Dr. Yıldız Keleş'e ve Hilal Vidinliođlu'na,

Hayatımın her döneminde yanımda olan öncelikle Rabia Mandal'a ve tüm aileme,

Son olarak, yüksek lisans eğitimim süresince dostluğunu benden esirgemeyen ve her konuda rahatça fikir alışverişinde bulunabildiğim tüm Sağlık Fizik Uzmanı arkadaşlarıma içtenlikle teşekkür ederim.

## ÖZET

**Amaç:** Diş dolgu materyalleri bulunan baş boyun hastalarında, tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımının değerlendirilmesi ve doğruluğunun dozimetrik sistemlerle test edilmesidir.

**Yöntem:** Baş boyun kanseri olan hastaların radyoterapi öncesinde simülasyon amacıyla çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinde ‘‘diş dolgu materyalinden’’ kaynaklanan artefaktlar hem görüntü kalitesini olumsuz etkilemekte, hem de tedavi planlama sisteminde doz hesaplamalarında kullanılan Hounsfield Unit (HU) değerlerinde belirsizliklerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Çalışmamızda, farklı diş dolgu materyalleri kullanılarak oluşturulan fantomların, BT görüntüleri alınarak farklı enerjilerde tedavi planları çalışıldı. Yapılan planlar 6 MV ve 18 MV enerjiler kullanılarak artefakt düzeltilmeli ve artefakt düzeltilmesiz olarak ikiye ayrıldı ve bu planlarda izodoz dağılımının belirtilen parametrelere bağlı değişimi incelendi. Daha sonra, lineer hızlandırıcı cihazında oluşturulan fantomlarda, Matrixx ile iki boyutlu doz dağılımı ve iyon odası ile de nokta doz ölçümleri alındı.

**Bulgular:** Matrixx ölçümlerinde elde edilen profiller, kullanılan materyale bağlı olarak, dozdaki değişimi, kullanılan materyalin gerçek uzunluğunu, profili yansımaları ve iki boyutlu doz yoğunluk haritası ile geri saçılma ve demetteki zayıflamayı göstermiştir. İyon odası ölçümlerinde ise noktasal olarak diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomlarda dozdaki değişim incelendi. Bu değişim en belirgin ‘‘amalgamda’’ ölçülürken, daha sonra ‘‘diş’’ ve en az da ‘‘kompozitte’’ ölçüldü.

**Sonuç:** Baş boyun hastalarında tedavi alanları içerisinde karşımıza çıkan diş dolgu materyallerinden kaynaklanan artefaktların, planlama yapılırken düzeltilmesi gerekmektedir. Planlama sisteminin özellikle yoğunluğu fazla olan materyalleri doğru algılamaması, geri saçılma ve dozdaki düşüşleri hesaplayamaması, hastaya verilen dozdaki belirsizliğin artmasına sebep olmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Radyoterapi, Bilgisayarlı Tomografi, Tedavi Planlama Sistemi, Diş Dolgu Materyali

## ABSTRACT

**Objective:** Assessment of the dose distribution calculated in the treatment planning system in head and neck patients with dental filling material and testing of the accuracy with dosimetric systems.

**Method:** In our study, phantoms created using different tooth filling materials, CT images were taken and treatment plans were applied at different energies. In computed tomography (CT) images taken during radiotherapy treatment planning of head and neck patients, it was understood that artefacts arising from the dental fill material adversely affected both image quality and uncertainties in Hounsfield Unit (HU) values required for planning. The plans were divided into two groups, artefact corrected and artefact not corrected, using 6 MV and 18 MV energies, and the variation of the isodose distribution according to the parameters indicated was investigated. Then phantoms formed in the linear accelerating device were subjected to two-dimensional dose distribution with Matrixx and point dose measurements with the ion chamber.

**Result:** The profiles obtained in the Matrixx measurements show the variation of the dose, the profile reflection of the actual length of the material used, and the back scattering and weakening of the beam by the two-dimensional dose intensity map, depending on the material used. Ion chamber measurements have also investigated the change in dose in phantoms created using tooth fill material. This change was measured in the most prominent amalgam, while the teeth and the least composite were measured.

**Conclusion:** Artifacts arising from dental filling materials that are encountered in the treatment areas of head and neck patients need to be corrected while planning. The inability of the planning system to accurately detect materials that are particularly dense, to calculate backscatter and reductions in the dose causes uncertainty in the dose given to the patient to increase.

**Keywords:** Radiotherapy, Computed Tomography, Treatment Planning System, Dental Filling Materials

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b>	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>iii</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	<b>v</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	<b>vi</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b>	<b>viii</b>
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Kanserin Tanımı	3
2.2. Kanser Tedavi Yöntemleri	3
2.2.1. Cerrahi	4
2.2.2. Kemoterapi (İlaç Tedavisi)	4
2.2.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)	4
2.3. Radyoterapi Basamakları	5
2.4. Bilgisayarlı Tomografi	5
2.5. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)	9
2.6. Lineer Hızlandırıcı Cihazı	10
2.7. Dozimetrik Sistemler	15
2.7.1. İyon Odaları Ve Elektrometreler	15
2.7.2. Fantomlar	15
2.8. Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi	16
2.8.1. Fotoelektrik	16
2.8.2. Compton Saçılması	18
2.8.3. Çift Oluşum	19
2.9. Harici Materyalin Radyasyonla Etkileşmesi	20
	iii



<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>22</b>
3.1. Gereçler	22
3.1.1. Lineer Hızlandırıcı Cihazı	22
3.1.2. PET-CT Simülatör	23
3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi	24
3.1.4. RW3 Katı Fantom	24
3.1.5. 2D (İki Boyutlu) Dozimetrik Sistem	26
3.1.6. İyon Odası	27
3.1.7. Elektrometre	28
3.1.8. Kompozit Dolgu Materyali	29
3.1.9. Amalgam Dolgu Materyali	30
3.1.10. Bolus	30
3.2. Metod	31
3.2.1. İki Boyutlu Dozimetrik Sistem Kullanılarak Yapılan Ölçümler	43
3.2.2. İyon Odası Ve Elektrometre Kullanılarak Yapılan Ölçümler	47
<b>4. BULGULAR</b>	<b>50</b>
4.1. İki Boyutlu Dozimetrik Sistem Kullanılarak Yapılan Ölçümlerin Sonuçları	50
4.2. Üç Farklı Materyalin Gerçek Uzunluğu İle Profil Üzerindeki Etki Aralığının Karşılaştırılması	50
4.3. Matrixx İle Aynı Set Up'ın Oluşturuldu Ölçüm Düzeneği İyon Odası Ölçüm Sonuçları	50
4.3. Farklı Diş Dolgu Materyallerinin İzosentırda Alınan Ölçümleri	51
4.4 Farklı Diş Dolgu Materyallerinin İzosentırda Alınan Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	51
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>52</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>54</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>55</b>
<b>ÖZGEMİŞ</b>	<b>59</b>

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 3.1.</b>	IMRT fantom tabakaları	<b>26</b>
<b>Tablo 3.2.</b>	IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası özellikleri	<b>28</b>
<b>Tablo 4.1.</b>	Matrixx ölçümleri sonuçları	<b>50</b>
<b>Tablo 4.2.</b>	Amalgam,kompozit ve diş için gerçek uzunluklarının profile etki aralığının karşılaştırılması	<b>50</b>
<b>Tablo 4.3.</b>	Amalgam,kompozit ve diş kullanılarak oluşturulan fantomlarda izosentirdaki iyon odası ölçümü	<b>51</b>
<b>Tablo 4.4.</b>	Farklı diş dolgu materyallerinin izosenterda alınan ölçümlerinin değerlendirilmesi	<b>51</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2.1.</b>	Normal hücre ve kanserli hücre çoğalma döngüsü	<b>3</b>
<b>Şekil 2.2.</b>	Bilgisayarlı Tomografi Sistemi	<b>7</b>
<b>Şekil 2.3.</b>	Katsayıların HU değerlerine çevrilmesi ve kesit görüntüsüne dönüşümü	<b>8</b>
<b>Şekil 2.4.</b>	Dokuların HU karşılığı	<b>8</b>
<b>Şekil 2.5.</b>	BT Kalibrasyon Eğrisi	<b>9</b>
<b>Şekil 2.6.</b>	Lineer hızlandırıcının basit şeması	<b>10</b>
<b>Şekil 2.7.</b>	Klystron'un kesitsel görüntüsü	<b>11</b>
<b>Şekil 2.8.</b>	Lineer hızlandırıcıya ait blok şema	<b>14</b>
<b>Şekil 2.9.</b>	Fotoelektrik olay	<b>17</b>
<b>Şekil 2.10.</b>	Compton olayı	<b>19</b>
<b>Şekil 2.11.</b>	Çift oluşumu	<b>19</b>
<b>Şekil 2.12.</b>	Foton madde etkileşimlerinin enerji ve atom numarasına göre değişimi	<b>20</b>
<b>Şekil 3.1.</b>	Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı	<b>23</b>
<b>Şekil 3.2.</b>	PET-CT	<b>24</b>
<b>Şekil 3.3.</b>	IMRT fantomu	<b>25</b>
<b>Şekil 3.4.</b>	IBA marka Matrixx	<b>26</b>
<b>Şekil 3.5.</b>	IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası	<b>27</b>
<b>Şekil 3.6.</b>	IBA marka DOSE I Elektrometre	<b>29</b>

<b>Şekil 3.7.</b>	1 cm kalınlıktaki bolus	<b>31</b>
<b>Şekil 3.8.</b>	Bolus içine gömülmüş amalgam ve kompozit materyali ve diş	<b>31</b>
<b>Şekil 3.9.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 6MV izodoz görüntüsü	<b>32</b>
<b>Şekil 3.10.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 18MV izodoz görüntüsü	<b>33</b>
<b>Şekil 3.11.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6MV izodoz görüntüsü	<b>34</b>
<b>Şekil 3.12.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18MV izodoz görüntüsü	<b>35</b>
<b>Şekil 3.13.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 6MV izodoz görüntüsü	<b>36</b>
<b>Şekil 3.14.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 18MV izodoz görüntüsü	<b>37</b>
<b>Şekil 3.15.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6 MV izodoz görüntüsü	<b>38</b>
<b>Şekil 3.16.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18 MV izodoz görüntüsü	<b>39</b>
<b>Şekil 3.17.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 6 MV izodoz görüntüsü	<b>40</b>
<b>Şekil 3.18.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 18 MV izodoz görüntüsü	<b>41</b>

<b>Şekil 3.19.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6 MV izodoz görüntüsü	<b>42</b>
<b>Şekil 3.20.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18 MV izodoz görüntüsü	<b>43</b>
<b>Şekil 3.21.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümleri	<b>44</b>
<b>Şekil 3.22.</b>	Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü	<b>44</b>
<b>Şekil 3.23.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümü	<b>45</b>
<b>Şekil 3.24.</b>	Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü	<b>45</b>
<b>Şekil 3.25.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümü	<b>46</b>
<b>Şekil 3.26.</b>	Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü	<b>46</b>
<b>Şekil 3.27.</b>	Matrixx ile aynı set up'ın oluşturulduğu iyon odası ölçüm görüntüsü	<b>47</b>
<b>Şekil 3.28.</b>	İyon odası ve diş dolgu materyalinin I' mrt fantomundaki port görüntüsü	<b>48</b>
<b>Şekil 3.29.</b>	İyon odası ve diş dolgu materyalinin isosentirdaki port görüntüsü	<b>48</b>
<b>Şekil 3.30.</b>	Farklı materyallerin izosentira yerleştirilerek yapılan iyon odası ölçüm düzeneği	<b>49</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>A</b>	:	Amper
<b>C</b>	:	Coulomb
<b>BT</b>	:	Bilgisayarlı Tomografi
<b>2D</b>	:	İki boyutlu
<b>DICOM</b>	:	Tıpta Dijital Görüntüleme ve iletişim
<b>HU</b>	:	Hounsfield Unit
<b>LİNAK</b>	:	Lineer Hızlandırıcı
<b>MeV</b>	:	Milyon Elektron Volt
<b>MR</b>	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>MU</b>	:	Monitör Unit
<b>MV</b>	:	Mega Volt
<b>PET-CT</b>	:	Pozitron Emisyon Tomografisi-Bilgisayarlı Tomografi
<b>TPS</b>	:	Tedavi Planlama Sistemi

## 1. GİRİŞ

Günümüzde kanser tedavileri arasında en etkili yöntemlerden birisi radyoterapidir (RT). RT' deki amaç, belirlenen hedef volüme istenilen dozu verirken, çevredeki riskli organları ve sağlıklı dokuyu mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü, hedef hacime verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için hastaya verilen doz dağılımının uygun olması ve ayrıntılı doz hesaplamalarının yapılabilmesi gerekmektedir. Bu amaçla tedavi planlama sistemleri geliştirilmiştir. Tedavi planlama sisteminde doz hesaplamaları daha hızlı ve güvenilir bir şekilde yapılabilmektedir.

Tedavi planlama sistemlerinin dozimetrik hesaplamalarında en belirleyici etken, radyasyonla etkileşen ortamın fiziksel özellikleridir. Ortamdaki materyallerin radyasyonla etkileşimini belirleyen farklı özellikleri vardır. Bunlar, kütle soğurma katsayısı, etkin atom numarası ve elektron kütle durdurma gücü olarak sıralanabilir (Khan,2010). Megavoltaj tedavilerde insan vücudundaki kas, yağ ve kemik dokularının bu özellikler bakımından benzer davrandığı bilinmektedir.

Bu dokularla aynı davranışı gösteren materyallere doku eşdeğeri materyaller denir. Doku eşdeğeri materyaller, insan vücudunu simüle ettiği düşünülerek RT'deki birçok ölçümde kullanılmaktadır. Tedavi planı hesaplamalarında karşılaşılan önemli problemlerden biri, 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, doz hesaplamalarında belirsizliklere sebep olmaktadır (Edwie ve ark, 2006; Allen ve ark, 2002; Clifton ve ark, 2003) .

Bu belirsizliklerin nedenlerinden biri, simülasyonda alınan BT görüntülerinde, materyalin boyutunun tam olarak belirlenememesidir (Sung-Yen ve ark, 2002). Ayrıca, radyasyonun yüksek atom numaralı materyallerle etkileşimleri farklı olacağından materyalle çevre doku arasında geri saçılmalara sebep olur (Russel ve ark, 1996). Bu etmenler, TPS'de hesaplama belirsizliklerine neden olmaktadır. Hesaplama belirsizlikleri, hastaya reçete edilen dozun daha fazla veya daha az verilmesine neden

olmaktadır (Gagnon ve Cundiff, 1980; Gibbs ve ark, 1976). Hastaya verilmesi gereken dozdan daha düşük doz vermek hastada lokal kontrolün sağlanamamasına veya nükse sebep olurken, daha fazla doz vermek ise sağlıklı dokularda komplikasyon oluşmasına neden olmaktadır (Ozen ve ark, 2005; Kwo-Ping ve ark, 2013).

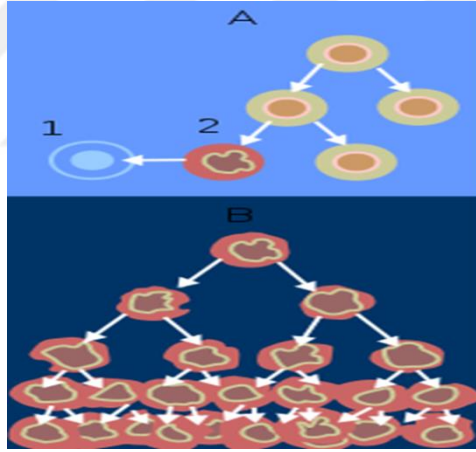
Bu tez çalışmasında vücuda harici olarak yerleştirilen diş dolgu materyallerinin doz hesaplamalarındaki etkisi deneysel olarak belirlenmeye çalışılacaktır. Hasta vücudu katı fantomlarla simüle edilecek ve bu fantoma yerleştirilen diş dolgu materyallerinin çevresindeki doz dağılımının ölçümü yapılacaktır. Ölçüm değerleri ile TPS' in öngördüğü doz değerleri karşılaştırılacak ve TPS' in, harici dolgu materyallerinden kaynaklı belirsizliği ne kadar doğru hesaplayabildiği araştırılacaktır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kanserin Tanımı

Kanser, bir organ ya da dokudaki hücrelerin sürekli olarak çoğalması ile beliren bir düzen bozukluğudur. Sürekli çoğalan hücre sayısı, olması gereken hücre kaybıyla dengelenmemesi sonucunda gerçekleşir. Kanser, bir organ yada dokudaki hücrelerin sürekli olarak çoğalması ile beliren bir düzen bozukluğudur. Sürekli çoğalan hücre sayısı, olması gereken hücre kaybıyla dengelenmemesi sonucunda gerçekleşir. Kanser hücrelerinin ömürleri köken aldıkları normal hücrelere göre daha kısa olmasına rağmen, yeni hücre oluşumunun çok hızlı olması, hücrelerin devamlı birikmesine neden olur. Bu dengesizlik organizmanın bu hücreleri tanıyamaması ve kanser hücrelerindeki genetik anormalliklerinden kaynaklanır (Beyzade ve Ebruli, 2008).



Şekil 2.1. Normal hücre ve kanserli hücre çoğalma döngüsü

(A) Normal hücreler tamir edilemeyecek şekilde hasarlandığında apoptoz ile elimine edilirler (B) Kanserli hücrelerde apoptoz oranı oldukça düşüktür ve gelişigüzel çoğalmalarına devam ederler.

### 2.2. Kanser Tedavi Yöntemleri

Kanser hastasının tedavisi, kanserin yerleşimine, tipine, evresine, kişinin genel sağlık durumu, yaş, çevre koşulları ve birçok faktöre bağlı olarak değişiklikler gösterir.

Hastaya özel ve hastanın kişisel durumuna bağılı olarak, ihtiyaçlarına göre belirlenmiş tedavi planları hazırlanır.

İlk olarak tedavinin amacı belirlenir. Tedavi sonrası uzun dönem sağı kalım beklentisi var ise küratif tedavi uygulanır. Ancak, uzun dönem sağı kalım beklentisi olmayan hastalarda yaşam kalitesini düzeltmek, hastanın şikayetlerini azaltmak veya yok etmek için palyatif tedavi uygulanır.

Kanser tedavisi, RT, cerrahi ve kemoterapi gibi tedavi modalitelerini içeren bir yaklaşımı gerektirir (Dirican, 2008).

### **2.2.1. Cerrahi**

Kanserin tipine, evresine ve yerleştiğı dokuya göre uygulanan, bölgesel bir tedavi yöntemidir. Çođu kanser tedavisinde birinci sırada uygulanmaktadır. Öncesinde veya sonrasında uygulanacak tedavi yöntemi kanser tipine ve özellikle de evresine göre değışmektedir.

### **2.2.2. Kemoterapi (İlaç Tedavisi)**

Kanser hücrelerini ağız yoluyla alınan ilaçla veya damar yoluyla tüm vücuda yayılmasıyla, kanserli hücrelerin öldürülmesi prensibine dayanır, iyileştirmek veya hayat kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya belirli sürelerle uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına veya cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak uygulanan kemoterapi aynı zamanda radyoterapi ile de beraber uygulanabilir (Perez ve Brady,2004; Mezeronve ark,1994).

### **2.2.3. Radyoterapi (Işın Tedavisi)**

Kanser hücrelerinin direk ya da indirek olarak iyonlaştırıcı radyasyonla yok edilmesi esasına dayanır. Cerrahi sonrasında (adjuvan), öncesinde (neoadjuvan) veya operasyonun uygun olmadığı hastalarda definitif amaçla uygulanmaktadır. Ayrıca operasyon bölgesinde olabilecek canlı hücre sayısını azaltmak, lenf bezi metastazlarını sterilize etmek ve klonojenik hücrelerin yayılım potansiyelini azaltmak amacıyla da uygulanır (Perez ve Brady, 1991).

### **2.3. Radyoterapi Basamakları**

Hasta için reçete edilen doz hedef volüme yüksek bir doğrulukla verilmek istenirken normal doku ve kritik organların dozlarının mümkün olduğu kadar düşük olması beklenir. Bu durum bazen kompleks tedavi planlarını gerektirir.

#### **Simülasyon;**

Hastanın tedavi öncesinde sabitlenip, tedavi pozisyonunda BT görüntülerinin alınması işlemidir. Sabitleme amacıyla hastaya ve ışınlanacak alana özgü ayarlanabilen aparatlar kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda genellikle 2,5 mm kesit aralığı ile görüntüler alınır. Elde edilen görüntüler bilgisayar tarafından yeniden yapılandırılarak 3D (üç boyutlu) halde tedavi TPS'ne gönderilir.

#### **Konturlama;**

Uzman hekim tarafından, hedef volümler ve kritik organlar, gerekli görülürse MR, PET görüntüleri ile birlikte değerlendirilerek çizilir. Daha sonra, bu veriler kullanılarak fizik uzmanı tarafından hastaya özel tedavi planı hazırlanır. Hekim tarafından plan onaylandıktan sonra hastanın tedavi aşamasına geçmesi sağlanır.

### **2.4. Bilgisayarlı Tomografi**

Bilgisayarlı tomografi planlama için vazgeçilmez bir görüntüleme tekniğidir. Üç boyutlu konformal radyoterapi, yoğunluk ayarlı radyoterapi ve brakiterapi gibi ileri radyoterapi teknikleri BT kullanımı ile mümkün olabilen tedavi şekilleridir. Tedavi planlaması yapılmadan önce hastanın Bilgisayarlı Tomografi ile kesit görüntülerinin elde edilmesi gerekmektedir. BT kolime edilmiş X-ışını demetleri kullanarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme tekniğidir. Bu görüntüler hem hastanın içyapısı ile ilgili görsel bilgi sağlamakta hem de dokulara ait elektron yoğunluğu değerlerini içermektedir.

BT aygıtları, X ışını kaynağı ve detektörlerin olduğu, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olarak tanımlanabilir. Kesitsel görüntüler bilgisayar yardımıyla elde edilir. Kesit aralığı belirlendikten sonra kolimasyonla, X-ışını demeti kalınlığı, kesit kalınlığına eşit hale getirilir. Hastanın alacağı doz kesit aralığı ile doğrudan ilişkili olduğundan optimum aralık seçilmelidir.

X-ışını tüpünün çalışma prensibi, katot ışın tüpleri kullanılan röntgen cihazlarına çok benzerdir. Anot ile katot arasına yüksek potansiyel farkı oluşturularak anottan koparılan elektronların vakum ortamında hızlandırılarak ve katoda çarpması sağlanır. Tungstenden yapılmış disk şeklindeki anot, hasta yatağı çevresinde merkezi eksen etrafında döner. Gantry'nin üzerine tüpün karşısına çember şeklinde yerleştirilen detektörler hastadan geçen X-ışınlarını toplar ve elektrik sinyalleri şeklinde bilgisayara iletirler (Oyar ve Gülsoy, 2003).

Tüm dijital görüntüleme sistemlerine olduğu gibi BT'de de görüntü küçük resim parçalarından (piksellerden) oluşur. Bu parçacıklara “görüntü matriksi” denir. İki kenardaki piksel sayısının çarpımı matriks sayısı şeklinde gösterilir ve günümüzdeki cihazlarda bu sayı genellikle 1024x1024’ dür. Piksellerin hacimleri kesit kalınlığı ile ilişkilidir. Kesit kalınlığının piksel yüzeyi ile çarpımı sonucu ortaya çıkan hacime “voksel” adı verilir. Voksel farklı atenüasyon katsayısına sahiptir. Atenüasyon ise ortamda ilerleyen dalgaların soğurma ve saçılma sonucu ile güç kaybını ifade eden bir katsayıdır. Kalınlığı  $x$  olan bir ortamda aynı  $\mu$  atenüasyon katsayısına sahip olduğunu düşünürsek, hastanın içinden geçen  $x$  ışınının geçirgenliği  $I$  (transmission)

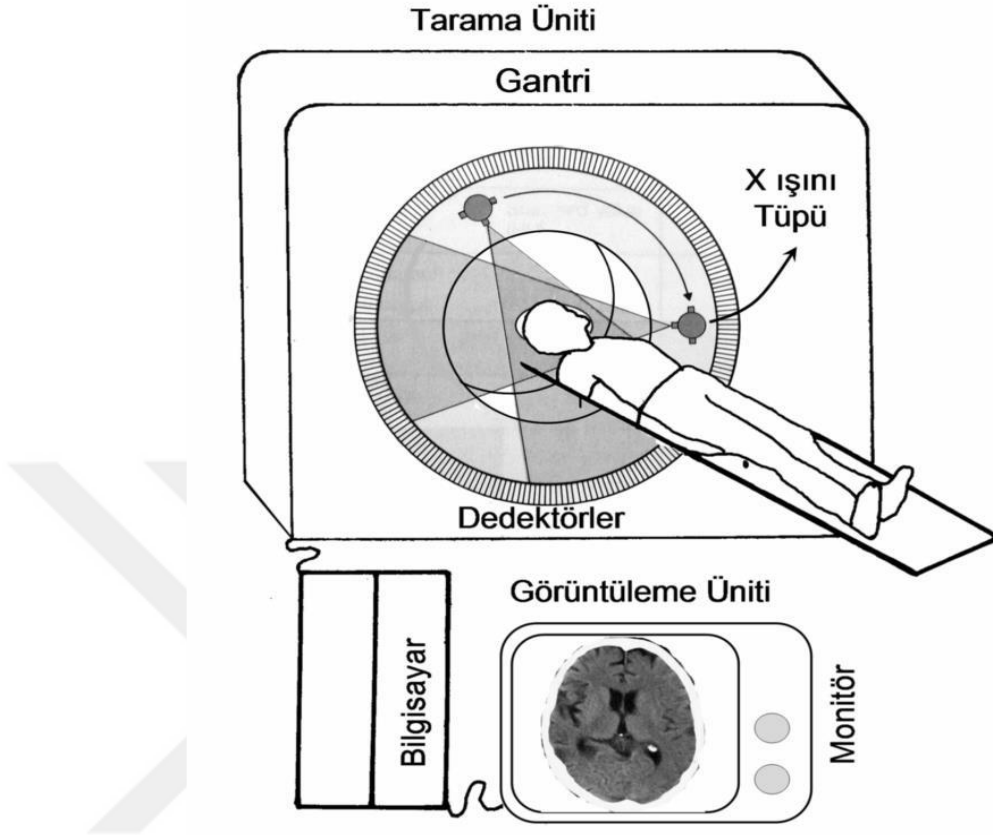
$$I=I_0e^{-\mu x} \quad 2.1$$

şeklinde ifade edilir. Farklı kalınlık ve atenüasyon katsayısına sahip voksellerin  $x$  ışını geçirgenliği ise;

$$-\sum \mu_i x_i = -(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n) \text{ ise} \quad 2.2$$

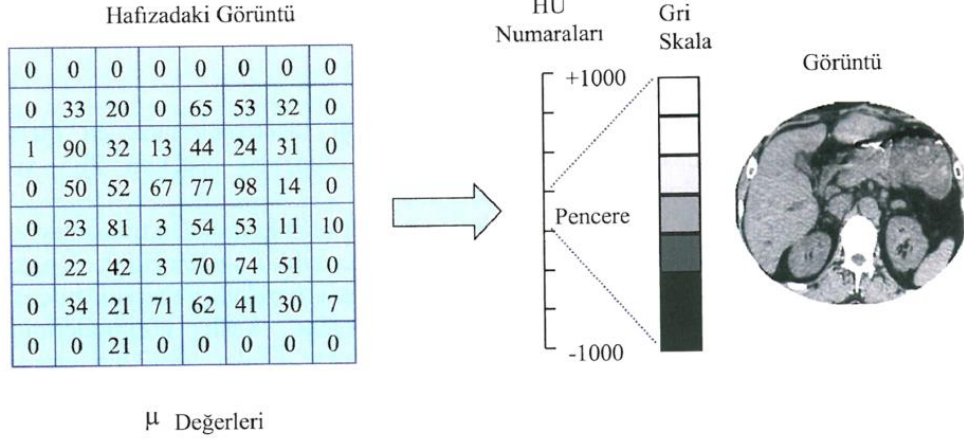
$$I=I_0e^{-\sum \mu_i x_i} \quad 2.3$$

X ışınının geçtiği her bir atenüasyon için farklı geçirgenlik ölçümleri belirlenir. Fraksiyonel geçirgenlik eşitliğinde  $\mu_i$  tam olarak belli değildir. Ancak,  $x$  ışını kaynağının ve detektörün farklı açılarından elde edilen  $x$  ışınlarının geçirgenliği her bir atenüasyon katsayılarının hesaplanmasını sağlar (Mundt ve Roesky, 2005).



Şekil 2.2. Bilgisayarlı Tomografi Sistemi

BT sayıları, hesaplanan attenuasyon katsayıları ile ifade edilir. BT sayısı -1000 ile +3000 aralığında değer alır. Hava eşdeğeri ortamların BT sayısı -1000 veya biraz daha büyük değer alırken, yumuşak doku 40-80, kemik yapıların ise BT sayısı +1000 civarında değer almaktadır. Attenuasyon kat sayısı yüksek olan metal implantların, diş dolgu materyallerinin BT sayısı ise +3000'e kadar çıkmaktadır.

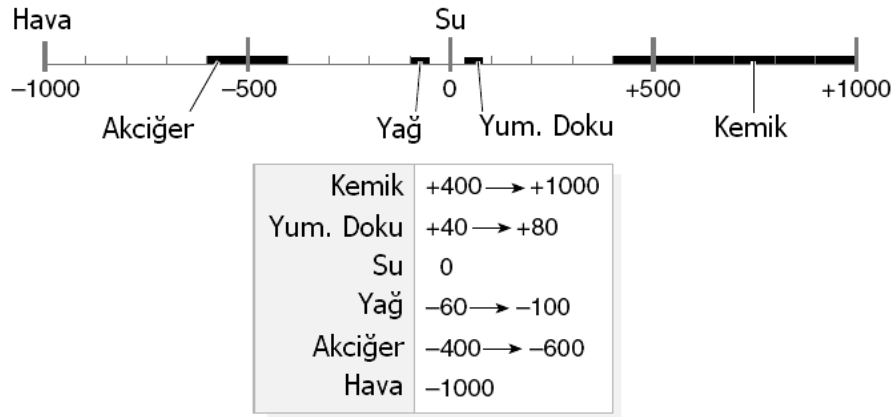


Şekil 2.3. Katsayıların HU değerlerine çevrilmesi ve kesit görüntüsüne dönüşümü

BT uygulamalarındaki çalışmalarından dolayı Godfrey Hounsfield'e ithafen BT sayısı Hounsfield Unit olarak adlandırılmıştır. Hounsfield Unit (HU):

$$HU = \frac{\mu_i - \mu_s}{\mu_s} \times 1000 \quad 2.4$$

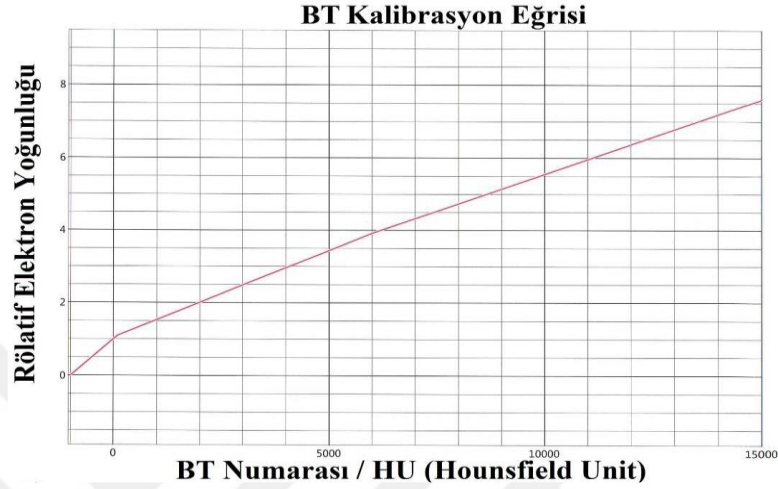
2.4olarak hesaplanmaktadır. Burada  $\mu_i$  ilgili vokselin attenuasyon katsayısı,  $\mu_s$  is suyun atenüasyon katsayısıdır (Ibbott&Hendee, 2005).



Şekil 2.4. Dokuların HU karşılığı

HU, atenüasyon katsayısıyla ilişkili olduğu için buradan elektron yoğunluğunun hesaplanması sağlanabilir (Yılmaz, 2008). Hacim başına düşen elektron sayısı elektron yoğunluğu olarak tanımlanır. Elektron yoğunluğu arttıkça X ışın demetinin ortama

transfer ettiği enerji de artmaktadır. Doku yoğunlukları farklı atom numaralarındaki elementlerden oluştuğu için, HU' in elektron yoğunluğuyla ilişkisi lineer değildir.



Şekil 2.5. BT Kalibrasyon Eğrisi

## 2.5. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

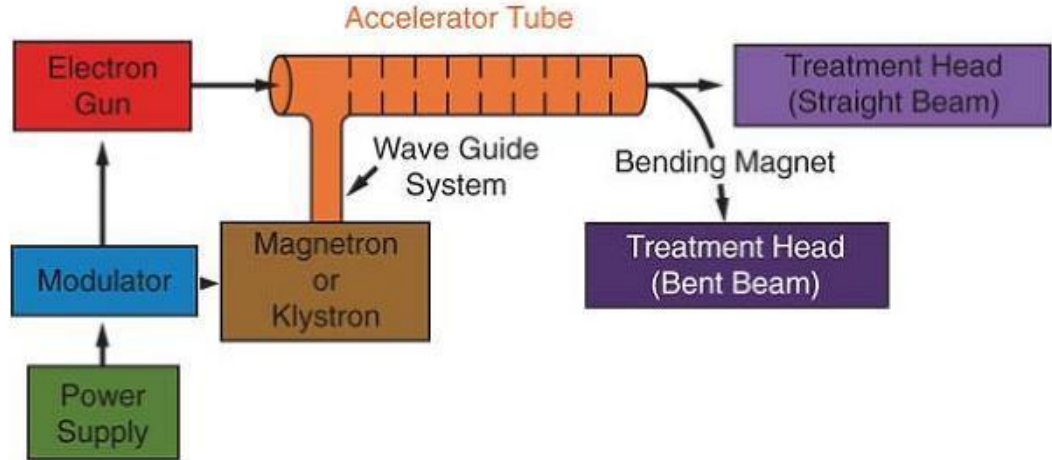
Günümüzde kullanılan ileri teknoloji bize temel olarak radyasyon doz dağılımını veren sistemleri geliştirmiştir, TPS, üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen yazılım ve çevre birimlerden oluşan bir sistemdir. Planlama farklı alan boyutlarında ve enerjide değişken cilt mesafelerinde (SSD), elektron ya da foton ışın demetleri kullanılarak farklı tedavi teknikleri ile ışınlanan bölgede doz dağılımlarını elde etmek mümkündür. Farklı algoritmalarla çalışan TPS'ler, her hasta için farklı alan boyutu, derinlik gibi parametreleri hesaba katarak, foton veya elektron enerjisi kullanarak doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonucunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, çevre doku, kritik organlar ile tümörün alacağı dozu vermektedir.

TPS için gerekli bilgiler, sistemin kuruluş aşamasında cihaza ait dozimetrik bilgiler sisteme girilmekte ve düzenli olarak bu parametrelerin kontrolü yapılmaktadır. Tedavi bölgesindeki yer alan riskli organlar ve tedavi edilecek volüm uzman hekim tarafından çizilir.

Tedavi bölgenin özelliklerine göre (derinlik, alan büyüklüğü vb.) uygun foton veya elektron enerjisi seçilerek, hedef hacime verilir. TPS' in kullandığı algoritma, bu verileri kullanarak gerekli dozimetrik hesaplamaları yapar (Pogorsak, 2005).

## 2.6. Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Lineer hızlandırıcılar, elektron gibi yüklü parçacıkların, yüksek frekansta elektromanyetik dalgalar ile üst üste bindirilerek doğrusal hat boyunca hızlandıran cihazlardır. Tedavi amaçlı kullanılan lineer hızlandırıcılar, milyon elektron volt (MeV) enerjili elektronlar ile yüzeysel tümörlerin tedavisi yapılabilmektedir. Derinde bulunan tümörlerin tedavisinde ise, hızlandırılan elektronların hedef malzemeye çarptırılmasıyla üretilen X ışınları (fotonlar) kullanılır. Şekil-1'de tıbbi lineer hızlandırıcının basit bir blok diyagramı verilmiştir (Dirican,2009).



Şekil 2.6. Lineer hızlandırıcının basit şema (Khan 1994).

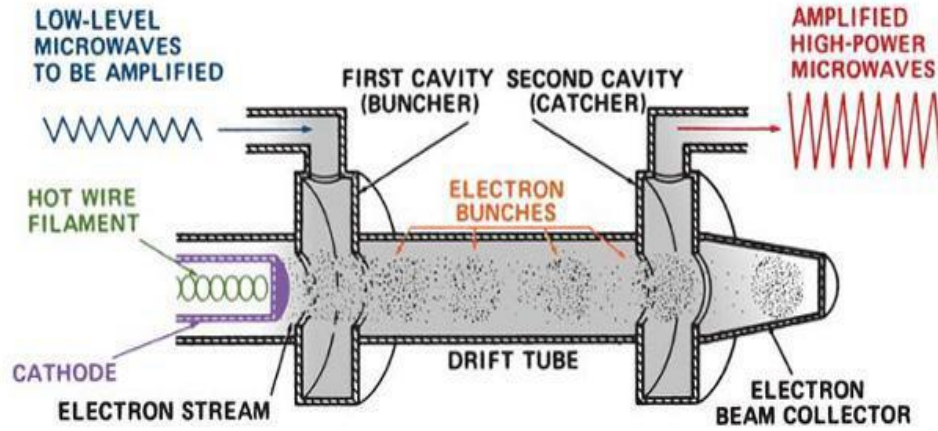
**Güç kaynağı (Power supply):** Modülör parçasına yüksek voltajda doğru akım sağlayan sistemdir.

**Modülör (Modulator):** Mikro-saniye mertebesinde gelen yüksek voltajdaki sinyalleri, elektron tabancasına ve radyofrekans (magnetron/klystron) güç kaynağına eş zamanlı olarak göndererek uyarır.



**Magnetron:** Yüksek frekanslı elektromanyetik dalga (mikrodalga) üreten bir sistemdir. Merkezde katod, çevresinde ise bakır kavitelerden oluşan anot teller bulunur. Sistem vakum altında çalışmaktadır. Katotta bulunan filaman tel ısıtılarak elektron salınımı yapması sağlanır. Katod ve anot arasında oluşan elektrik alan ile elektronlar hızlanarak anota yönlendirilir. Sarmal şekilde sarılan anottan elektronlar spiral bir yol boyunca hızlanır ve bu spiral hareketi sırasında mikrodalgaların oluşmasını sağlar. Magnetron ve klystron seçimi, kullanılacak enerjiye göre değişir. “Magnetron”lar 6 MeV ve daha düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda tercih edilirlerken, daha yüksek enerjiler için klystron kullanılır. Bir elektronun, bir voltluk elektrik potansiyeli altında kazandığı enerji  $1eV = 1.6 \times 10^{-19} J$  ile ifade edilir:

**Klystron:** Mikrodalgaların gücünü yükselten bir sistemdir, mikrodalga üretmez. Bu yüzden klystron, düşük güçte mikrodalga üreten osilatör ile birlikte çalışır. Klystron, demet kavitesi (buncher cavity) ve yakalayıcı kavite (catcher cavity) olmak üzere iki kaviteden oluşur.



Şekil 2.7. Klystron'un kesitsel görüntüsü

“Magnetron”da ve “klystron”da üretilen veya yükseltelen mikrodalgalar, frekansları sebebiyle RF (Radio Frequency) dalga olarak da isimlendirilmektedir. RF dalgaları, dalga kılavuzu sistemi ile vakumlanmış hızlandırıcı tüpe gönderilir.

**Elektron Tabancası (Electron gun):** Elektronlar hızlandırıcı bir tüp içerisinde üretilmektedir. Filaman çok yüksek sıcaklıklara kadar ısıtılarak elektronların koparılması sağlanır. Bu elektronlar katod ile anot arasında hızlandırılırlar. Lineer hızlandırıcılarda MV, foton enerji modu temsil eder iken MeV elektron enerjisi göstermektedir.

**Hızlandırıcı Tüp (Accelerator Tube):** Yaklaşık 50 keV' lik enerji ile hızlandırıcı tüp içine gönderilen elektronlar, vakumlanmış hızlandırıcı tüp girişinde magnetron veya klystronun sağladığı RF dalgaları ile karşılaşır ve tüp boyunca hızlandırılırlar. Hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıkan yüksek enerjili elektronlar yaklaşık olarak 3 mm çaplı ince demet şeklindedirler. Buradan hızlandırılan elektronlar tedavi kafasına gönderilir.

**Tedavi Kafası (Treatment Head / Gantry Head):** Yukarıda ifade edilen kısımların yanı sıra birçok parçadan oluşan kompleks bir yapıdır. Bu kısım tedavi masası çevresinde 360° dönebilmektedir. Ayrıca, tedavi kafasının hareketli kolimatör kısmını içeren alt parçası (lower defining head) tedavi ışını eksenini etrafında 360° dönebilmektedir.

**Bending Magnet:** Hedef üzerinde yer almaktadır. Boyutları 40x25x25 cm olup, çelik ve bakır malzemelerden oluşmaktadır. Tungsten ve kurşun alaşımı ile zırhlanmıştır. Hızlandırıcı tüpten gelen elektronlara 270° dönüş yaptırır ve çıkış penceresine (exit window) yönlendirir. Uygulanan manyetik alan büyüklüğüne bağlı olarak elektron enerjisi seçimi yapılır. Yüksek veya düşük enerjili elektronlar daha az veya daha çok saparak çıkış penceresine ulaşamazlar. Çıkış penceresi vakumlu ortamın sonlandığı yerdir. İki adet titanyum yapraktan oluşur. Buradan çıkan elektronlar, X ışını elde etmek için hedefe gönderilirler.

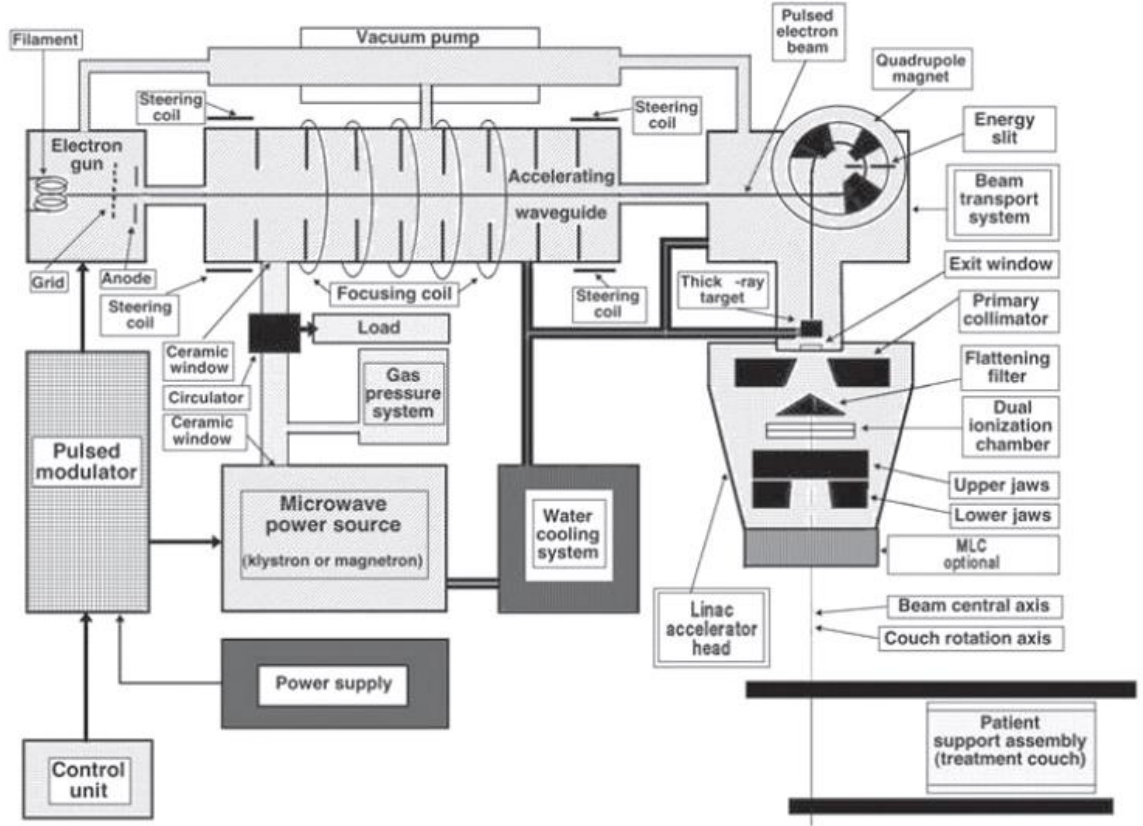
**Hedef:** Hedefin görevi, bending magnetin çıkış penceresinden gelen yüksek enerjili elektronlarla etkileşime girerek Bremsstrahlung ile X ışını fotonları oluşturmaktır. Hedef tungsten malzemeden yapılmıştır.

**Primer Kolimatör:** LİNAK'taki bir çok parça gibi tungstenden yapılmış silindirik bir geometriye sahip. Başlıca görevi, tedavi alanı yönünde bulunmayan radyal yönde saçılan X ışınlarını absorbe etmektir.

**Düzleştirici Filtre (Flattening Filter):** Primer kolimatörün tabanında bulunan filtre tungsten malzemedir. Fotonun enerjisine göre iki tür düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Gaussian uzaysal dağılıma sahip X ışın akısı düzleştirici filtre kullanarak homojen hale getirilir. Bu amaca uygun olarak konik bir biçimde üretilmiştir. Düzleştirici filtre, düşük enerjili X ışınlarını soğurarak X ışınını sertleştirirken, Compton saçılımı ve çift oluşum olayları ile tedavi ışınının elektronlar ile kontamine etmektedir. Ayrıca, pozitron kontaminasyonu ihmal edilebilir bir düzeyde olsa da, pozitron-elektron yok olma (annihilation) etkisi ile 511 keV'lik fotonların enerji spektrum içindeki ağırlığını arttırmaktadır.

**MLC (Çok Yapraklı Kolimatör) ve Diyaframlar:** Tedavi alanına şekil vermek için kullanılan kolimatör sistemidir. Bu kolimatör sistemi tedavi edilecek bölgeye ve korunacak normal dokulara göre ışını şekillendirmektedir. Tungstenden üretilmiştir.

**Diğer Parçalar:** Buraya kadar anlatılan parçaların dışında, saçıcı "foil"ler, X ışını iyon odası, elektron iyon odası, ışık alanı için ayna sistemi, soğutma sistemleri, optik sistemler bulunmaktadır. Saçıcı foil ve elektron iyon odası, cihazın elektron modunda ışın önünde yer alan parçalarıdır. X ışını iyon odası, ayna sistemi ise X ışını modunda ışın önünde yer almaktadır.



Şekil 2.8. Lineer hızlandırıcıya ait blok şema (Çakır ve Bilge 2012)

X - ışını üretiminde hedefe çarptırılan elektronlar, hedefin hemen altındaki birincil kolimatöre gelir. Birincil kolimatör X-ışın kaynağındaki radyasyon sızıntısını azaltır ve hasta tedavisi için ışının yönünü ayarlar. Daha sonra ışın, yoğunluğunun alan boyunca aynı olmasını sağlayan düzleştirici filtreden geçer. Düzleştirilmiş ışın alan iyon odasından sonra kurşun ya da tungstenden oluşan bir çift çeneden (jaw) geçer ve dikdörtgen bir alan boyutuna sahip olur. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantry, lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantry dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuzacak şekilde dikey ekseninde hareket eder. Şekil 2.8’de lineer hızlandırıcının kafa yapısı gösterilmektedir (Perez ve ark, 2008)

## **2.7. Dozimetrik Sistemler**

RT' de, hastadaki doz dağılımını doğrudan doğruya ölçmek mümkün değildir. Tedavi sırasında oluşabilecek hataları en aza indirebilmek için World Health Organization (WHO), International Commission on Radiotherapy Units and Measurements (ICRU), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) gibi çeşitli uluslararası kuruluşların tavsiye ettiği bazı dozimetrik kontrol yöntemleri bulunmaktadır (Loncol ve ark., 1996).

Radyasyon dozu ölçümleri birçok sistemle yapılabilmektedir. Bunlardan en yaygın olanları film dozimetri, TLD (Termolüminesans dozimetri), iyon odası ve diyot detektörlerdir.

### **2.7.1 İyon Odaları Ve Elektrometreler**

Kullanım amacına bağlı olarak farklı şekil ve boyutlara sahip olan iyon odaları RT'de ve diagnostik radyolojide radyasyon dozunun saptanması için kullanılır. İyon odalarının dedeksiyon haznesi gaz ile doludur ve genellikle bu gaz havadır. Çalışma prensibi, radyasyonun etkileşimi sonrası havada oluşan pozitif ve negatif yükler, elektrotlara uygulanan voltaj ile devrede bir elektrik akımı oluştururlar. Bu akım, iyon odasının belirli dozlara verdiği tepki ile orantılı olarak doz ölçümünün yapılması sağlanır. Bu aygıtlarda çalışma voltaj çok önemlidir. Yeterli voltaj uygulanmadığı zaman, iyon odası içinde oluşan yükler tekrar birleşirler ve akıma çevrilemezler. En iyi yük verimi için iyon odalarına doyum voltajı uygulanmalıdır. Bu voltaj iyon odası türüne göre değişmekte, genelde 50-300 V arasında olmaktadır (Cherry ve ark., 2003)

### **2.7.2. Fantomlar**

Fantomlar ortamların modellenmesi için RT'de, radyolojide ve nükleer tıpta kullanılan malzemelerdir. Hemen hemen tüm doz ölçümleri fantomlardan elde edilen verilerle sağlanır. Fantom materyali olarak genelde su kullanılmaktadır. Bunun sebebi radyoterapide kullanılan ışın enerjilerinde yumuşak doku ve kas dokusunda oluşan radyasyonun absorpsiyon ve saçılımı özelliklerine göre uygun bir ortam sağlamasıdır. Rutin uygulamalarda iyon odasını veya farklı doz ölçüm sistemlerini su içine yerleştirmek her zaman uygun olmayacağından suyun yerini alabilecek katı fantomlar geliştirilmiştir. Bu fantomlardan birim kütle başına elektron yoğunluğunun suya eşdeğer

olması ve suyun kütlece yoğunluğuna yakın olması istenir (IAEA Report No: 398, 2000).

## 2.8. Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi

Fotonlar madde içinden geçerken ya atomların çekirdekleri ile ya da yörünge elektronları ile etkileşirler. Ancak yüklü olmadıklarından dolayı madde ile etkileşime girmezler, yolları üzerindeki parçacıklarla çarpışma yaparlar.

Fotonlar en çok üç etkileşmeye girerler. Bunlar;

- 1- Atomun iç yörünge (sıkı bağlı) elektronları ile etkileşerek Fotoelektrik olayı,
- 2- Atomun dış yörünge (zayıf bağlı veya serbest) elektronları ile etkileşerek Compton saçılması,
- 3- Atomun çekirdeğine yakın bir yerde bir pozitron ve bir elektron meydana getirme yani, Çift Oluşumu'dur.

Bu üç olayın olma olasılığı fotonun enerjisine ve etkileştikleri maddenin atom numarasına bağlı olarak değişir. Bu olaylar sonucunda foton ya soğurulur ya da enerjisinin bir kısmını maddede bırakarak saçılır veya hiç enerji bırakmadan yön değiştirir (Khan, 2003).

### 2.8.1. Fotoelektrik

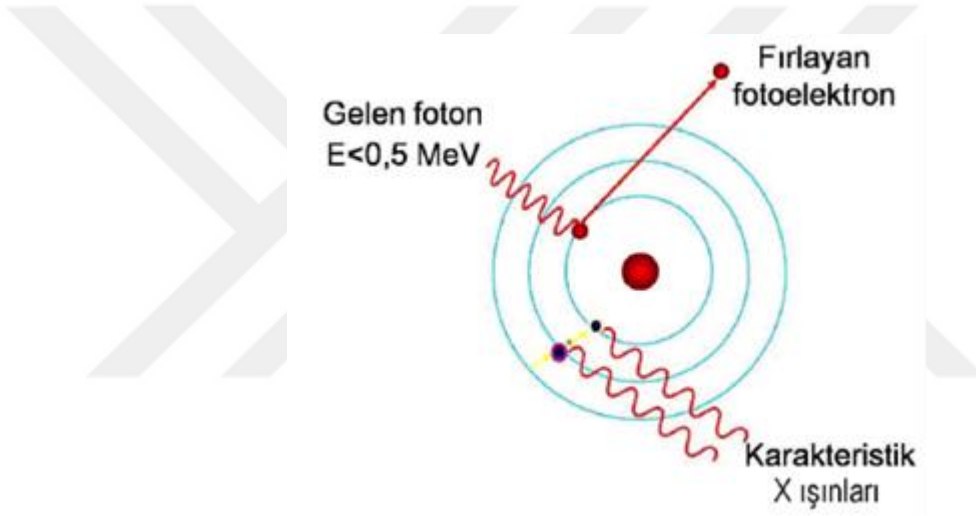
Düşük enerjili fotonlar için en önemli enerji kaybı fotoelektrik olayla olur. Foton etkileştiği maddenin sıkı bağlı elektronlarının birine enerjisinin tümünü vererek soğurulur ve elektron serbest hale geçer. Bu yolla atomdan ayrılan foto elektronun kinetik enerjisi soğurulan fotonun enerjisi ile bağlanma enerjisinin arasındaki farka eşittir.

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad 2.5$$

Fotoelektrik olayın en önemli özellikleri şunlardır:

1- Gelen fotonun enerjisi arttıkça bu olayın olma olasılığı azalır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisini biraz aşarsa bu olayın olma olasılığı maksimumdur. Enerjisi 0,5 MeV 'a kadar olan fotonlar için en yaygın görülen etkileşimdir (Düşük enerjilerde ve büyük atom numarası olanlarda baskın). Örneğin, kemiğin atom numarası yüksek olduğu için daha fazla radyasyon absorbe eder ve bu dokular arası bu absorpsiyon farkı da tanısal radyolojinin temelini oluşturur.

2- Fotoelektrik olay ayrıca, düşük enerjili X ışınlarını ve gama-ışınlarını absorbe etmek için, yüksek atom numaralı kurşun gibi metallerin kullanımını açıklar.



Şekil 2.9. Fotoelektrik olay

3-Fotoelektrik olay, fotonların elektronlara enerji aktarabildiğini gösterir. Tersine de mümkündür. Yani, hareketli bir elektron kinetik enerjisinin tümünü veya bir kısmını fotona dönüştürebilir.

4-Serbest hale geçen fotoelektron ortamda ilerlerken ikincil iyonizasyona, uyarmaya ve bremsstrahlung (beyaz radyasyon/frenleme ışını) ışınına sebep olur.

5-İyonlaşmış atom, iki şekilde enerjisini serbest bırakır. Bunlar, karakteristik X ışını ve Auger elektronları yayınıdır (Yülek, 1992; Krane,2001). Bir etkiyle atom yörüngelerinden birinde oluşan boşluklar daha üst yörüngelerde bulunan elektronlar tarafından doldurulur. Bu esnada ortaya çıkan enerjiyle "karakteristik X ışını" ortaya çıkar.

6-Atomların elektron enerji seviyeleri birbirinden farklıdır. Bu yüzden her atomun karakteristik radyasyonu o elektron yörüngesi için özeldir. Bir X ışını tüpünde anot katot arasındaki gerilimin değerine bağlı olarak Bremstrahlung X ışınlarının oluşturduğu sürekli tayf ve anot cinsine bağlı olarak da keskin çizgili karakteristik tayf görülür.

### 2.8.2. Compton Saçılması

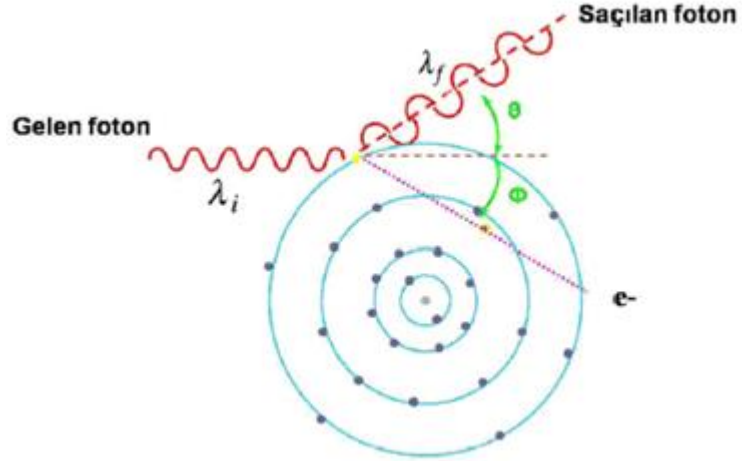
Atom numaraları düşük maddelerde, yaklaşık enerjileri 30 keV-20 MeV arasında olan fotonlar için önemli bir etkileşmedir. Gelen foton, maddenin zayıf bağlı veya serbest elektronlarıyla elastik çarpışma yaparak etkileşir. Enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona vererek daha düşük enerjili yeni bir foton olarak başka bir yönde ilerler. Bu şekilde meydana gelen elektrona ‘‘Compton elektronu’’, olaya da ‘‘Compton olayı’’ denir. Compton elektronu ikincil iyonizasyonlarla soğurulur. Enerjisi azalmış foton ise, diğer Compton olayları ile enerji kaybeder veya fotoelektrik olayla soğurulur. Compton olayının olma olasılığı, etkileştiği maddenin atomlarının yörünge elektronlarının sayısı arttıkça yükselir. Radyasyonla tedavide yaygın olarak kullanılan enerji aralığı için etkileşme olasılığı en yüksek olay Compton olayıdır (Khan,2001).

Fotonun çarptığı elektronun serbest ve durgun olduğunu kabul edersek lineer momentum ve toplam enerjinin korunumu bulunur ve Compton saçılma formülü

$$E'\gamma = \frac{E\gamma}{1 + \left(\frac{E\gamma}{mc^2}\right)(1 - \cos\theta)} \quad 2.6$$

şeklinde oluşturulur. Saçılan fotonların enerjisi  $0^\circ$  için  $E\gamma$ 'dan foton enerjisi büyük olduğu zaman için kabaca MeV arasında değişir.

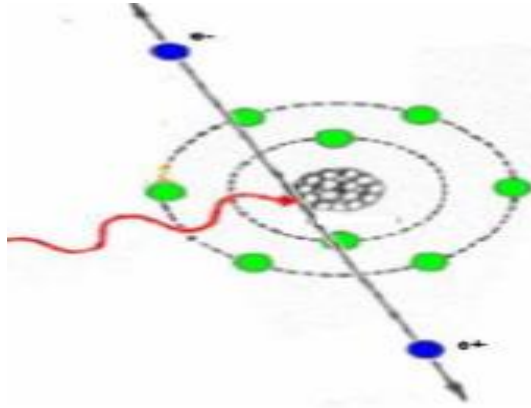




Şekil 2.10. Compton olayı

### 2.8.3. Çift Oluşum

Radyasyonun madde ile etkileşmesinin diğer türlerine göre daha az görüleni çift oluşumdur. 1,02 MeV'den daha büyük enerji bir foton, çekirdeğin elektrik alanına girerek bir elektron ile bir pozitron çifti oluşturur ve daha sonra kaybolur. Çift oluşumda meydana gelen elektron, serbest elektronlar gibi atomlarla etkileşirken, pozitron ise ortamdan bir serbest elektron yakalayarak 0,51 MeV 'lik birbirine zıt yönde foton yayınlayarak (yok olma olayı) yok olur. Teorik olarak çift oluşum olma olayının olma olasılığı 1,02 MeV 'dan düşük enerjili fotonlar için imkansızdır, fakat pratikte 2 MeV 'tan düşük enerjili fotonlar için bu olayın olma olasılığı çok düşüktür.

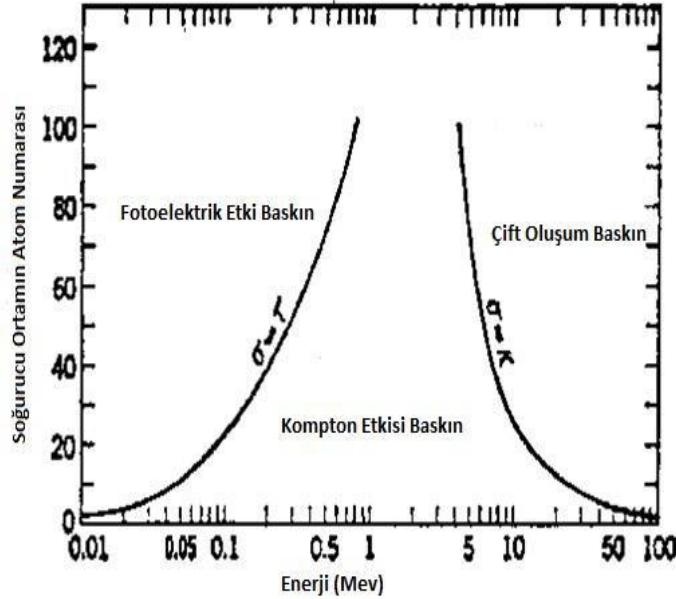


Şekil 2.11. Çift oluşumu

## 2.9. Harici Materyalin Radyasyonla Etkileşmesi

RT planlamaları için gerekli olan anatomik bilgiyi BT görüntüleme sistemlerinden elde ederiz. Ayrıca, bu bilgi bize hastada harici bir materyalin olup olmadığını da gösterir. Bu materyaller diş dolgusu, protez, kontrast madde, tıbbi amaçla konulmuş implantlar olabilir. Harici materyaller nedeniyle simülasyon görüntülerinde oluşacak artefaktlar yanlış Hounsfield Unit (HU) değerlerinin okunmasına sebep olur. TPS' de yüksek HU değerlerinin tanımlı olmaması, harici materyallerle ilgili sorunun ilk karşımıza çıktığı andır. Bu materyaller, çevre dokuya kıyasla daha yüksek atom numaralarına sahip olmaları nedeniyle görüntülerde bozulmaya sebep olurlar. Ayrıca, bu durum materyalin boyutu hakkında da yanlış bilgi verebilmektedir. Tüm bunların sonucunda da TPS'de yanlış doz hesaplamaları kaçınılmaz olacaktır.

Radyasyon madde etkileşimleri değerlendirildiğinde, Compton olayı, fotoelektrik olay ve çift oluşum olduğu karşımıza çıkar. Bu etkileşimlerin olma olasılığı radyasyonun enerjisine ve radyasyonun etkileştiği ortamın atom numarasına göre değişmektedir. Aşağıdaki şekilde bu değişim açıkça görülmektedir.



Şekil 2.12. Foton madde etkileşimlerinin enerji ve atom numarasına göre değişimi

Radyasyon doku içerisinde ilerlerken yüksek yoğunluklu harici materyallerle karşılaştığında en olası etkileşme olan fotoelektrik olay baskın hale gelir. Özellikle

yüksek yoğunluklu malzemeler vücutta var olduğunda soğurulan dozun planlama algoritmaları tarafından hesaplanmasında sorunlar ortaya çıkmaktadır. Materyallerden kaynaklanan dozdaki belirsizlik çevre dokuların aldığı dozların hesaplamasında da olumsuz sonuçlar doğurmaktadır.

Bu etkileşmeler, materyaller ile çevre doku arasında geri saçılmalar sonucunda dozda artıştan kaynaklanan sıcak bölge ve yoğun ortamdan geçerken dozdaki azalımdan kaynaklanan soğuk bölgeler oluşmaktadır (Russel ve ark., 1996).



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Gereçler

Bu çalışma Medical Park Antalya Hastane Kompleksi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan aşağıdaki araç ve gereçlerden faydalanarak yapılmıştır.

1. Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı,
2. General Electric marka PET-CT simülör
3. Precise marka TPS
4. RW3 katı su fantomu
5. 2D (iki boyutlu) Dozimetrik sistem
6. IBA marka iyon odası
7. IBA marka DOSE1 elektrometre
8. Kompozit dolgu malzemesi
9. Amalgam dolgu malzemesi
10. Bolus

#### 3.1.1. Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Antalya Medical Park hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünde var olan Elekta marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton ile 6, 8, 10, 12 ve 15 MeV değerinde beş kademeli elektron enerjilerine sahiptir.



**Şekil 3.1.** Elekta Synergy Platform Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Cihazın çok yapraklı kolimatör yapısı 80 adet liften oluşmakta olup her bir lif 1 cm genişliğindedir. Yaprakların hareketi her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. Maksimum alan açıklığı  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  ve minimum alan açıklığı  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'dir.

### **3.1.2. PET-CT Simülâtör**

Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) ve BT özelliği olan General Electric marka ST Discovery model cihaz ile oluşturulan fantomların 2,5 mm kalınlığında tranvers kesitleri alınarak DICOM aracılığıyla TPS'e gönderildi.



Şekil 3.2. PET-CT

### 3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi

PrecisePLAN, Elekta marka Synergy Platform model lineer hızlandırıcı tedavi cihazının planlama sistemidir. Bu sistem “dual source” algoritması ile çalışmaktadır (User Manual of Precise2.15 Treatment Planning System, 2006).

Dual source algoritmasının temel hesaplama yöntemi hem kaynak boyutuna bağımlı olarak (ilk etken) hem de düzleştirici filtre özelliklerine göre gerekli matematiksel formüller kullanarak hesaplamalar yapmasıdır. TPS’de hesaplamalar yapılmadan önce cihazın bazı geometrik özellikleri ( kaynak cilt mesafesi, çok yapraklı kolimatörler, alan açıklıkları gibi bilgiler ) ve ölçüm sonuçları ile elde edebildiğimiz dozimetrik özelliklerinin sisteme girilmesi gerekmektedir. Tüm ölçümler 6 ve 18 MV foton enerjileri ve tüm elektronlar için alınarak sisteme girilmiştir.

Planlama sistemi BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alarak, üç boyutlu tedavi planının yapılmasını sağlayabilmektedir. DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Linux işletim sistemi ile çalışmakta ve kayıt & doğrulama sistemi olarak IMPAC kullanmaktadır.

### 3.1.4. RW3 Katı Fantom

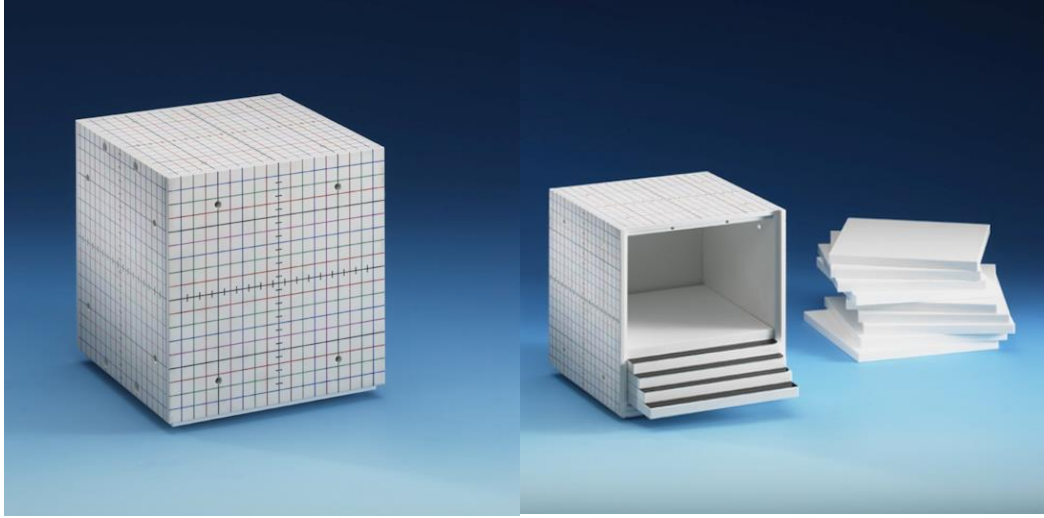
Temel doz ölçümlerinin yapılabilmesi için insan vücuduna en yakın fiziksel özelliğe sahip ortam sudur. Ölçüm için su kullanılmasının diğer bir nedeni ise tekrarlanabilir

özelliğe sahip olmasıdır. Ancak, suyun kullanımının her zaman pratik olmayışı ve her iyon odasının su geçirmez özelliğe sahip olmaması nedeniyle ölçümler su eşdeğeri katı fantomlarda yapılır. İdeal olarak bir katı fantomun su eşdeğeri olabilmesi için,

1. Efektif atom numarası,
2. Gram başına elektron sayısı,
3. Kütle yoğunluğu

su ile eşit olmalıdır. Ancak megavoltaj foton ışınlarında en baskın etkileşme şekli Compton etkileşmesi olduğundan, kullanılacak olan fantom materyalinin, sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.

Bu çalışmada IBA marka I'mRT baş boyun fantomu kullanılmıştır. Bu fantom ölçümlerin gerçek bir simülasyona yakın olabilmesi için su eşdeğeri polyester bir malzeme olan RW3 yapılmıştır. Bu malzeme yüksek enerjili X ışınları için su eşdeğeridir (I'mRT Body Phantom User's Guide , 2008).



Şekil 3.3. IMRT fantomu

Fantom aşağıda belirtilen tabakalardan oluşmaktadır.

**Tablo 3.1.** IMRT fantom tabakaları

<b>BOYUT (mm)</b>	<b>ADET</b>
160x160x10	16
160x160x5	1
160x160x2	2
160x160x1	1

### **3.1.5. 2D (İki Boyutlu) Dozimetrik Sistem**

IMRT tedavi planlarının kalite kontrolünde, iyon odaları ve diyot dedektörlerden oluşan 2D dozimetrik sistemler kullanılır. 2D dozimetrik sistemlerde her bir diyot veya iyon odası milimetrik bir kalınlığa sahiptir. Farklı yazılımlar kullanılarak tüm iyon odası veya diyottan alınan ölçümler kaydedilir. Hastaya özel hazırlanmış tedavi planı ışınlanarak, diyot veya iyon odaları üzerine oluşan elektrik akımı ile orantılı olacak şekilde doz haritası oluşturulur. TPS'den elde edilen doz haritası ile ışınlanarak elde edilen doz haritası karşılaştırılarak analiz yapılır.

Bu çalışmada tedavi öncesi 2D doz dağılımlarını ve rutinde kullanılan yüksek enerjili foton ve elektronların kalite kontroller yapmak amacıyla geliştirilmiş I'mRT Matrixx'i kullanılmıştır.



**Şekil 3.4.** IBA marka Matrixx



Bu 2D sistem 1020 adet iyon odasından oluşmaktadır. Detektörlerin üzerine 3,3 mm su eşdeğeri malzeme mevcuttur. Paralel iyon odalarından oluşan 24x24 cm<sup>2</sup> ışınlama alanına sahiptir. paralel-düzlem iyon odaları kullanılmıştır ve iyon odalarının merkezleri arasındaki mesafe 7,62 mm'dir. İyon odalarının hacmi 0,08 cm<sup>3</sup>'tür. Etkin ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır (I'mRT Body Phantom User's Guide, 2008)

### 3.1.6. İyon Odası

Radyasyonun ölçülme işlemine dozimetri, kullanılan araçlara dozimetre (detektör) denir. Birçok detektör tipi vardır ve her biri aynı prensiple çalışır. İyon odası, önemli bir ölçüm ağıdır (detektör). İki plaka arasına gaz (genellikle hava) doldurulmuş kondansatörlerdir. Bu plaka arasındaki elektrik alan, oluşan iyonların elektronlarla yeniden birleşmesini engel olur. Oluşan elektron bulutu pozitif potansiyelli plakaya doğru sürüklenirken, pozitif yüklü iyonlar da diğer plakaya doğru ilerler. Havada bir iyon üretmek için gerekli ortalama enerji yaklaşık olarak 34 eV'dir (Krane, 2002).

İyon odaları, medikal fiziğin tüm alanlarında radyasyon dozunu ölçmek için kullanılır; silindirik, paralel plak ve mikro iyon odaları gibi çeşitleri bulunmaktadır. Silindirik iyon odaları, genellikle foton ışınlamalarının dozimetrisinde kullanılır. Gerekli şartlar sağlanarak kalibrasyonu yapıldığında, bu iyon odaları ile suda veya su eşdeğeri katı fantomda soğurulmuş dozu ölçülebilir. Ayrıca, havada uygun build-up başlık kullanılarak soğrulan dozda ölçülebilir.



Şekil 3.5. IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası

Bu çalışmada IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası kullanılmıştır. Foton ve elektronların absolut dozimetri için uygundur. Havada, katı fantomda ve su fantomunda ölçüm almak için uygundur (FC65-P User's Guide,2008).

**Tablo 3.2.** IBA marka FC65-P model silindirik iyon odası özellikleri

Hacmi 0,65 cm <sup>3</sup>
Aktif uzunluğu 23 mm
Duvar kalınlığı 0,4 mm
İç elektrod çapı 1,0 mm
Silindirin iç çapı 6,2 mm'dir

### 3.1.7. Elektrometre

Temel olarak yük ölçebilen cihazlardır. Bu cihazlar  $10^{-9}$  A ya da daha küçük akımları ölçebilmektedirler. İyon odaları ile birlikte kullanılan elektrometreler; negatif geri beslemeli, standart bir direnç ya da standart bir kondansatörün yanı sıra yüksek kazanç için işlemsel bir yükselticiye sahip cihazlardır (Podgorsak, 2005).



Şekil 3.6. IBA marka DOSE I Elektrometre

Elektrometreler toplam doz okuması veya doz hızı okuması olarak iki modda çalışırlar. Toplam doz modunda, ölçüm esnasında ışınlanan iyon odasında iyonlaşmadan kaynaklanan yük oluşur, bu yük kondansatörde birikmeye başlar. Işınlama sonunda oluşan Q yükünün kondansatörün sığasına oranı bize voltajı verir. Doz hızı modda ise, direnç kondansatör yerine kullanılmıştır. Işınlama esnasında devrede bir akım oluşur, ölçüm bittiğinde biriken I akımının direnç ile çarpımı bize voltajı verir. Bu iki yöntemle elde edilen voltaj bize ölçülen radyasyonun miktarını temsil eder. Karmaşık elektronik devreler kullanarak ölçüm sonuçları ekranda C cinsinden yük olarak veya mili-Gray (mGy) cinsinden doza çevrilmiş halde okunur. Elektrometreler iyon odalarıyla beraber periyodik olarak kalibre edilmelidir.

Bu çalışmada IBA marka Dose 1 model elektrometre ile ÇNAEM (Çekmece Nükleer araştırma geliştirme merkezi) tarafından kalibre edilmiş FC65C-P iyon odası kullanılmıştır.

### 3.1.8. Kompozit Dolgu Materyali

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan diş dolgu materyali beyaz dolgu olarak bilinen kompozit dolgulardır. Bu malzeme içerisinde silikon dioksit parçacıkları olan plastik bir karışımdır. Kompozit dolgular ısı ile kolay sertleşebilir ve kolaylıkla şekillendirilebilir.

Bu çalışmada radyasyon ile etkileşimini ve tedavi doz dağılımına etkisini gözlemlemek amacıyla ortama gerçek bir diş boyutunda kompozit dolgu materyali kullanılmıştır.

### **3.1.9. Amalgam Dolgu Materyali**

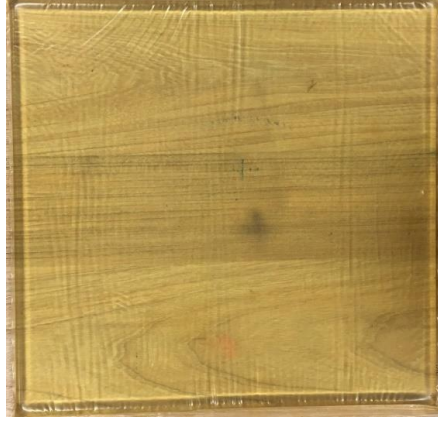
Amalgam dolgular gümüş dolgular olarak ta tanımlanır. Çok eski yıllardan beri diş hekimliğinde kullanılan bir dolgu materyalidir. Ancak günümüzde amalgam dolgunun, içerdiği cıvanın hem lokal ve sistemik etkilerinden dolayı hem de estetik açıdan yerini rezine esaslı dolgu maddeleri almıştır. Buna rağmen hala birçok kişide amalgam dolgular mevcuttur. Farklı oranlarda kullanılan maddelere göre yoğunluğu değişse de yaklaşık olarak  $10 \text{ gr/cm}^3$  tür.

Genel olarak amalgamlar içinde

- % 65 gümüş ( en az )
- % 29 kalay ( en fazla )
- % 6 bakır ( en fazla )
- % 2 çinko (en fazla )
- % 3 cıva bulunması kabul edilmiştir.

### **3.1.10. Bolus**

Doku eksikliğini gidermek için cilt üzerine doğrudan yerleştirilen, üzeri ışın aksına dik bir düzlem oluşturan doku eşdeğeri bir malzemedir. Ayrıca, cilt yüzeyinde yeterli doz oluşumunu sağlanabilmek amacıyla kullanılmaktadır. Işının cilde giriş dozunu artırır.



**Şekil 3.7.** 1 cm kalınlıktaki bolus

Bu tez çalışmasında bolus, katı fantom ile diş dolgu malzemesi arasındaki boşluğun doku eşdeğeri bir malzeme ile doldurulması amacıyla kullanılmıştır.

### **3.2. Metod**

Bu çalışmada kullanılmak üzere ortalama gerçek diş boyutlarında amalgam ve kompozit dolgu, diş hekimi tarafından hazırlanmıştır. Karşılaştırma yapabilmek amacıyla bir adet gerçek diş ilave edilerek üç ayrı materyalin karşılaştırılması amaçlanmıştır.



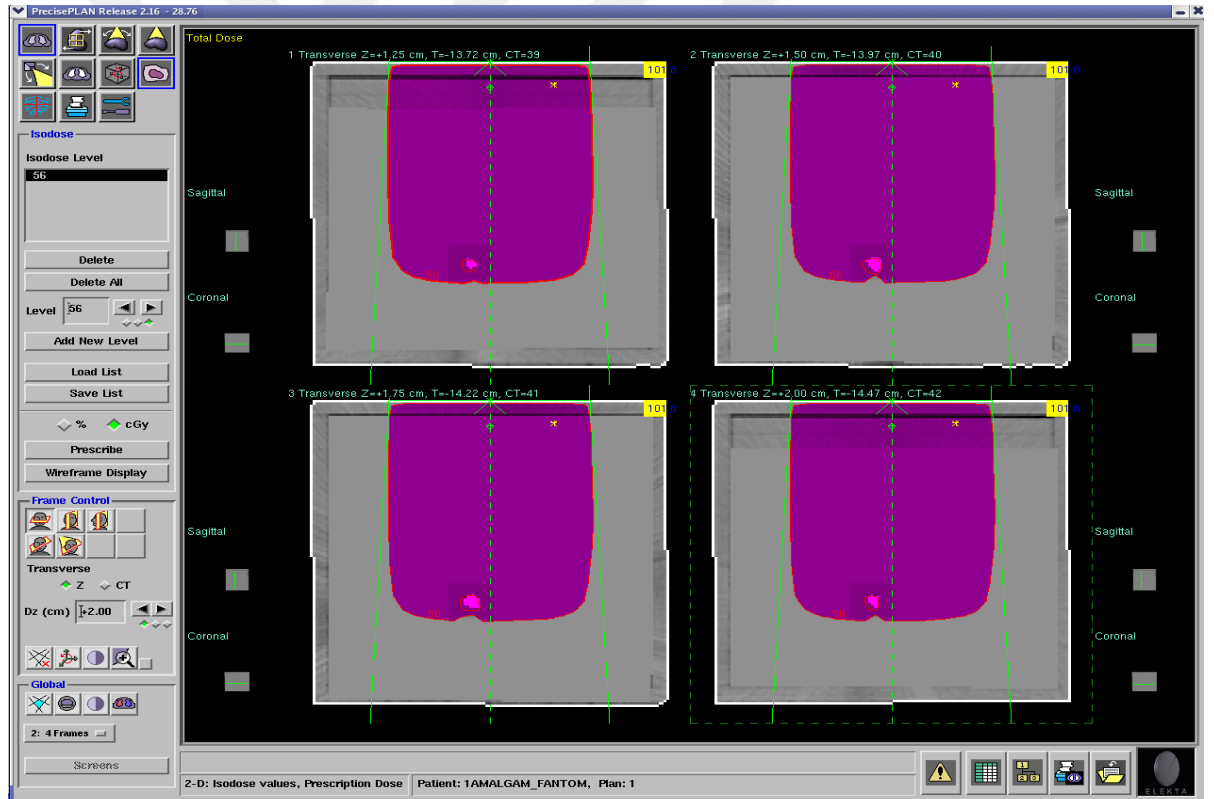
**Şekil 3.8.** Bolus içine gömülmüş amalgam ve kompozit materyali ve diş

Doku eşdeğeri olan bolus malzemesi kullanılarak hazırlanan 2x2 cm<sup>3</sup>'lük küplerin içerisine diş, kompozit dolgu ve amalgam dolgu materyalleri yerleştirildi. Daha sonra bu materyaller de fantom içerisine koyularak BT görüntüleri alındı. Sonrasında, bu

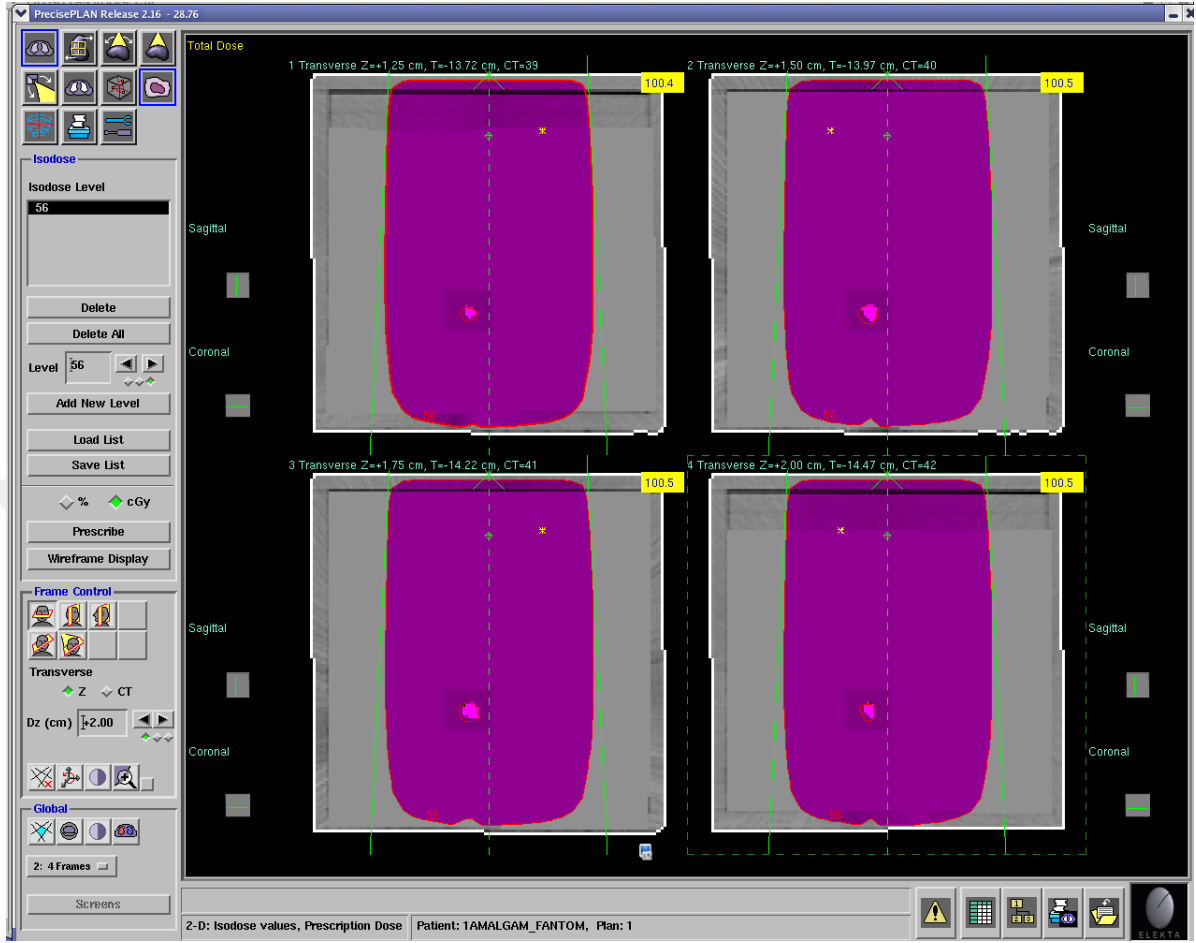
görüntüleri, DICOM aracılığıyla planlama sistemine aktarılmıştır. Oluşturduğumuz fantomdan elde edilen görüntülerde amalgam ve kompozit dolgular ile diş materyali rahatlıkla görülmektedir. Amalgam dolgu kullanılan fantom görüntüsünde artefaktlar en belirgin iken, kompozit dolgu malzemesi ve dişte oluşan artefaktlar çok daha azdır.

Çekilen fantom görüntüleri kullanılarak üç ayrı fantom için 10x10 cm<sup>2</sup> alan büyüklüğünde SSD 100 cm’de 6 MV ve 18 MV enerjilerinde iki ayrı plan oluşturduk. Yapılan planlarda yoğun materyal kullanımına bağlı olarak oluşan artefaktları da düzelttik.

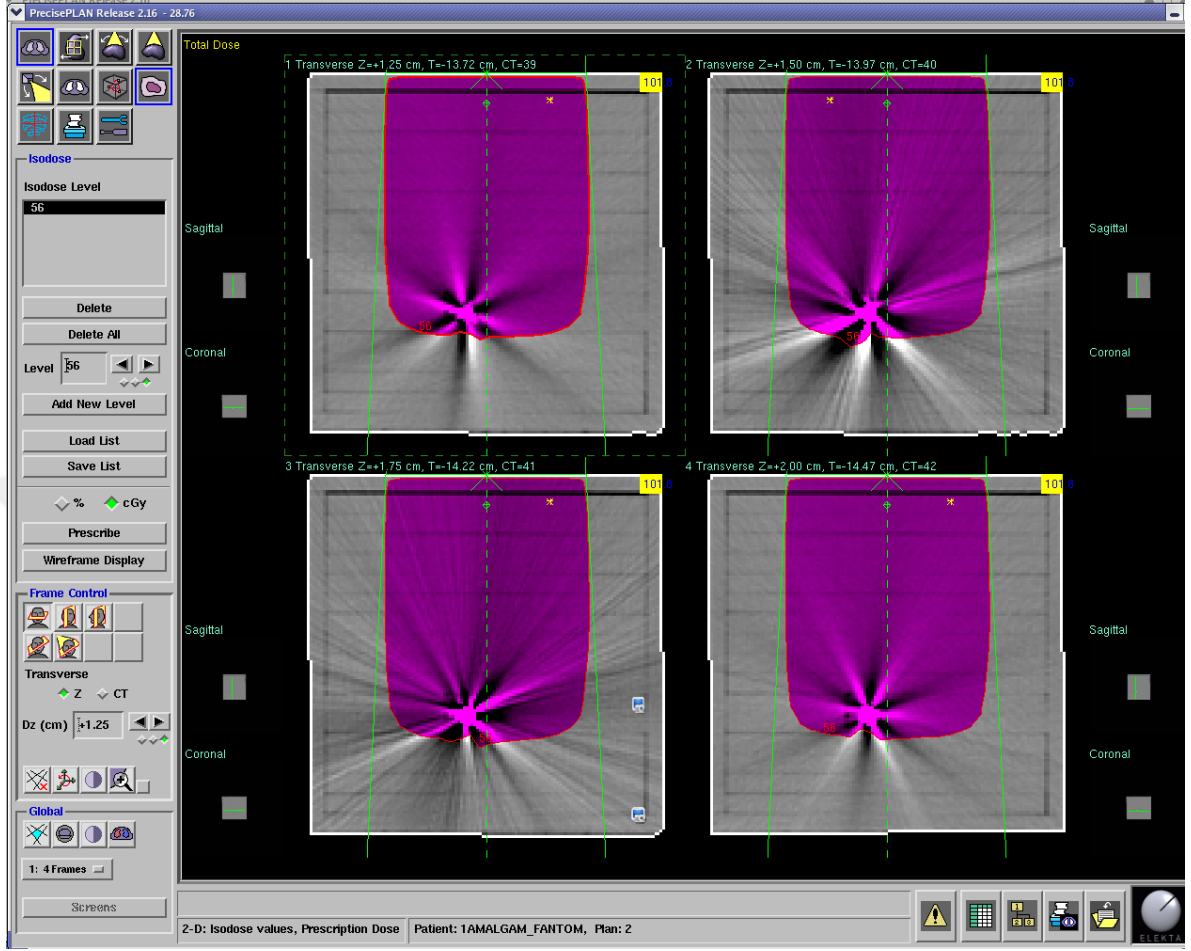
Aşağıda farklı materyaller için oluşturulmuş planlara ait izodoz görüntüleri mevcuttur.



**Şekil 3.9.** Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda artefaktlar manuel olarak düzeltilmesi yapılmış 6 MV izodoz görüntüsü

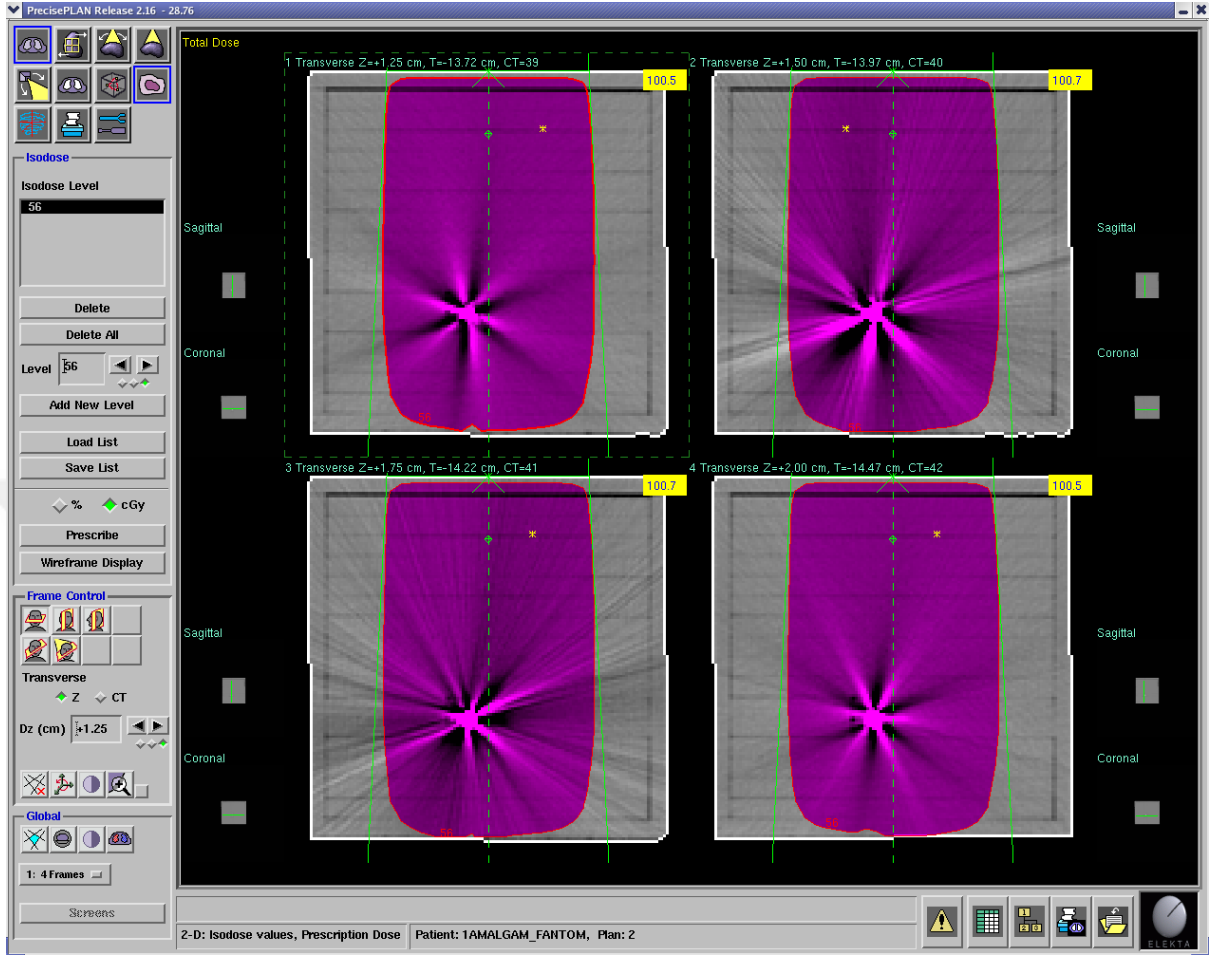


**Şekil 3.10.** Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 18 MV izodoz görüntüsü

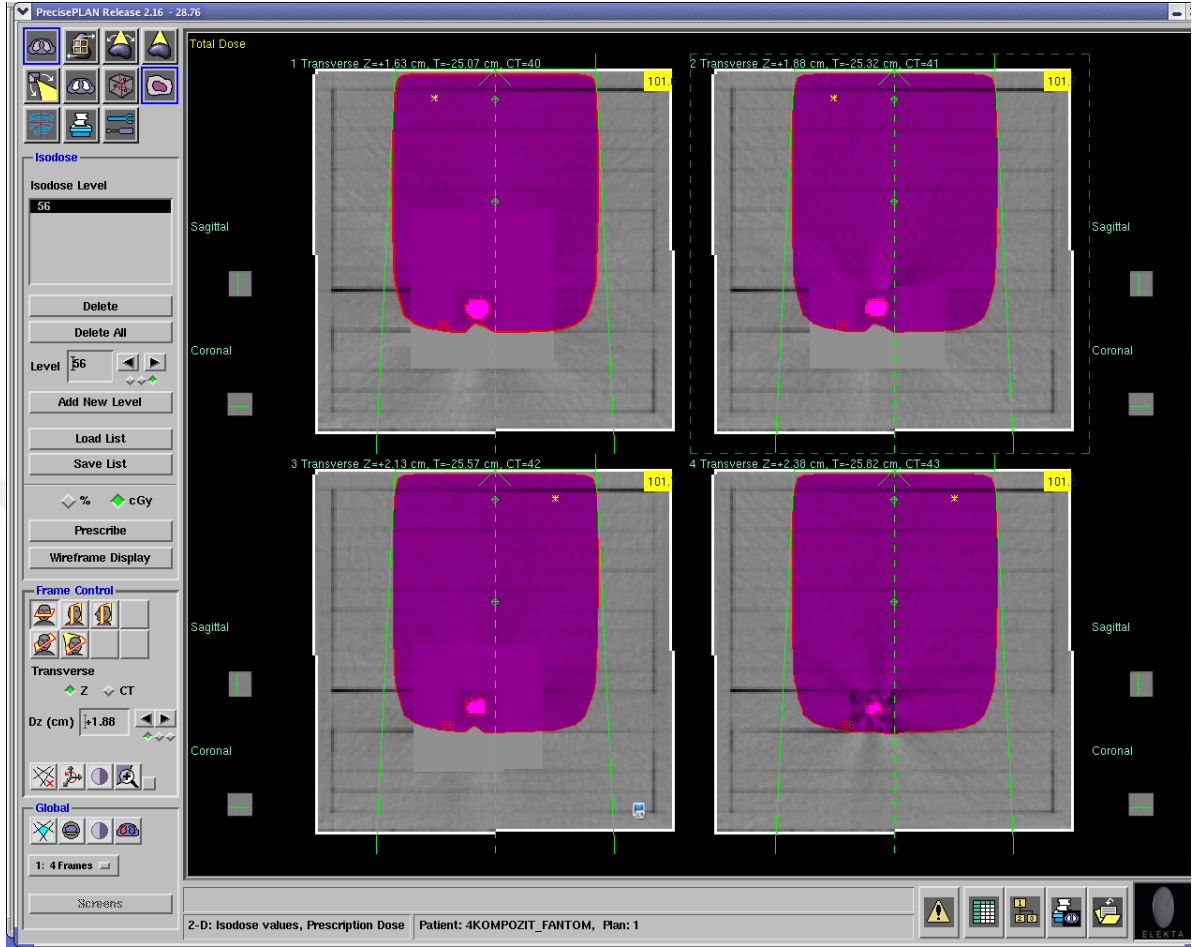


Şekil 3.11. Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6 MV izodoz görüntüsü

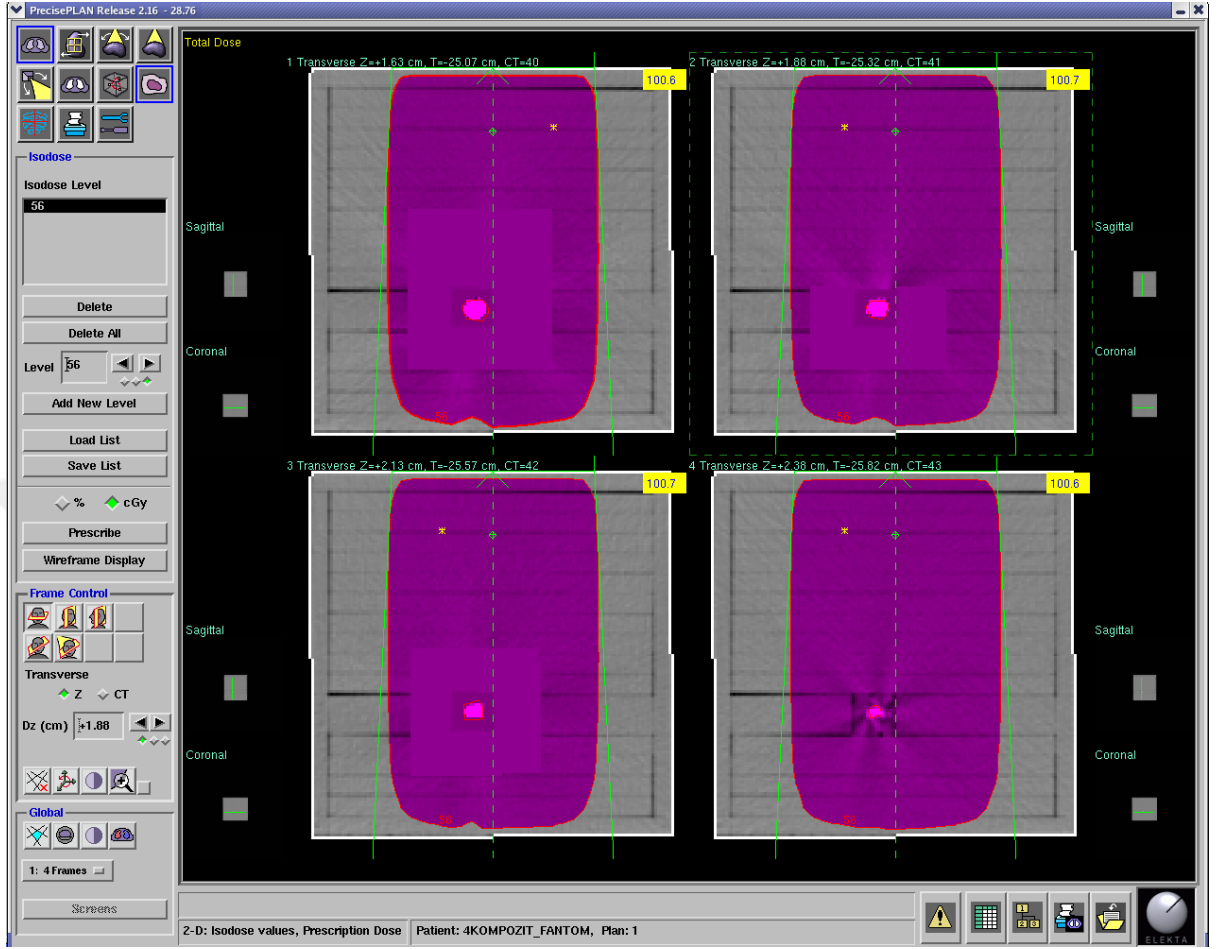




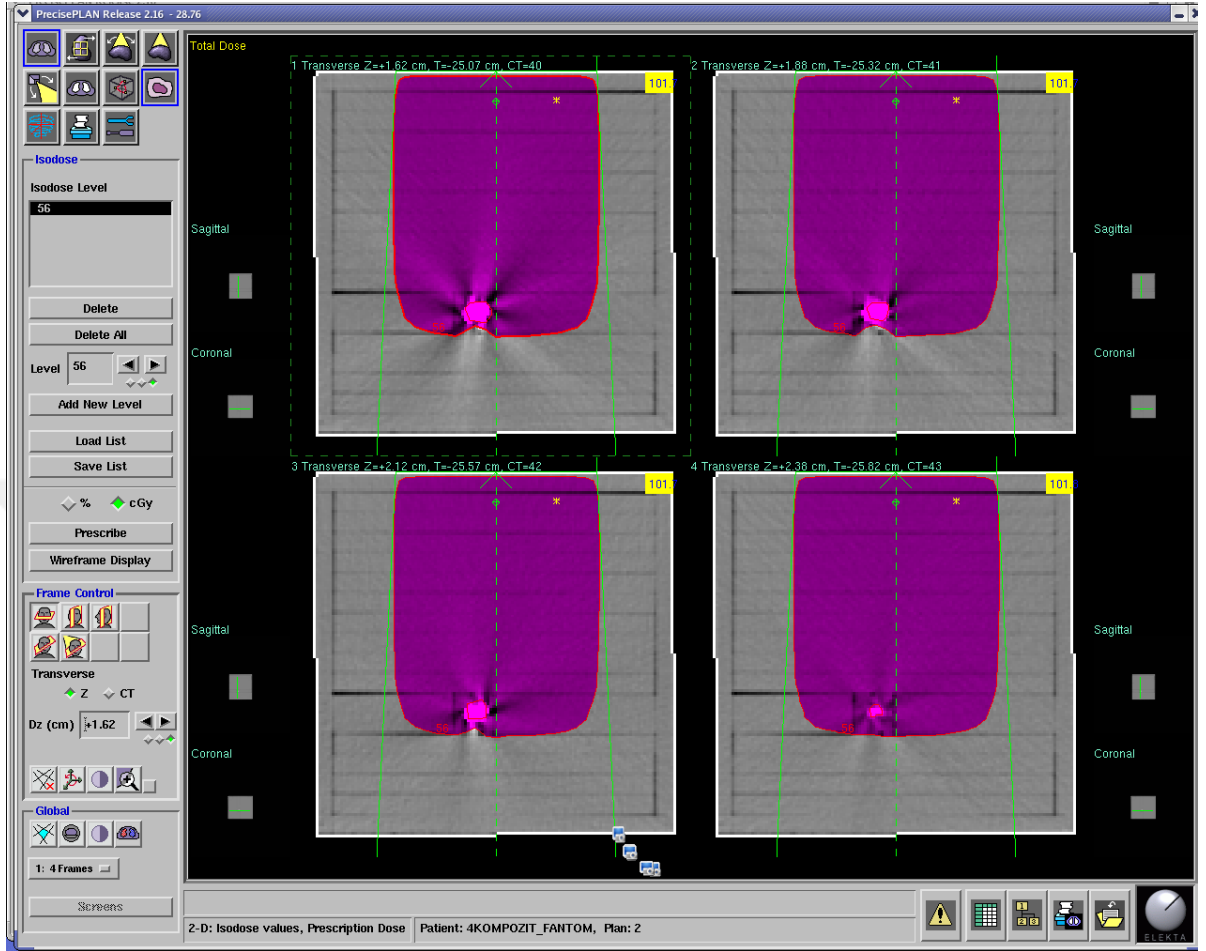
Şekil 3.12. Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18 MV izodoz görüntüsü



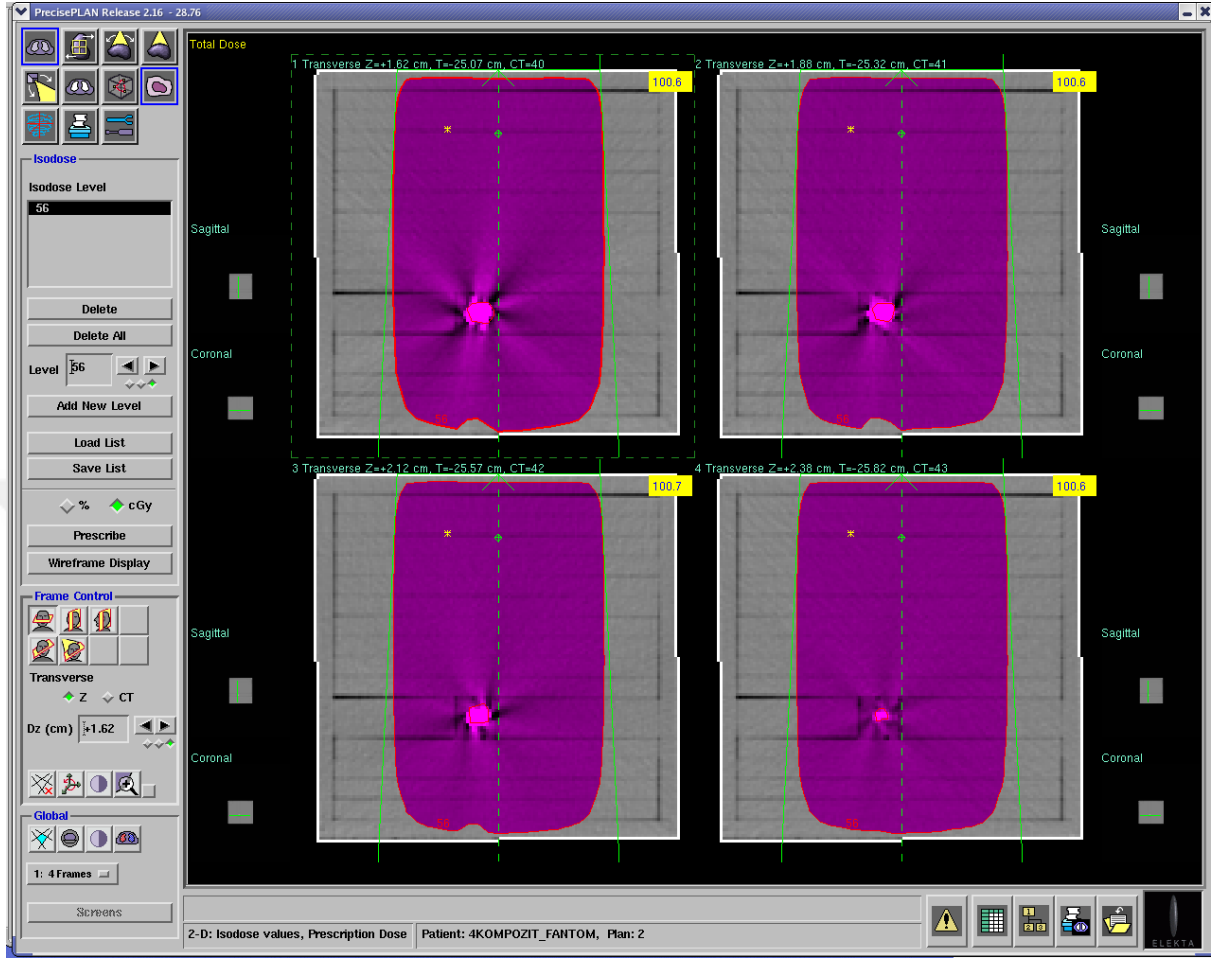
**Şekil 3.13.** Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 6MV izodoz görüntüsü



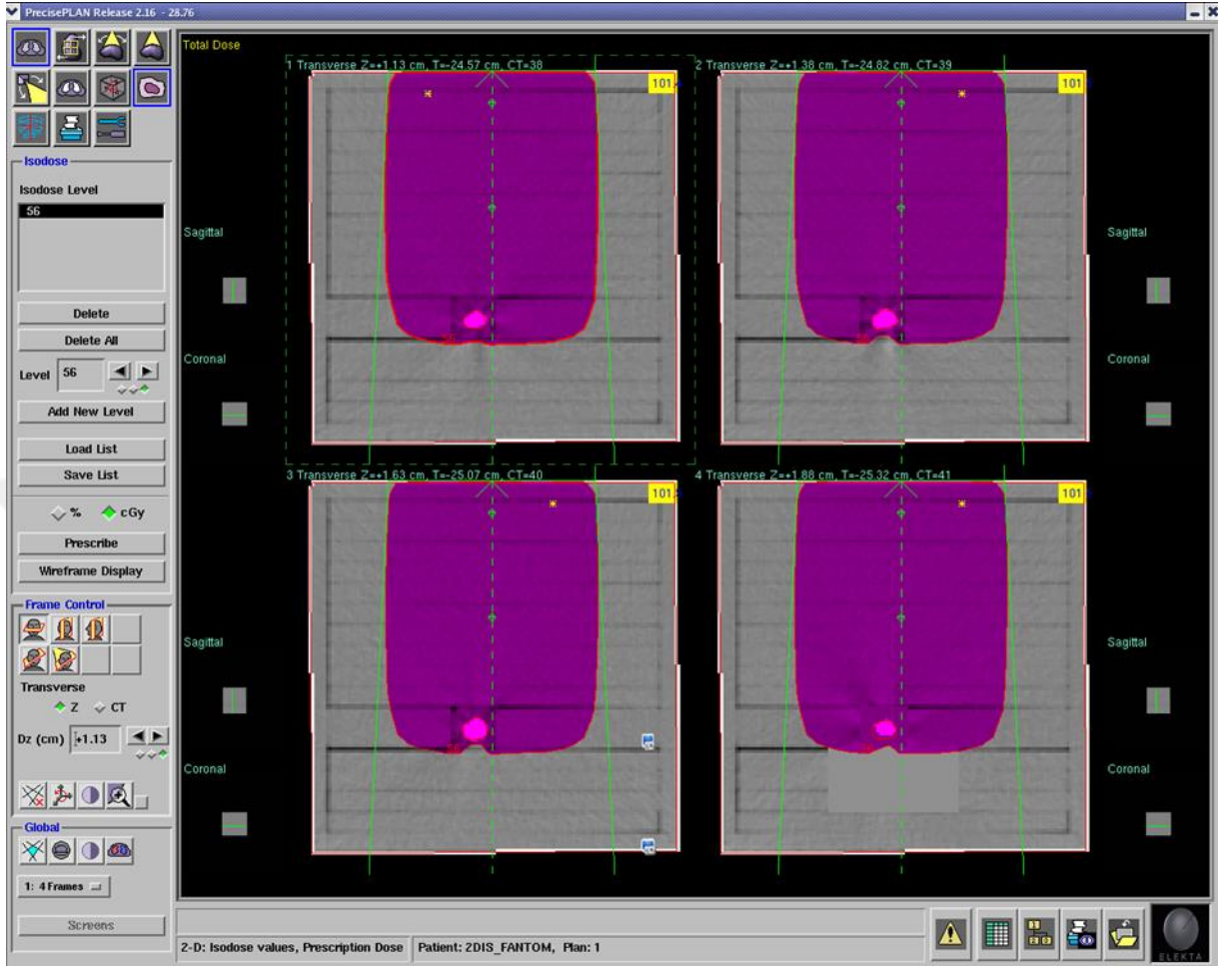
Şekil 3.14. Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda artefakt manuel olarak düzeltilmesi yapılmış 18 MV izodoz görüntüsü



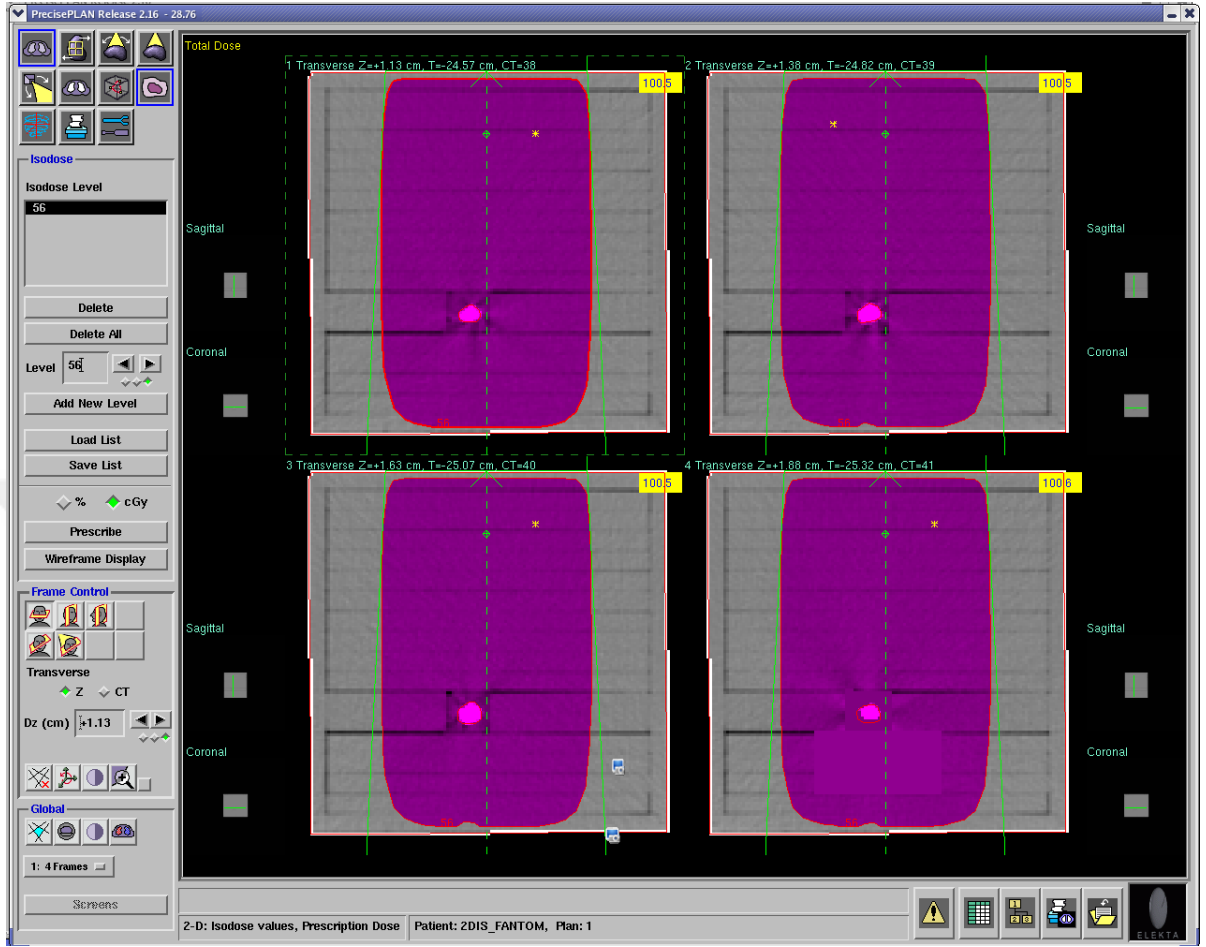
Şekil 3.15. Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6 MV izodoz görüntüsü



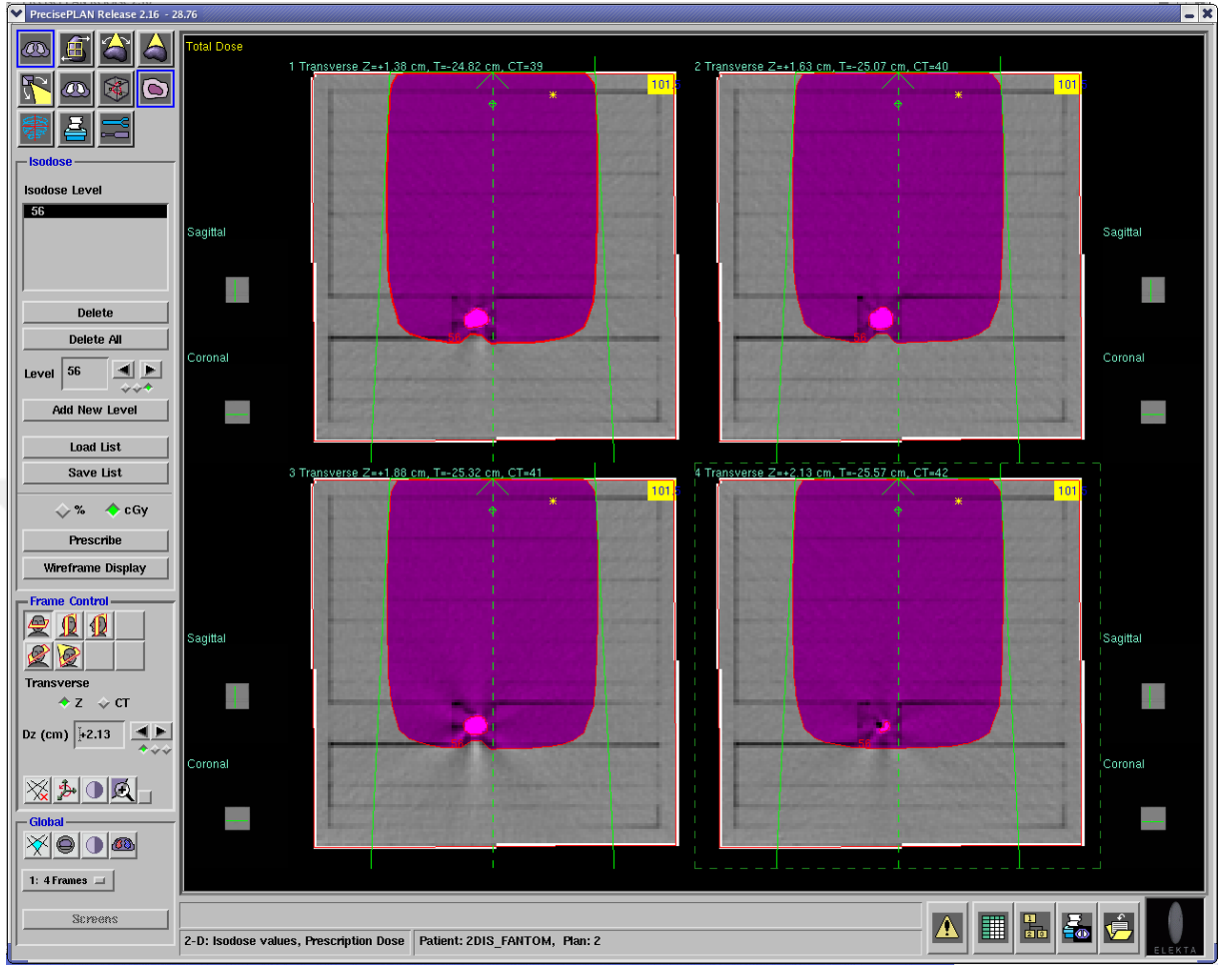
Şekil 3.16. Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18 MV izodoz görüntüsü



Şekil 3.17. Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmış 6 MV izodos görüntüsü

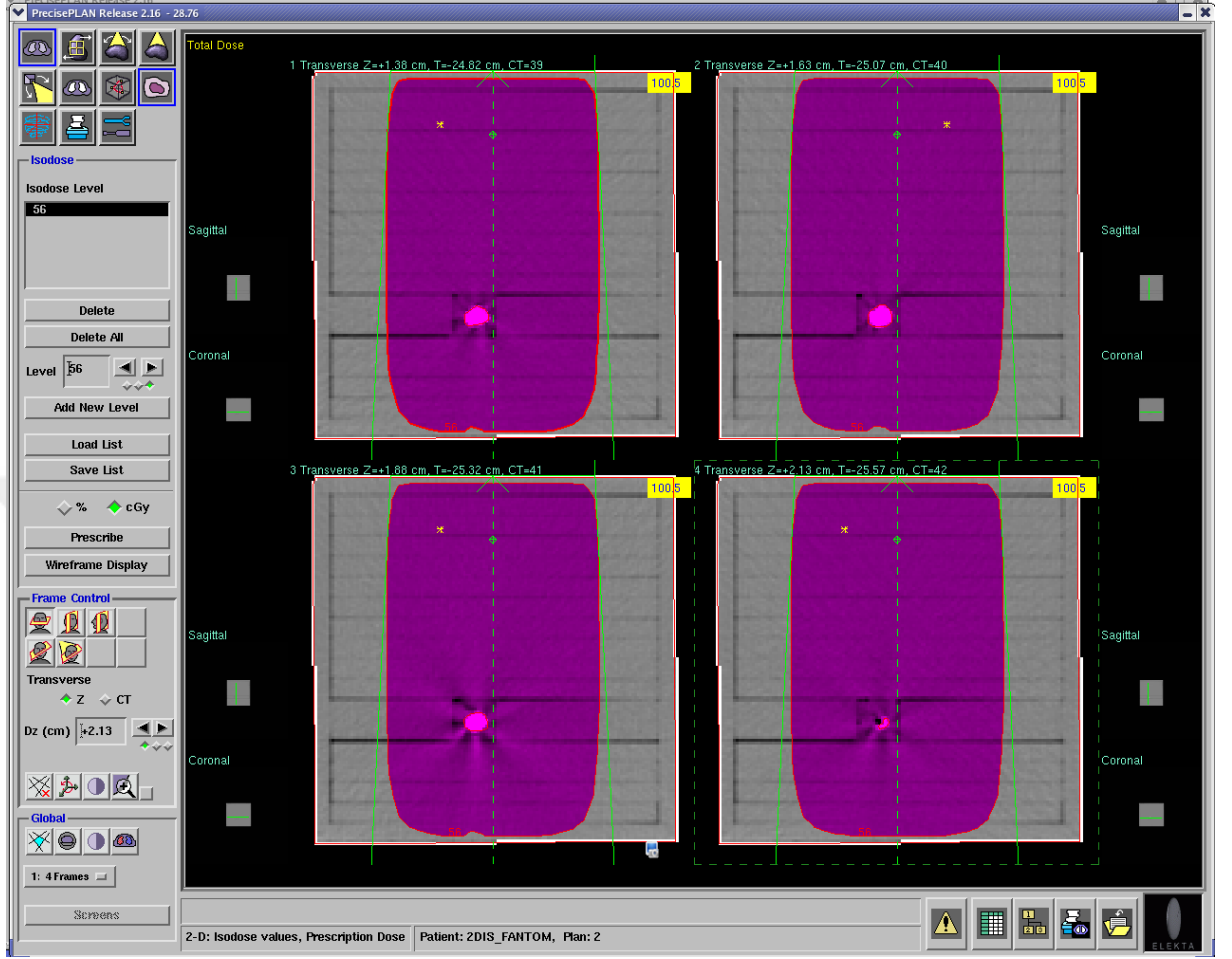


Şekil 3.18. Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda artefakt düzeltilmesi yapılmış 18 MV izodoz görüntüsü



**Şekil 3.19.** Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 6 MV izodoz görüntüsü

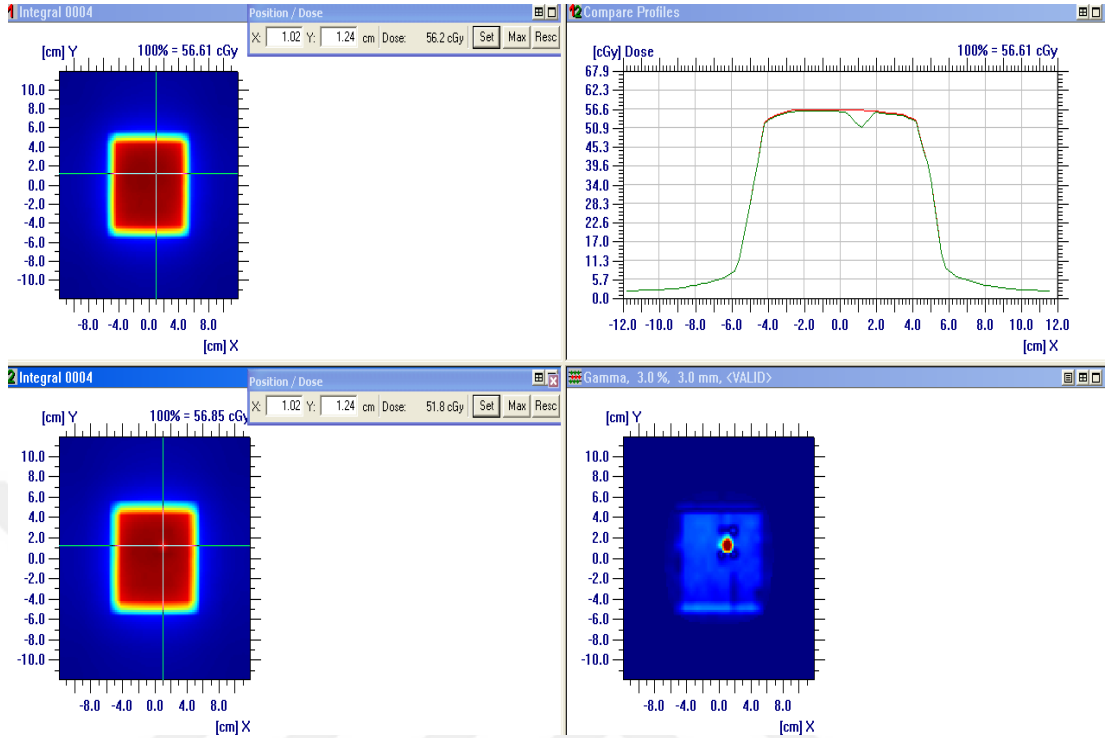




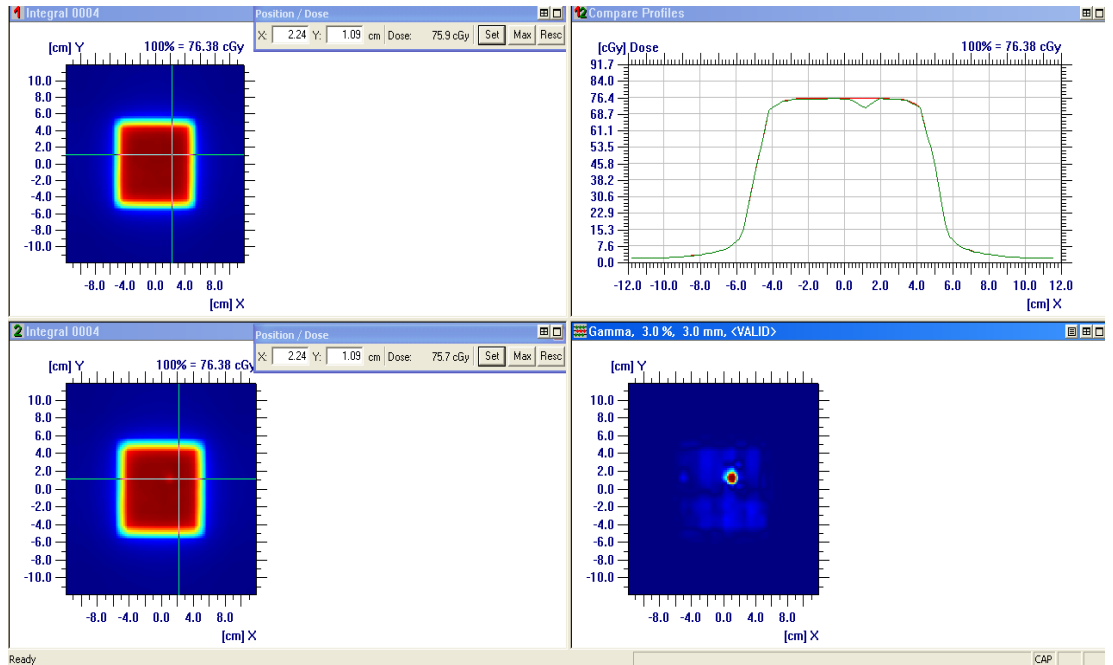
Şekil 3.20. Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda manuel olarak artefakt düzeltilmesi yapılmamış 18 MV izodoz görüntüsü

### 3.2.1. İki Boyutlu Dozimetrik Sistem Kullanılarak Yapılan Ölçümler

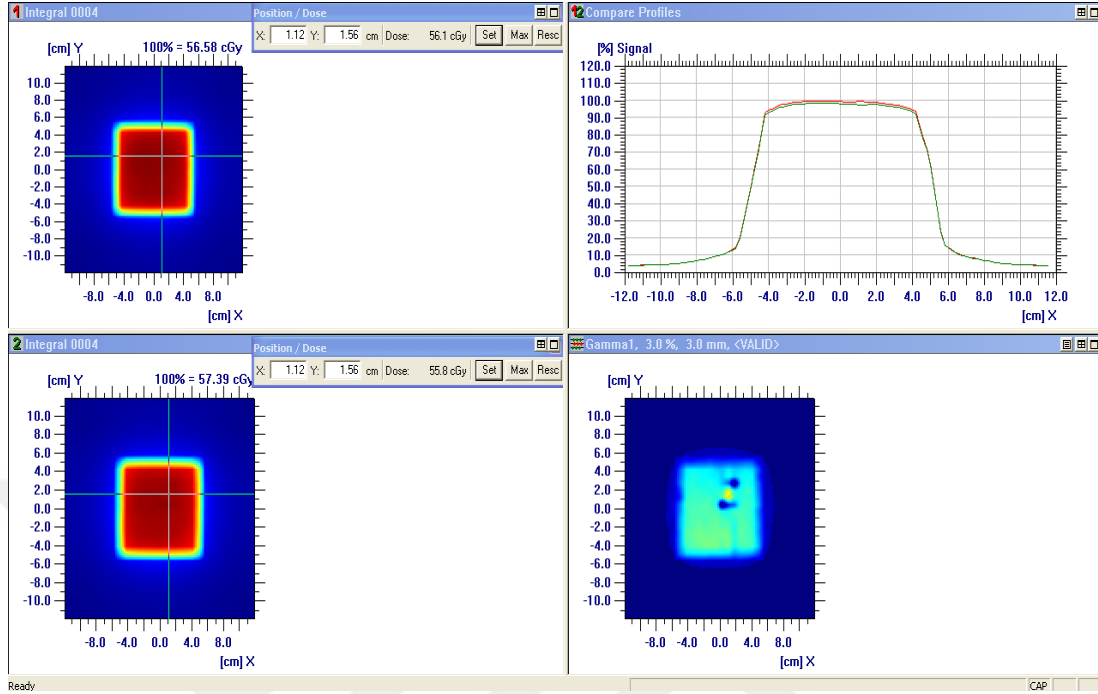
Farklı materyaller kullanılarak oluşturulan fantomlar, ölçüm düzeneği oluşturularak LINAC'ta ışınıldı. İlk olarak 2D doz dağılımını görebileceğimiz dozimetrik sistem olan Matrixx kullanıldı. Bu ölçümlere ait sonuçlar aşağıda verilmiştir:



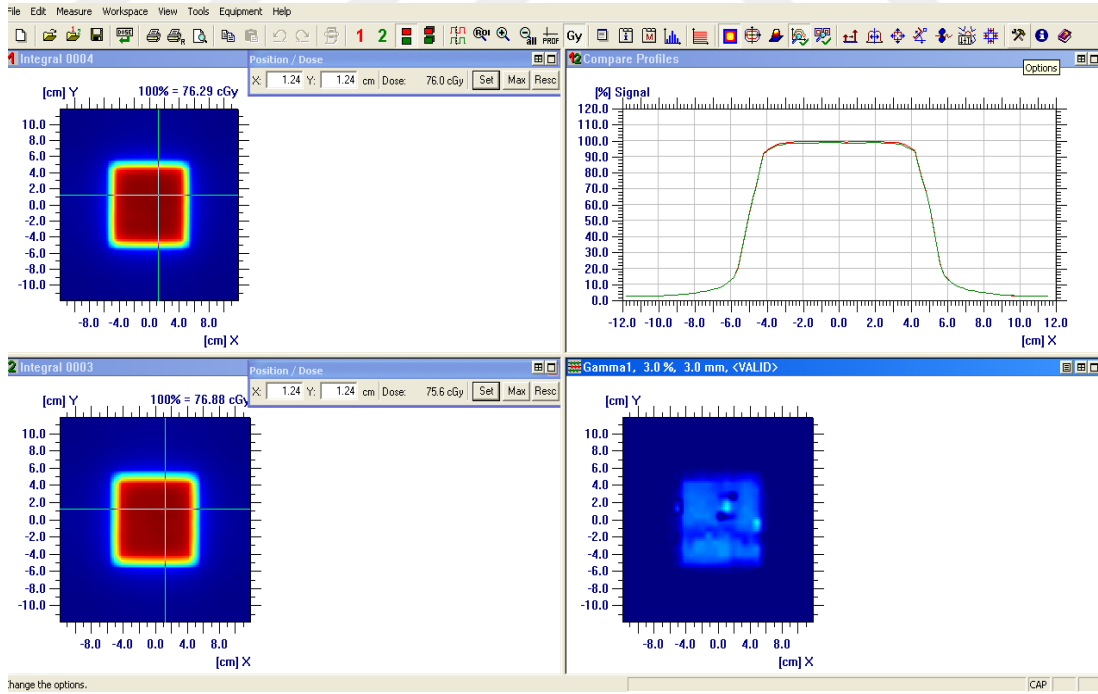
Şekil 3.21. Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümleri



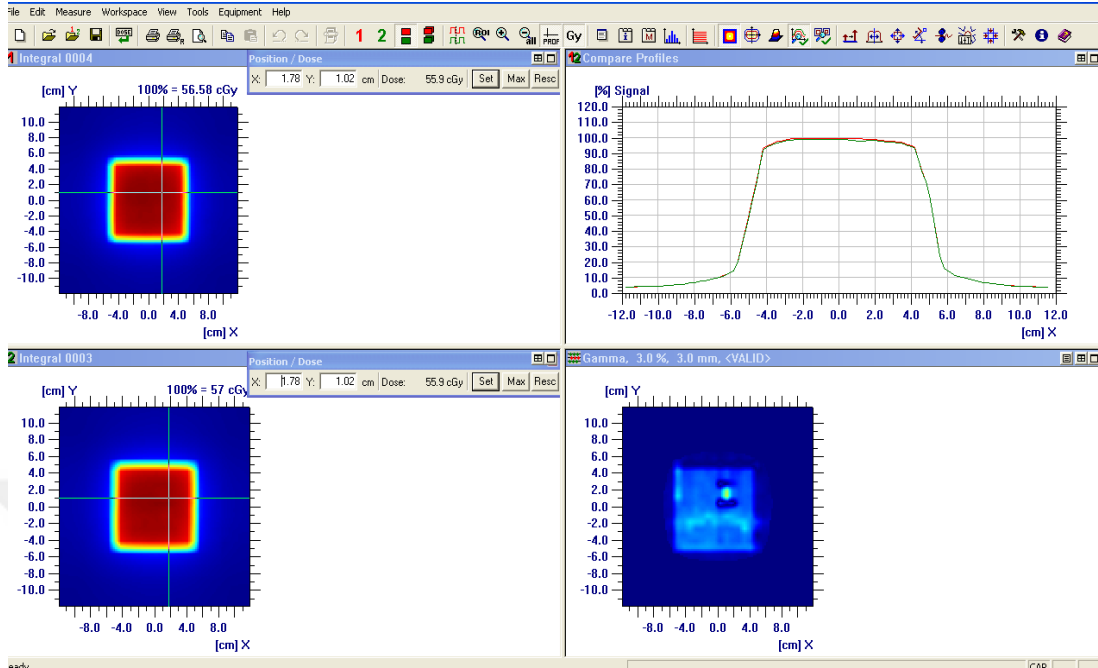
Şekil 3.22. Amalgam diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü



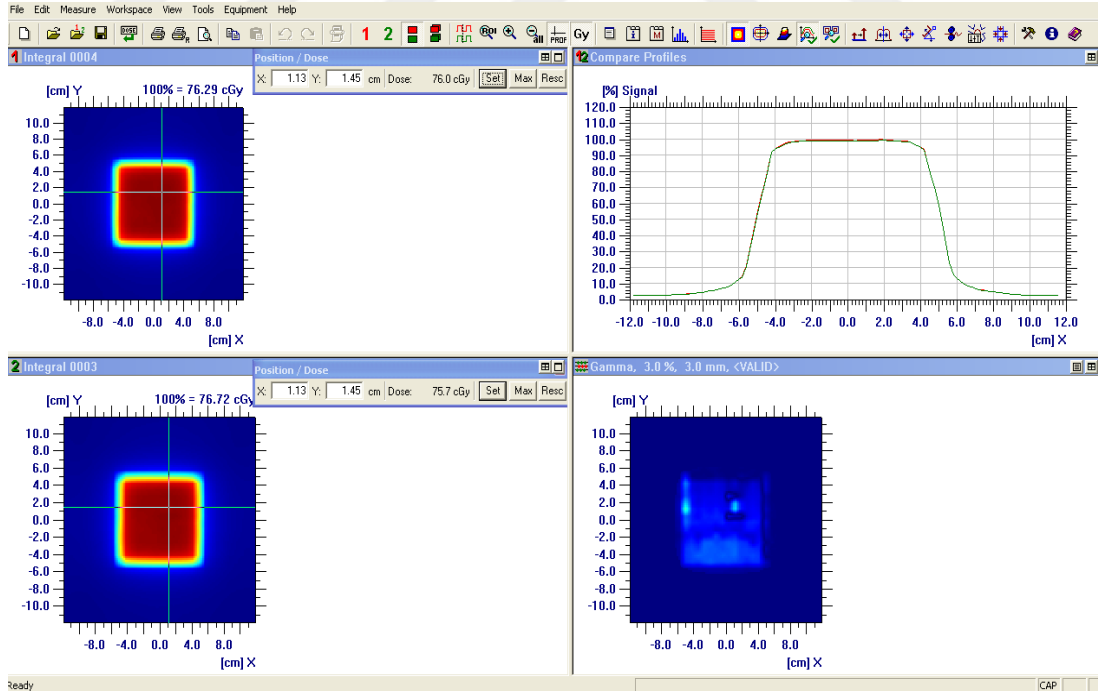
Şekil 3.23. Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümü



Şekil 3.24. Kompozit diş dolgu materyali kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü



Şekil 3.25. Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda 6 MV enerjide Matrixx ölçümü



Şekil 3.26. Gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantomda 18 MV enerjide Matrixx ölçümü

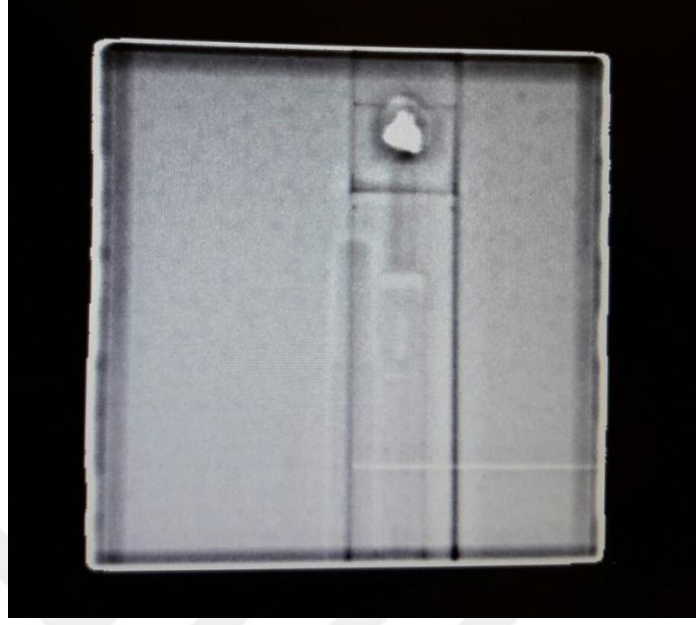
### 3.2.2. İyon Odası Ve Elektrometre Kullanılarak Yapılan Ölçümler

2D boyutlu ölçüm düzeneği ile aynı ölçüm düzeneği oluşturuldu. İyon odası kullanarak yapılan ölçümlerde, Matrixx'te uygulanan koşullar sağlanarak iki sistem arasındaki ölçüm sonuçları değerlendirilmek istenildi.



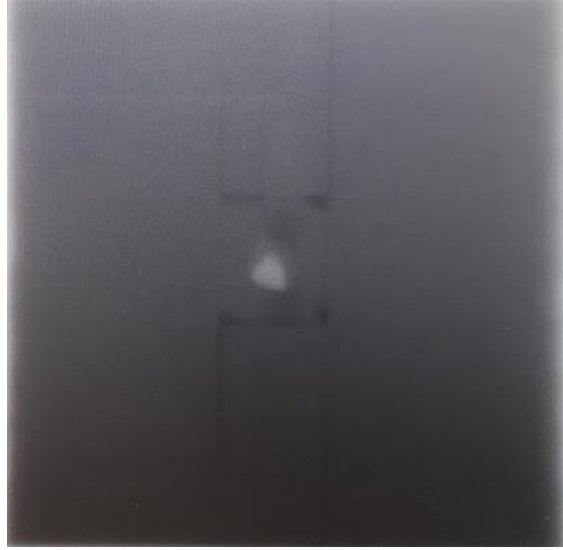
**Şekil 3.27.** Matrixx ile aynı set-up'ın oluşturulduğu iyon odası ölçüm görüntüsü

İyon odası ile dış dolgu materyalinin aynı düzlemde olduğunu gösterebilmek için port görüntüsü alındı.

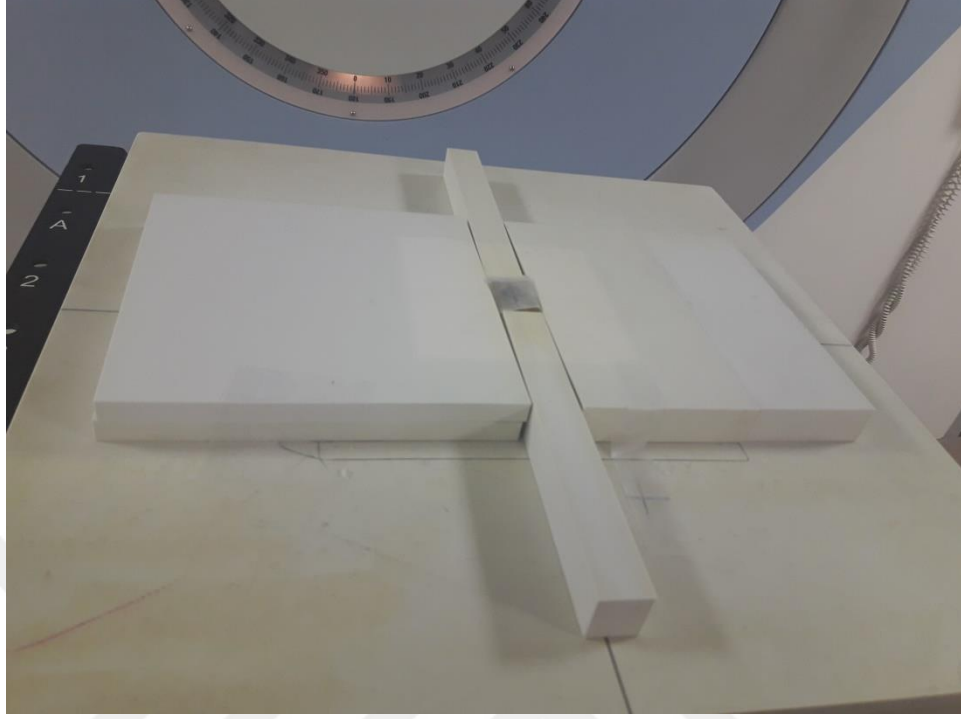


**Şekil 3.28.** İyon odası ve diş dolgu materyalinin Imrt fantomundaki port görüntüsü

Farklı diş dolgu materyallerinin izosentirde Alınan Ölçümleri;  
Dozdaki değişimin daha belirgin anlaşılabilmesi için üç ayrı materyal izosentire yerleştirildi ve iyon odasına daha yakın olacak şekilde bir düzenek oluşturuldu. İyon odası ile materyalin aynı noktada olup olmadığını anlayabilmek için port görüntüsü alındı.



**Şekil 3.29.** İyon odası ve diş dolgu materyalinin isocenterdaki port görüntüsü



**Şekil 3.30.** Farklı materyallerin izosentıra yerleştirilerek yapılan iyon odası ölçüm düzeneği

Diş dolgu materyali izosentıra yerleştirildikten sonra üzerine 5 cm katı fantom konuldu, iyon odası ile materyal arasındaki mesafe 2 cm tutuldu. SSD 100 cm olacak şekilde masa ayarlanarak set-up tamamlandı.

## 4. BULGULAR

### 4.1. İki Boyutlu Dozimetrik Sistem Kullanılarak Yapılan Ölçümlerin Sonuçları

**Tablo 4.1.** Matrixx ölçümleri sonuçları

%1 ve 1mm GAMA ANALİZİ	6 MV	18 MV
AMALGAM	99,80	99,92
KOMPOZİT	99,95	99,97
DİŞ	99,97	99,98

### 4.2. Üç Farklı Materyalin Gerçek Uzunluğu İle Profil Üzerindeki Etki Aralığının Karşılaştırılması

**Tablo 4.2.** Amalgam, kompozit ve diş için gerçek uzunluklarının profil üzerindeki etki aralığının karşılaştırılması

	GERÇEK UZUNLUK (mm)	PROFİL ÜZERİNDEKİ ETKİ ARALIĞI (mm) 6 MV	PROFİL ÜZERİNDEKİ ETKİ ARALIĞI (mm) 18 MV
AMALGAM	10	20	18
KOMPOZİT	10	~10	İZLENMEDİ
DİŞ	10	~10	İZLENMEDİ

### 4.3. Matrixx İle Aynı Set Up'ın Oluşturuldu Ölçüm Düzeneği İyon Odası Ölçüm Sonuçları

Matrixx dozimetrik sistemi ile aynı set up oluşturularak, iyon odası ve elektrometre ile ölçümler alındı. Bu ölçümlerde referans fantom ölçüm sonuçları ile amalgam, kompozit ve gerçek diş sonuçları karşılaştırıldı. 6 MV için fantomda ölçülen değer  $1,059 \times 10^{-8}$  C iken amalgamda  $1,057 \times 10^{-8}$  C, kompozit ve diş materyali için  $1,058 \times 10^{-8}$  C'dur. 18 MV için ise referans fantomda  $1,456 \times 10^{-8}$  C iken amalgam, kompozit ve diş için  $1,454^{-8}$  C'dur.



### 4.3. Farklı Diş Dolgu Materyallerinin İzosentırda Alınan Ölçümleri

**Tablo 4.3.** Amalgam, kompozit ve diş kullanılarak oluşturulan fantomlarda izosentırdaki iyon odası ölçümü

	6 MV ( $10^{-8}$ C)	18 MV ( $10^{-8}$ C)
FANTOM	1,484	1,718
AMALGAM	1,458	1,689
KOMPOZİT	1,480	1,710
Diş	1,478	1,710

### 4.4 Farklı Diş Dolgu Materyallerinin İzosentırda Alınan Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

**Tablo 4.4.** Farklı diş dolgu materyallerinin izosentırda alınan ölçümlerinin değerlendirilmesi

	6 MV % FARK	18 MV % FARK
AMALGAM	1,75	1,69
KOMPOZİT	0,26	0,46
Diş	0,40	0,47

## 5. TARTIŞMA

Baş boyun bölgesi kanserli hastalarının radyoterapi ile tedavi sürecinde karşılaşılan diş dolgu materyalleri hastaların Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinde artefakta neden olur. Artefakt; ilgilenilen görüntüyle ilişkili olmayan görüntü kusurları olup BT'nin HU değerlerini yanlış okumalarından kaynaklanmaktadır. HU değerlerinin belirsizliği ise tedavi planlama sistemleri ile yapılan doz hesaplamalarında hataya sebep olmaktadır (Mohd ve ark, 2015). Çalışmamızda, amalgam, kompozit materyalleri ve gerçek diş kullanılarak oluşturulan fantom düzeneğinden alınan BT görüntüleri ile TPS'de 6 MV ve 18 MV enerjilerde hesaplatılan doz dağılımlarını incelendi. Artefakt düzeltilmesi yapılan planlarda enerjiye bağlı olarak izodoz eğrisinin, artefakt düzeltilmesi yapılmamış olan fantomlardakinden daha farklı oldukları gözlemlendi. Özellikle, amalgam kullanılan fantomda artefakt düzeltilmesi yapılmadığında TPS'in yoğun maddeden kaynaklanan görüntü kusurlarını daha düşük yoğunlukta okumasından kaynaklanan farklılık görülmektedir. Mail ve ark. 2013 tarihinde yaptıkları çalışma artefakt düzeltilmesinin doz üzerine % 2'lik bir etkisinin olduğunu göstermiştir. Fantomdaki yoğun maddenin varlığı aynı derinlikteki beklenen izodoz dağılımının değişmesine neden olmuştur. Bu değişim materyalin hemen altında -%3 olarak tespit edildi. Bu durum yoğun maddelerin soğurucu özelliğinden kaynaklanmaktadır.

İki boyutlu doz yoğunluğu haritası materyalin alt kısmında demet zayıflamasından, üst kısmında geri saçılmalardan dolayı oluşan dozimetrik farklılıkları göstermiştir. Detektör ile malzeme arasındaki mesafenin azaltılması bu etkiyi daha belirgin hale getireceği düşünülmektedir.

Harici materyal kullanılmadan ve harici materyal kullanılarak yapılan Matrixx ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında materyalin profili üzerinde etkisi 6 MV ve 18 MV foton enerjilerde amalgam için sırasıyla %11 ve %5 olarak azaldığı hesaplanmıştır. Kompozitte aynı enerjilerde sırasıyla %2 ve %1 azalma görünürken dişte bu enerjiler için sırasıyla % 1,9 ve % 0,5 düşüş olarak bulundu. Bu malzemelerin yoğunluk farkları nedeniyle doz soğurmalarında da farklılık olduğu belirlendi. Her iki foton enerjisinde

materyallerin çevresindeki doz homojenitesi ise planlama sisteminde fiziksel yoğunluğu artıkça ölçümlere benzer şekilde dozdaki azalım etkisi olarak görülmüştür.

Tüm malzemelerin gerçek uzunluğu 10 mm olup profil üzerindeki etkisi araştırıldı. Bu araştırmada 6 MV ve 18 MV foton enerjilerinde kompozit ve diş için gerçek uzunluğun görülmesine karşın amalgam malzemesi için bu etkinin uzunluğu neredeyse iki kattır. Bu da çalışmada kullanılan en yoğun madde olan amalgamın soğurmasının çevresinde de etkin olduğu yorumunu getirmektedir.

Silindirik iyon odası kullanarak yapılan nokta doz ölçümleri için iki farklı düzenden birincisinde, matrixx ölçümleri ile aynı şartlar sağlanmıştır. Yapılan ölçümlerde materyalin varlığında oluşması beklenen doz değişimi ölçülemedi. Bunun, nedeni silindirik iyon odasının hacminin büyük olması ve iyon odasına olan uzaklığının fazla olmasından kaynaklanmaktadır. İkinci set-up ise, iyon odası ile numuneyi yaklaştırıp derinliği azaltıldığında bu değişim beklenen doğrultuda en yüksek amalgamda en az kompozitte olmuştur. Ölçümlerin daha anlamlı olabilmesi için silindirik iyon odası yerine yüksek çözünürlüklü dozimetrik sistemler kullanılması ve çevre doz ölçümlerinin materyale yakın olması tavsiye edilmektedir.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonucunda; özellikle baş boyun hastalarında tedavi alanları içerisinde bulunan diş dolgu materyallerinden kaynaklanan artefaktların, tedavi planlama sisteminde düzeltilmesi gerektiğini ortaya koymuştur. Bu düzeltmelerin yapılması ancak her zaman doğru doz dağılım sonucunu da göstermemektedir. Tedavi Planlama sisteminin özellikle yoğunluğu fazla olan materyallerin HU değerlerinde sapma göstermesi, geri saçılma ve dozdaki düşüşleri hesaplayamaması, hastaya verilen dozdaki belirsizliğin artmasına sebep olmaktadır. Baş boyun bölgesi kanser hastalarında yoğunluğu düşük diş dolgu materyallerinin kullanılması ile tedavi için tanımlanan dozun kabul gören sınırlar içerisinde hastaya verilmesini sağlayacaktır. Böylece tümörde lokal kontrol oranının düşmemesine neden olacaktır.

## KAYNAKLAR

Beyzade Murat, Ebruli Cüneyt, Temel Radyasyon Onkolojisi; 2008; s:81,82

Buffard Edwie, Gschwind Règine, Makovicka Libor, David Cèline, Monte Carlo Calculations of the Impact of a Hip Prothesis on the Dose Distribution, Inst and Methods in Phys Research; 2006; p: 9-18

Chang Kwo-Ping, Lin Wei-Ting, Shiau An-Cheng, Chie Yu-Huang, Dosimetric Distribution of the Surroundings of Different Dental Crowns and Implants During LINAC Photon Irradiation, Radiation Physics and Chemistry; 2013; p:104, 339-344.

Chao Clifford K.S, Perez Carlos A., Brady Luther W., “Radiation Oncology Management Decision”, Çeviren: Gemici C., Mayadağlı A., Parlak C., “Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları”, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2004; s:112-521

Cherry SR., Sorenson JA., Phelps ME, Physics in Nuclear Medicine 3rd Edition. USA. Saunders, 2000; p:89-90

Dirican, B. İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara, 2009

Dirican, Bahar, Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara, 2008

Elekta; User Manual of Precise 2.15 Treatment Planning System. 2006.

Fuller Clifton D, Diaz Irma, Cavanaugh Sean X., Eng Tony Y. In Vivo Dose Perturbation Effects of Metallic Dental Alloys During Head and Neck Irradiation with Intensity Modulated Radiation Therapy, Oral Oncology. 2008;, s:40,645-648.

Gagnon W.F., Cundiff J.H, Dose Enhancement from Backscattered Radiation at Tissue-Metal Interfaces Irradiated with High Energy Electrons, BrJ Radiol, 1980; s:53, 466-470

Gibbs F. A, Palos B, Goffinet D. R, The Metal /Tissue Interface Effect in Irradiation of Oral Cavity, Radiology, 1976; p:119,705-707

Hendee WR, Ibbott SG, Hendee GE. Radiation Therapy Physics. 3rd edition. New Jersey: Published by John Wiley & Sons, Inc, 2005, p: 20

I'mRT Body Phantom User's Guide, 2008, p:7.

IBA;I'mRT MatriXX User's guide 2008,p:8.

IBA; FC65-P User's Guide, 2008; s:3

International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An international Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series No:398. Vienna, 2000; p.39-40, 30-31.

Khan F.M., The Physics of Radiation Therapy (4.bs.) Lippincott Williams & Wilkins p.45

Khan, F.M., The Physics of Radiation Therapy 3rd", Department of Therapeutic of Minnesota Baltimore, Williams and Wilkins, USA,2003; Chapter 4, p:38-50

Krane, K.S., Nükleer Fizik 1, Şarer B., Palme Yayıncılık, Ankara, 2001; s:161-175, 192-201

Krane, K.S.,Nükleer Fizik 2, Şarer B., Palme Yayıncılık, Ankara,2002; s:204.

Li X. Allen, Chibani Omar, Greenwald Bruce, Suntharalingam Mohan. Radiotherapy Dose Perturbation of Metallic Esophageal Stents, Int Jt Radiation Oncology Biol. Phys,2002; 54, 1276-1285.

Lin Sung-Yen, Chu Tieh-Chi, Lin Jao-Perng, Liu Mu-Tai. The Effect of Metal Hip Prothesis on the Radiation Dose in Therapeutic Photon Beam Irradiations, Applied Radiation and Isotopes, 2002; 57,17-23

Loncol T, Greffe JL, Vynckier S, Scalliet P. Entrance Andexit Dose Measurements with Semiconductors and Thermoluminescent dosimeters: A Comparison of Methodsand in Vivo Results. Radiother Oncol. 1996;41(2):179-87.

Mazeron J., Locoche T., Maugis A., "Techniques d'irradiation des cancers". Vigot Ed., Paris. 1994.

Mohd Zahri Abdul Aziz, AL Yusoff, ND Osman, R Abdullah, NA Rabaie1, MS Salikin. Monte carlo dose calculation in dental amalgam phantom, 2015: 150-155.

Mundt AJ, Roeske JC. Intensity Modulated Radiation Therapy A Clinical Perspective. Hamilton, USA: BC Decker Inc, 2005.

Noor Mail, Y. Albarakati, M. Ahmad Khan, F. Saeedi, N. Safadi, S. Al-Ghamdi, and A. Saoudi. The impacts of dental filling materials on RapidArc treatment planning and dose delivery: Challenges and solution. Medical Physics, 2013 :1-3

Oyar O, Gülsoy U.K. Tıbbi Görüntüleme Fiziği, Rekmay, Ankara, 2003; s:235- 666.

Ozen Julide, Dirican Bahar, Oysul Kaan, Beyzadeoglu Murat, Uçok Ozlem, Beydemir Bedri. D osimetric Evaluation of the Effect of Dental Implants in Head and Neck Radiotherapy, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod, 2001; 99, 743-748.

Perez C.A., Brady L.W., Principles and Practice of Radiation Oncology 2nd ed. J.B. Lippincott Ed., Londra, 1991.

Perez, C.A., Brady, L.W. and Halperin, E.C. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2008.

Podgorsak, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna. 2005

Wang Russel R, Pillai Kunjan, Jones Paul K., In Vitro Backscattering from Implant Materials During Radiotherapy, Maxillofacial Prosthetics and Dental Implants, 2006; p:75,626-632.

Yılmaz A.R. , Tıp Elektroniği Bilgisayarlı Tomografi Lisans Tezi, İstanbul, 2008; s:4-5

Yülek, G.G.,Radyasyon Fiziği ve Radyasyondan Korunma, SEK, Ankara,1992; s:91-106.





## ÖZGEMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Sümeyra	<b>Uyruğu</b>	T.C
<b>Soyadı</b>	Mandal	<b>Tel no</b>	5464719383
<b>Doğum tarihi</b>	27.03.1979	<b>e-posta</b>	sumeyramandal@gmail.com

### Eğitim Bilgileri

<b>Mezun olduğu kurum</b>		<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	Tevfik İleri İ.H.L	1997
<b>Lisans</b>	Ankara Üniversitesi	2006
<b>Yüksek Lisans</b>	Gazi Üniversitesi	2009

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
Medikal Fizik Uzmanı	Sante Sağlık Hizmetleri Antalya	2009-2010
Medikal Fizik Uzmanı	Medical Park Antalya Hastane Kompleksi	2010-Halen