

Ayda BOLAT

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2024-ANTALYA

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

GÖRÜNTÜ KILAVUZLUĞUNDA RADYOTERAPİ  
UYGULANAN MEME KANSERİ HASTALARINDA  
HEXAPOD MASANIN TRANSLASYONEL VE  
ROTASYONEL DÜZELTME DEĞERLERİNİN ANALİZİ  
VE HEDEF HACİM MARJINA ETKİSİ

Ayda BOLAT

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2024-ANTALYA

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

GÖRÜNTÜ KILAVUZLUĞUNDA RADYOTERAPİ  
UYGULANAN MEME KANSERİ HASTALARINDA  
HEXAPOD MASANIN TRANSLASYONEL VE  
ROTASYONEL DÜZELTME DEĞERLERİNİN ANALİZİ  
VE HEDEF HACİM MARJINA ETKİSİ

AYDA BOLAT  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN

“Kaynakça gösterilerek tezimden yararlanılabilir”

2024-ANTALYA

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼ne;**

Bu alışma j¼rimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında Y¼ksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. .... / ..... / .....

İmza

Tez Danışmanı : .....  
(¼nvanı, Adı Soyadı)  
(¼niversite)

¼ye : .....  
(¼nvanı, Adı Soyadı)  
(¼niversite)

¼ye : .....  
(¼nvanı, Adı Soyadı)  
(¼niversite)

¼ye : .....  
(¼nvanı, Adı Soyadı)  
(¼niversite)

¼ye : .....  
(¼nvanı, Adı Soyadı)  
(¼niversite)

Bu tez, Enstit¼ Y¼netim Kurulunca belirlenen yukarıdaki j¼ri ¼yeleri tarafından uygun g¼r¼lm¼ř ve Enstit¼ Y¼netim Kurulu'nun ..... / ..... / ..... tarih ve ..... / ..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Enstit¼ M¼d¼r¼

## 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.

Ayda BOLAT

İmza

Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN

İmza

## İTHAF

*Tezimi, sevgili eşime ve biricik kızıma ithaf ediyorum...*



## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimime ve tez sürecime katkıda bulunarak danışmanlığımı yürüten, Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı saygıdeğer hocam Prof. Dr. Aylin Fidan KORCUM ŞAHİN'e,

Yüksek lisans eğitimime katkıda bulunan ve tez sürecimi etkin bilgi ve deneyimleriyle yöneten saygıdeğer hocam Doç Dr. Nina TUNÇEL'e,

Yüksek lisans eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve her zaman desteklerini hissettiren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN'e ve Doç. Dr. Timur KOCA'ya,

Klinik bilgi ve deneyimleriyle tez sürecimde emeği geçen Öğr. Gör. Yılmaz BİLEK'e, Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalının Radyoterapi Fiziyi Uzmanları; Sayın Hande ÜNAL'a, Sayın Vida BİDARİ'ye, Sayın Özlem Toykan ÇİFTLİKLİ'ye, Sayın Ertuğrul DÜNDAR'a, Sayın İsmail KARAKUŞ'a ve tüm çalışanlarına,

Yüksek lisans tez sürecimde yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Üyelerine ve İdari Kadro Personeline,

Beni bugünlere getiren, inançlarını her zaman hissettiğim, desteklerini bir an olsun esirgemeyen canım annem, babam ve kardeşlerime,

Her kararımın arkasında durduğu gibi yüksek lisans eğitimim boyunca da beni destekleyen, bana inanan ve güvenen, mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan sevgili eşim Dr. Orçun BOLAT'a,

Hedeflerim uğruna değerli zamanından çaldığım, varlığıyla beni dünyanın en mutlu annesi yapan biricik kızım Zeynep BOLAT'a,

Sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Amaç:** Bu tez çalışmasında; Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda HexaPOD masaya sahip lineer hızlandırıcı cihazı ile RT almış meme kanseri hastalarının üç boyutlu görüntülerinden elde edilmiş translasyonel ve translasyonel-rotasyonel düzeltme değerlerinin analizi ve hedef hacim marjı üzerine etkisinin araştırılması amaçlandı.

**Yöntem:** Bu araştırmada, 10 meme kanseri kadın hastanın planlama referans CT görüntüleri ve tedavi öncesi 3 boyutlu CBCT görüntüleri retrospektif olarak değerlendirildi. Görüntüler kemik ve gri-değer metotları kullanılarak otomatik olarak yapılandırıldı. Sistemik ve random hatalar bulundu. Amsterdam ve Rotterdam protokolleri kullanılarak PTV marjı hesaplandı.

**Bulgular:** Kemik eşleştirme yöntemine göre translasyonel ve transrotasyonel sistemik hatalar sırasıyla 0,22-0,32 cm ve 0,21-0,35 cm aralığında tespit edilirken, gri-değer eşleştirmesine karşılık gelen aralıklar 0,18-0,33 cm ve 0,17-0,31 cm olarak bulundu. Kemik eşleştirme sırasında random hata değerleri 0,23-0,34 cm ve 0,27-0,40 cm aralığında bulunurken gri-değer eşleştirmede hata aralıkları 0,24-0,34 cm ve 0,23-0,34 cm olarak tespit edildi. Kemik eşleştirme yöntemiyle hesaplanan translasyonel ve transrotasyonel PTV marj değerleri Amsterdam protokolü için sırasıyla 1.0-1.2 cm bulunurken Rotterdam protokolü için ise 0.8-1.0 cm olarak hesaplandı. Gri-değer eşleştirmesinde translasyonel ve transrotasyonel düzeltmeye ilişkin PTV marj değerleri Amsterdam protokolünde 1,0 cm ve Rotterdam protokolünde 0,8 cm olarak hesaplandı.

**Sonuç:** Bu çalışma ile meme kanseri hastalarının PTV marjlarında tüm eksenlerin negatif ve pozitif yönlerinde düşük düzeyde farklılıklar olduğu izlendi. Kemik ve gri-değer eşleştirme metotları arasında translasyonel düzeltme verileri ile Amsterdam protokolü kullanılarak hesapladığımız PTV marjlarında fark değeri 0,3 cm bulunurken Rotterdam protokolünde 0,2 cm bulundu. Transrotasyonel düzeltme değerleri ile her iki protokol için eşleştirme metotları karşılaştırıldığında PTV marjı fark değeri 0,2 cm olarak elde edildi.

**Anahtar Kelimeler:** meme radyoterapisi, IGRT, set-up hataları

## ABSTRACT

**Objective:** This thesis investigated the impact of translational and translational-rotational correction values obtained from 3D imaging of breast cancer patients treated with RT with a HexaPOD table equipped linear accelerator on the target volume margin at Akdeniz University Department of Radiation Oncology.

**Method:** This retrospective research involved planning reference CT images and pre-treatment 3D CBCT images for 10 female breast cancer patients. The images were automatically matched using bone and gray value methods. Systematic and random errors were found. The PTV margin was calculated using Amsterdam and Rotterdam protocols.

**Results:** According to the bone matching method, translational and transrotational systematic errors were found in the range of 0,22-0,32 cm and 0,21-0,35 cm respectively while the ranges were found 0,18-0,33 cm and 0,17-0,31 cm regarding to gray-value matching. During bone matching, random error values were found in the range of 0,23-0,34 cm and 0,27-0,40 cm, while the error ranges were 0,24-0,34 cm and 0,23-0,34 cm regarding to gray-value matching. Translational and transrotational PTV margin values calculated by the bone matching method according to the Amsterdam protocol were calculated as 1,0-1,2 cm respectively, while in the Rotterdam protocol they were calculated as 0,8-1,0 cm. Regarding translational and transrotational correction in gray-value matching, this margin value was 1,0 cm in the Amsterdam protocol and 0,8 cm in the Rotterdam protocol.

**Conclusion:** This study observed low-level differences at the negative and positive directions of PTV margins. The difference in PTV margins calculated using translational correction data between bone and gray-value matching methods was found to be 0,3 cm according to the Amsterdam protocol, while it was 0,2 cm in the Rotterdam protocol. Upon comparing transrotational correction values across both matching methods for each protocol, the discrepancy in PTV margin was determined to be 0,2 cm.

**Key words:** breast radiotherapy, IGRT, set-up errors



## İÇİNDEKİLER

|                                |      |
|--------------------------------|------|
| <b>ÖZET</b>                    | i    |
| <b>ABSTRACT</b>                | ii   |
| <b>İÇİNDEKİLER</b>             | iii  |
| <b>TABLolar DİZİNİ</b>         | vi   |
| <b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>         | viii |
| <b>SİMGELER ve KISALTMALAR</b> | ix   |

|                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| <b>1. GİRİŞ</b>                                                      | 1  |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b>                                             | 2  |
| 2.1 Memenin Anatomisi ve Yapısı                                      | 2  |
| 2.2 Meme Kanseri                                                     | 3  |
| 2.3 Meme Kanserlerinde Tedavi Yöntemleri                             | 5  |
| 2.3.1 Cerrahi                                                        | 5  |
| 2.3.2 Sistemik Tedavi                                                | 5  |
| 2.3.3 Radyoterapi                                                    | 6  |
| 2.4 Radyoterapide Hacim Tanımlamaları                                | 7  |
| 2.4.1 Meme Radyoterapisinde Hacim Tanımlamaları                      | 10 |
| 2.4.2 Meme Radyoterapisinde Doz Sınırlamaları                        | 12 |
| 2.5 Meme Radyoterapisinde Yöntem ve Teknikler                        | 13 |
| 2.6 Radyoterapide Kullanılan Tedavi ve Görüntüleme Cihazları         | 15 |
| 2.7 Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi                               | 19 |
| 2.7.1 IGRT’de Kullanılan Görüntüleme Sistemleri                      | 19 |
| 2.7.2 IGRT Protokolleri                                              | 24 |
| 2.8 Radyoterapide Pozisyon Doğrulama                                 | 25 |
| 2.9 Set-up Hatalarının Hesaplanması                                  | 26 |
| 2.10 PTV Marjlarının Farklı Metotlarla Hesaplanması                  | 29 |
| 2.11 Euler Dönüşüm Matrisi ile Rotasyonel Düzeltmelerin Hesaplanması | 29 |

|                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>3. GEREÇ ve YÖNTEM</b>                                                    | 30 |
| 3.1 Hasta Seçimi                                                             | 30 |
| 3.2 Gereç                                                                    | 30 |
| 3.2.1 General Electric (GE) Discovery RT Model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı | 30 |
| 3.2.2 Elekta Marka Monaco Model Tedavi Planlama Sistemi                      | 31 |
| 3.2.3 Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı                              | 31 |
| 3.2.4 XVI Görüntüleme Sistemi                                                | 32 |
| 3.2.5 HexaPOD Masa                                                           | 34 |
| 3.3 Yöntem                                                                   | 35 |
| 3.3.1 CBCT Görüntülerinin Analizi                                            | 35 |
| 3.3.2 Set-up Belirsizliklerinin Hesaplanması                                 | 37 |
| 3.3.3 PTV Marjının Hesaplanması                                              | 38 |
| <b>4. BULGULAR</b>                                                           | 39 |
| 4.1 Translasyonel Hesaplamalar                                               | 39 |
| 4.1.1 Translasyonel Sistemik Hatalar                                         | 39 |
| 4.1.2 Translasyonel Random Hatalar                                           | 40 |
| 4.2 Transrotasyonel Hesaplamalar                                             | 41 |
| 4.2.1 Transrotasyonel Sistemik Hatalar                                       | 41 |
| 4.2.2 Transrotasyonel Random Hatalar                                         | 43 |
| 4.3 Ortalama, Sistemik Hata ve Random Hataların Karşılaştırması              | 44 |
| 4.3.1 Translasyonel Sonuçların Yüzde Fark Yöntemi ile Karşılaştırılması      | 44 |
| 4.3.2 Transrotasyonel Sonuçların Yüzde Fark Yöntemi ile Karşılaştırılması    | 45 |
| 4.4 PTV Marjlarının Hesaplanması ve İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması   | 45 |
| 4.4.1 Translasyonel PTV Marjlarının Hesaplanması                             | 46 |
| 4.4.2 Translasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması                        | 46 |
| 4.4.3 Transrotasyonel PTV Marjlarının Hesaplanması                           | 47 |
| 4.4.4 Transrotasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması                      | 47 |

|                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.4.5 Translasyonel ve Transrotasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması                                                 | 48 |
| 4.4.6 Kemik ve Gri-değer Görüntü Eşleştirme Metotları ile Elde Edilen<br>Düzeltilme Değerlerinin İstatistiksel Sonuçları | 48 |

|                    |           |
|--------------------|-----------|
| <b>5. TARTIŞMA</b> | <b>50</b> |
|--------------------|-----------|

|                             |           |
|-----------------------------|-----------|
| <b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> | <b>56</b> |
|-----------------------------|-----------|

|                  |           |
|------------------|-----------|
| <b>KAYNAKLAR</b> | <b>58</b> |
|------------------|-----------|

|                 |           |
|-----------------|-----------|
| <b>ÖZGEÇMİŞ</b> | <b>63</b> |
|-----------------|-----------|

## TABLÖLER DİZİNİ

|                                                                                                                                                                                                                                    |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 4.1</b> Kemik eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel sistematik hatalar                                                                                                                                          | 38 |
| <b>Tablo 4.2</b> Gri-değer eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel sistematik hatalar                                                                                                                                      | 39 |
| <b>Tablo 4.3</b> Kemik eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel random hatalar                                                                                                                                              | 39 |
| <b>Tablo 4.4</b> Gri-değer eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel random hatalar                                                                                                                                          | 40 |
| <b>Tablo 4.5</b> Kemik eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel sistematik hatalar                                                                                                                                         | 41 |
| <b>Tablo 4.6</b> Gri-değer eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel sistematik hatalar                                                                                                                                     | 41 |
| <b>Tablo 4.7</b> Kemik eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel random hatalar                                                                                                                                             | 42 |
| <b>Tablo 4.8</b> Gri-değer eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel random hatalar                                                                                                                                         | 42 |
| <b>Tablo 4.9</b> Translasyonel düzeltmelerinin ortalama, sistematik hata ve random hata değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre gösterilmesi                                                | 43 |
| <b>Tablo 4.10</b> Translasyonel düzeltmelerin ortalama (M), sistematik hata ( $\Sigma$ ) ve random hata ( $\sigma$ ) değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması   | 43 |
| <b>Tablo 4.11</b> Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre LAT, LNG ve VRT’de transrotasyonel düzeltmelerin ortalama, sistematik hata ve random hata değerlerinin gösterilmesi                                               | 44 |
| <b>Tablo 4.12</b> Transrotasyonel düzeltmelerin ortalama (M), sistematik hata ( $\Sigma$ ) ve random hata ( $\sigma$ ) değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması | 44 |

|                   |                                                                                                                                                                                          |    |
|-------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tablo 4.13</b> | Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan translasyonel PTV marj değerleri                                    | 45 |
| <b>Tablo 4.14</b> | Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile hesaplanan translasyonel PTV marj değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodunun yüzde fark karşılaştırması | 45 |
| <b>Tablo 4.15</b> | Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan transrotasyonel PTV marj değerleri                                  | 46 |
| <b>Tablo 4.16</b> | Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan transrotasyonel PTV marj değerlerinin kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması  | 46 |
| <b>Tablo 4.17</b> | Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de translasyonel kıyasla transrotasyonel PTV marj değerlerinin yüzde farkları     | 47 |
| <b>Tablo 4.18</b> | Translasyonel düzeltme değerlerinin kemik ve gri değer açısından istatistiksel verileri                                                                                                  | 48 |
| <b>Tablo 4.19</b> | Rotasyonel düzeltme değerlerinin kemik ve gri değer açısından istatistiksel verileri                                                                                                     | 48 |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 2.1</b> Meme anatomisi                                                          | 2  |
| <b>Şekil 2.2</b> Memenin lenfatikleri                                                    | 3  |
| <b>Şekil 2.3</b> İn situ ve invaziv meme kanserleri                                      | 4  |
| <b>Şekil 2.4</b> ICRU raporlarındaki hacim tanımlamaları                                 | 7  |
| <b>Şekil 2.5</b> Farklı hacim ve marjların şematik gösterimi                             | 9  |
| <b>Şekil 2.6</b> Supin tedavi pozisyonunda meme, lumpektomi ve riskli organ konturları   | 11 |
| <b>Şekil 2.7</b> Sol göğüs duvarı ve risk altındaki organ konturları                     | 11 |
| <b>Şekil 2.8</b> RT’de kullanılan Linac şeması                                           | 15 |
| <b>Şekil 2.9</b> Elektron tedavisi modu                                                  | 15 |
| <b>Şekil 2.10</b> X-ışını tedavisi modu                                                  | 16 |
| <b>Şekil 2.11</b> CT simülasyon cihazı                                                   | 17 |
| <b>Şekil 2.12</b> Van Herk’in sistematik ve random hataları şematik gösterimi            | 26 |
| <b>Şekil 3.1</b> Radon marka karbon fiber meme eğik düzlemi                              | 30 |
| <b>Şekil 3.2</b> Elekta synergy lineer hızlandırıcı cihazı ve XVI görüntüleme sistemleri | 32 |
| <b>Şekil 3.3</b> Elekta synergy koordinat sistemi                                        | 33 |
| <b>Şekil 3.4</b> CBCT kayıt algoritmalarının gösterimi                                   | 34 |
| <b>Şekil 3.5</b> Clipbox çiziminin coronal, transverse ve sagittal kesitte gösterimi     | 35 |

## SİMGELER ve KISALTMALAR

|                 |                                                                                           |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>2D</b>       | :2 Boyutlu (2 Dimensional)                                                                |
| <b>3D</b>       | :3 Boyutlu (3 Dimensional)                                                                |
| <b>3D CRT</b>   | :3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3 Dimensional Conformal Radiotherapy)                   |
| <b>AAPM</b>     | :Amerikan Sağlık Fizikçileri Birliği (The American Association of Physicists in Medicine) |
| <b>AJCC</b>     | :Amerikan Ortak Kanser Komitesi (American Joint Committee on Cancer)                      |
| <b>AP</b>       | :Ön-Arka (Anterior-Posterior)                                                             |
| <b>CT</b>       | :Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)                                             |
| <b>CIS</b>      | :Carcinoma In Situ                                                                        |
| <b>CTV</b>      | :Klinik Hedef Marjı (Clinical Target Volume)                                              |
| <b>DCSI</b>     | :Ductal Carcinoma In Situ                                                                 |
| <b>DIBH</b>     | :Derin Nefes Tutma (Deep Inspiration Breath-Hold)                                         |
| <b>DSÖ</b>      | :Dünya Sağlık Örgütü                                                                      |
| <b>DVH</b>      | :Doz Volüm Histogram                                                                      |
| <b>EPID</b>     | :Elektronik Portal Görüntüleme (Electronic Portal Imaging Device)                         |
| <b>FOV</b>      | :Görüntü Alanı (Field of View)                                                            |
| <b>GD</b>       | :Göğüs Duvarı                                                                             |
| <b>GLOBOCAN</b> | :Küresel Kanser Gözlemevi (Global Cancer Observatory)                                     |
| <b>GTV</b>      | :Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)                                          |
| <b>HU</b>       | :Hounsfield Unit                                                                          |

|                |                                                                                                                         |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>ICRU</b>    | :Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi<br>(International Commission on Radiation Units & Measurements) |
| <b>IGRT</b>    | :Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)                                                         |
| <b>IM</b>      | :İç Marj (Internal Margin)                                                                                              |
| <b>IMRT</b>    | :Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)                                                         |
| <b>ITV</b>     | :İç Hedef Marjı (Internal Target Volume)                                                                                |
| <b>IV</b>      | :Işınlanan Hacim (Irradiated Volume)                                                                                    |
| <b>CBCT</b>    | :Konik Işın Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)                                              |
| <b>kV-CBCT</b> | :Kilovoltaj Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography)                            |
| <b>kV</b>      | :Kilovoltaj                                                                                                             |
| <b>LAT</b>     | :Lateral                                                                                                                |
| <b>LCSI</b>    | :Lobüler Carsinoma In Situ                                                                                              |
| <b>LINAC</b>   | :Lineer Hızlandırıcı (Lineer Accelerator)                                                                               |
| <b>LNG</b>     | :Longitudinal                                                                                                           |
| <b>MKC</b>     | :Meme Koruyucu Cerrahi                                                                                                  |
| <b>MLC</b>     | :Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator)                                                                          |
| <b>MRG</b>     | :Manyetik Rezonans Görüntüleme                                                                                          |
| <b>MV</b>      | :Megavoltaj                                                                                                             |
| <b>MV-CBCT</b> | :Megavoltaj Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi                                                                        |
| <b>NCCN</b>    | :Ulusal Kapsamlı Kanser Ağı (National Comprehensive Cancer Network)                                                     |
| <b>NTCP</b>    | :Normal Doku Komplikasyon Olasılığı (Normal Tissue Complication Probability)                                            |



|             |                                                                        |
|-------------|------------------------------------------------------------------------|
| <b>OARs</b> | :Risk Altındaki Organlar (Organs at Risk)                              |
| <b>PB</b>   | :Pencil Beam                                                           |
| <b>PET</b>  | :Pozitron Emisyon Tomografisi                                          |
| <b>PRV</b>  | :Planlanan Risk Altındaki Organ Hacmi (Planning Organs at Risk Volume) |
| <b>PTV</b>  | :Planlanan Hedef Hacmi (Planning Target Volume)                        |
| <b>RF</b>   | :Radyo Frekans                                                         |
| <b>RL</b>   | :Sağ-Sol (Right-Left)                                                  |
| <b>RT</b>   | :Radyoterapi                                                           |
| <b>RVR</b>  | :Geriye Kalan Risk Altındaki Organ Hacmi (Remaining Volume at Risk)    |
| <b>SCF</b>  | :Supraklavikular Fossa                                                 |
| <b>SI</b>   | :Superior-Inferior (Yukarı-aşağı)                                      |
| <b>SGRT</b> | :Yüzey Kılavuzluğunda Radyoterapi (Surface Guided Radiotherapy)        |
| <b>SM</b>   | :Set-up Marjı (Set-up Margin)                                          |
| <b>SSD</b>  | :Kaynak Cilt Mesafesi (Source Skin Distance)                           |
| <b>TCP</b>  | :Tümör Kontrol Olasılığı (Tumor Control Probability)                   |
| <b>TDLU</b> | :Terminal Duktal Lobüler Ünite                                         |
| <b>TNM</b>  | :Tümör Nod Metastaz                                                    |
| <b>TV</b>   | :Tedavi Hacmi (Treated Volume)                                         |
| <b>VMAT</b> | :Hacimsel Modülasyonlu Ark Terapi (Volume Modulated Arc Therapy)       |
| <b>VRT</b>  | :Vertical                                                              |
| <b>XVI</b>  | : X-ışını Görüntüleme Sistemi (X-ray Volumetrik Imaging)               |

## 1.GİRİŞ

Meme kanseri tüm dünyada kadınlarda en sık tanı konulan kanser türüdür ve kadınlarda kansere bağlı ölümlerde ilk sırada yer almaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) Global Cancer Statistics (GLOBOCAN) verilerine göre yaklaşık 2,3 milyon yeni vaka sayısı ve %11,7 oranı ile tüm kanserler arasında en sık görülen kanser türüdür. Meme kanseri Türkiye’de 2020 yılında her iki cinsiyette akciğer kanserinden sonra ikinci sırada kadınlarda ise ilk sırada yer almaktadır (Sung ve ark., 2021). Günümüzde mortalite oranlarının azalmasına rağmen kadınlarda en önemli mortalite ve morbidite nedenidir.

Meme kanseri tedavisi cerrahi, kemoterapi, hormon tedavisi ve radyoterapiyi içeren multidisipliner bir tedavidir. Uygulanacak tedavi yöntemine hastalığın evresine, histopatolojik özelliklerine ve hastanın klinik durumuna bağlı olarak karar verilir. Radyoterapi (RT) iyonize radyasyon kullanılarak uygulanan bir tedavi tekniğidir. Meme kanseri hastalarının tedavisinde RT önemli role sahiptir. RT’de amaç tanımlı tümör hacmine belirlenen tedavi dozunu verirken çevredeki sağlıklı dokulara en az zararın verilmesiyle hastanın sağ kalım süresini ve yaşam kalitesini artırmaktır.

RT alanındaki teknolojik gelişmeler tedavi tekniklerini ve planlama sistemlerini önemli ölçüde etkileyerek tedavinin görüntüleme teknolojileri kılavuzluğunda yapılmasına olanak sağlamıştır. Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (IGRT) ile tedavi öncesinde, sırasında ve sonrasında alınan görüntüler ile set-up (kurulum) hataları ve organ hareketleri dikkate alınarak RT uygulanabilmektedir. Görüntüleme yöntem ve tekniklerinden elde edilen verilerin analizi yapılarak uluslararası raporlarda tavsiye edilen marj hesaplama yöntemleri ile hedef hacimlere verilecek marjlar hesaplanabilmektedir.

Bu tez çalışmasında restrospektif olarak Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda 6 boyutta pozisyon düzeltilmesi yapabilen HexaPOD tedavi masasına sahip lineer hızlandırıcı cihazında RT almış meme kanseri tanımlı hastaların set-up sırasındaki translasyonel ve rotasyonel düzeltme değerleri analiz edilerek hedef hacim marjına etkisi araştırılmıştır.

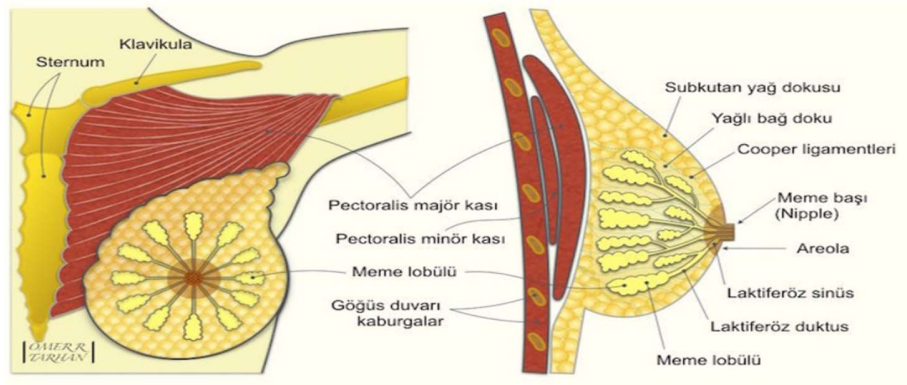
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Memenin Anatomisi ve Yapısı

İnsanlarda her iki cinsten de bulunan memede, embriyolojik gelişim sırasında hem kadında hem de erkekte büyüme ve farklılaşma meydana gelir. Memenin boyutu ve ağırlığı kişiden kişiye değişim gösterir. Meme, göğüs duvarının anteriorunda pektoralis majör kasının üzerinde bulunur. Vertikalde, inferiorunda ikinci ya da üçüncü kosta seviyesi ile superiorunda altıncı ya da yedinci kosta seviyesi arasında yer alır. Yatay düzlemde ise sternumun lateralinden orta aksiller hatta kadar uzanır (Chao, 2015).

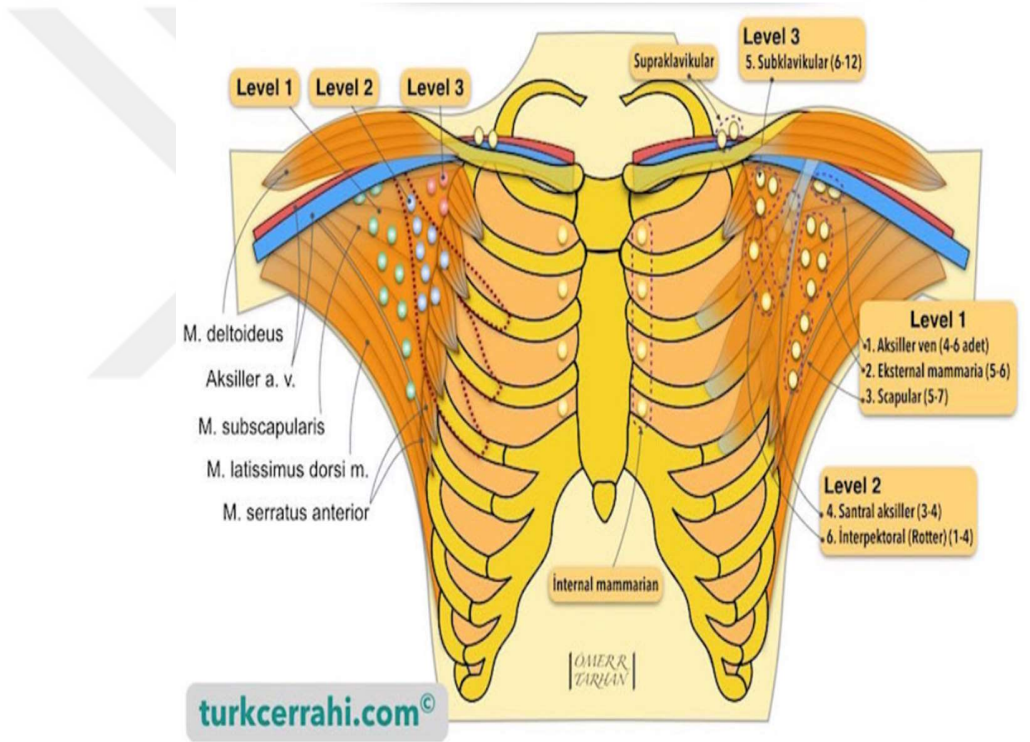
Meme başı (nipple), laktiferöz kanalların dışarı açıldığı meme ucundaki kısımdır. Meme başını çevreleyen pigmentli alana areola adı verilir. Meme, meme başından başlayarak radyal biçimde yerleşmiş 15-20 lobdan oluşur. Her meme lobu 20-40 adet lobül içerir. Her bir lobülde 10-100 asinüs (alveol) bulunur. Süt üretimi loblarda gerçekleşir ve meydana gelen laktasyon ürünleri duktuslarla taşınır (Erel ve Atahan, 2021).

Memenin lobül ve terminal kanaldan oluşan en küçük işlevsel yapısına “Terminal Duktal Lobüler Ünite (TDLU)” denir. Memede süt kanalları sistemi alveollerin terminal duktus adı verilen kanala açılmasıyla başlar. Terminal duktuslar birleşerek subsegmental duktusu oluşturur. Subsegmental duktuslar da birleşerek laktiferöz duktusu oluşturur. Bu duktuslar meme başına doğru birleşerek devam eder ve meme başının altında laktifer sinüs olarak adlandırılan genişleme gösterir. Laktifer sinüsler meme başına açılır (Bland ve ark., 2018; Ünal, 2020).



Şekil 2.1 Meme anatomisi (<https://www.turkcerrahi.com>; Erişim tarihi: 06.01.2023).

Meme dokusu, vasküler ve lenfatik ağına sahip bağ dokusuna sahiptir. Memenin lenfatik drenajının büyük bir bölümü aksiller lenf nodlarına doğrudur. Aksiller lenf nodu bölgeleri pektoralis minör kasına bağlı yerleşimlerine göre üç düzeye sahiptir. Seviye I aksilla, kasın kaudal ve lateralinde bulunan, Seviye II kasın arkasında bulunan ve Seviye III infraklaviküler bölge olarak bilinen kasın kranial ve medialinde bulunan lenf nodu gruplarından oluşur. Aksiller lenf nodları, klavikulanın altından supraklaviküler lenf nodları şeklinde devam eder. Meme lenfatikleri internal mammaria lenf nodu zincirine de drene olabilirler. İnternal mammaria (ipsilateral) lenf nodları ise sternumun lateralinde yerleşim gösteren intratorasik yapılardır (Chao, 2015).



Şekil 2.2 Memenin lenfatikleri (<https://www.turkcerrahi.com>; Erişim tarihi: 07.01.2023).

## 2.2 Meme Kanseri

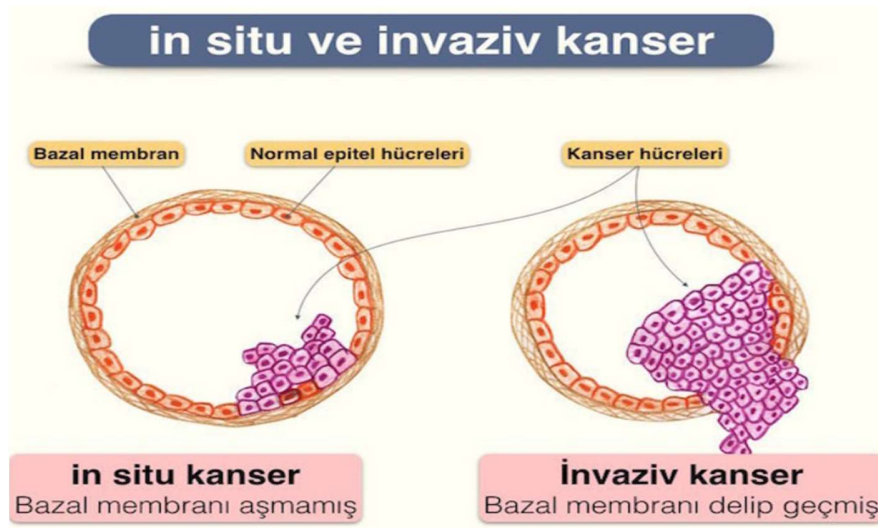
Meme kanseri göğüs bölgesindeki hücrelerin kontrolsüz olarak çoğalması ile başlar. Tümör diye tanımlanan bu hücreler çoğunlukla ultrasonografi, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi görüntüleme cihazları ile görülebilir ve muayene sırasında hissedilebilir.

Meme kanseri hem epitel hücrelerden (karsinom) hem de salgı bezlerinden yani glandüler dokudan kaynaklanabilir (adenokarsinom). Meme dokusundan kaynaklanan meme kanseri ise tümörün invaziv olup olmama durumuna bağlı olarak Şekil 2.3'te gösterildiği gibi iki gruba ayrılır.

Bu durumda ;

1. Non invaziv meme kanseri (Carsinoma In Situ–CIS): İnvaziv olmayan karsinomlarda kanser hücreleri duktuslarda ya da lobüllerde sınırlıdır, bazal membranı dışına çıkmamıştır.
  - Ductal Carsinoma In Situ (DCSI): Kanser hücreleri duktusun dışına çıkmamıştır.
  - Lobüler Carsinoma In Situ (LCSI): Kanser hücreleri lobüllerin dışına çıkmamıştır.
2. İnvaziv meme kanseri: Bu tip meme kanserlerinde kanser hücreleri bazal membranı aşarak komşuluğundaki dokulara yayılmıştır. Böylece meme kanseri hücreleri kana ve lenfatik sisteme karışabilir, lenf nodlarına ve kemik, akciğer, beyin gibi uzak organlara ulaşabilir.

Meme kanserleri nadir de olsa memedeki kas, yağ ve bağ dokudan kaynaklanabilir. Bu tür kanserlere sarkom adı verilir (<https://www.turkcerrahi.com/makaleler/meme/meme-kanseri/tipleri-cesitleri>, Erişim Tarihi: 6 Temmuz 2023).



Şekil 2.3 İn situ ve invaziv meme kanserleri (<https://www.turkcerrahi.com>; Erişim Tarihi: 07.06.2023).

### **2.3 Meme Kanserlerinde Tedavi Yöntemleri**

Meme kanseri kadınlarda en sık tanı konulan kanserdir ve kansere bağlı ölümlerde ilk sırada yer alır (Sung H., 2021). Günümüzde tarama programları ve adjuvan tedavideki gelişmeler ile mortalite oranlarının azalmasına rağmen kadınlarda en önemli morbidite ve mortalite nedenidir. Meme kanserinde mortaliteyi azaltmanın en etkin yolu erken tanı ve tedavidir.

Meme kanseri tedavisi cerrahi, kemoterapi, hormon tedavisi ve RT'yi içeren disiplinler arası bir tedavidir. Uygulanacak tedavi yöntemine hastalığın evresine, histopatolojik özelliklerine ve hastanın klinik durumuna bağlı olarak karar verilir. Meme kanserleri, American Joint Committee on Cancer (AJCC ) tarafından hazırlanan tümör, nod, metastaz (TNM) evreleme sistemine göre evrelenir. Evreleme sistemi prognozun öngörülmesine ve tedavi yaklaşımının seçimine katkı sağlar (GÜLTEKİN, 2021).

#### **2.3.1 Cerrahi**

Meme kanseri hastalarında cerrahi işlemin amacı tümörün ve yayılım olması durumunda lenfatiklerin alınmasıdır. Cerrahi işlem prognostik faktörlere bağlı olarak lokal ya da bölgesel yapılabilir. Cerrahi yöntemlerden biri olan meme koruyucu cerrahi (MKC) bir diğer adıyla lumpektomi meme kanseri hastalarında memedeki tümörün negatif sınır ile çıkarılması işlemidir. MKC sonrası RT standart tedavi olarak görülmektedir. Mastektomi ise meme kanseri hastalarında uygulanan diğer bir cerrahi yöntemdir. Bu yöntemde ise meme dokusunun tümü ve gerekli olduğu durumlarda da lenfatikler alınır. Mastektomi sonrası RT uygulamasına tümörün patolojik sonucuna göre karar verilir (GÜLTEKİN, 2021).

#### **2.3.2 Sistemik Tedavi**

Kemoterapi sistemik bir tedavi yöntemidir. Kemoterapi tedavisinde amaç tümör hücrelerini sistemik olarak yok etmek, çoğalmalarını engellemek ve kontrol altına almaktır. Bu tedavi sırasında hastaya verilen ilaçlar kan dolaşımı yoluyla tüm vücuda yayılmaktadır. Halsizlik, bulantı ve saç dökülmesi kemoterapi alan hastalarda yaygın görülen yan etkilerdir (SÖNMEZ, 2012). Endokrin tedavi ve biyolojik ajanları içeren tedaviler de kanser tedavisinde kullanılan diğer sistemik tedavilerdir.

### 2.3.3 Radyoterapi

RT; iyonize edici radyasyonun kullanıldığı kanser hücrelerinin yok edilmesinin yanı sıra sağlıklı dokuların en düşük seviyede zarar görmesini hedefleyen bir tedavi yöntemidir. Meme kanseri tedavisinde radyasyon ilk olarak 1949 yılında kullanılmıştır. Wilhelm Conrad Röntgen'in röntgen filmini keşfetmesinin ardından Emile Grubbe adında Chicagolu bir tıp öğrencisi kendi röntgen cihazını geliştirmiş ve bu cihazı tekrarlayan meme kanserinin tedavisinde kullanmıştır. Günümüz tıp teknolojileri arasında önemli bir yeri olan RT meme kanseri tedavisinin temel uygulamalarından biridir (Pendergrass, 1965; Wang 2012).

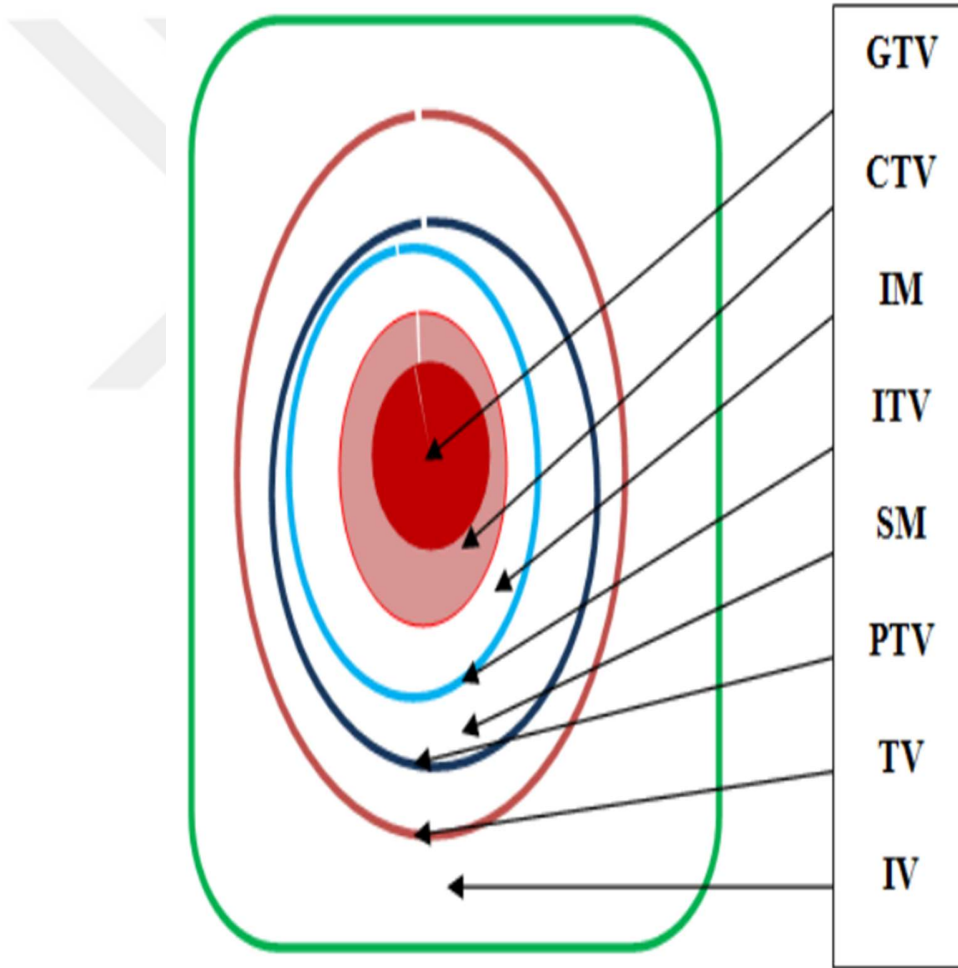
RT, lokal ve bölgesel yinelemeyi azaltırken sağ kalımı artırmaktadır. RT endikasyonları cerrahi şekil, hasta ve tümör özelliklerine bakımından farklılık gösterir. Kanser tedavisinde küratif ve adjuvan RT'de amaç lokal kontrolü sağlamak, palyatif tedavide ise hastanın yaşam kalitesini artırmaktır.

RT'de amaç hedef bölgeye yüksek dozda radyasyon vererek TCP (Tümör Kontrol Olasılığı-Tumor Control Probability)'yi artırmak, sağlıklı dokuların ise düşük dozda radyasyon almasını sağlayarak NTCP (Normal Doku Komplikasyon Olasılığı-Normal Tissue Complication Probability)'yi azaltmaktır. Bu amaç doğrultusunda tüm kanserlerin RT'sinde olduğu gibi meme RT'sinde de homojen doz dağılımı sağlanarak hedef hacimlerin maksimum, çevresindeki kalp, akciğerler ve karşı meme gibi kritik organların ise minimum doz alması hedeflenir. Doz dağılımı, hedef hacim ve OARs lokalizasyonlarını belirlemede 3 boyutlu CT tabanlı tedavi planlaması kullanılır. Tedavi kurulumunu değerlendirmede en az haftada bir görüntüleme yapılır (NCCN, 2023).

Meme kanserinde RT 'Evre 0, I ve IA' tedavisinde MKC sonrası tüm memeye uygulanmaktadır. 'Evre I, II, IIIA ve IIIC' meme kanseri hastalarında ise MKC sonrası tüm meme ve lenfatik tutulum olan bölgelere RT uygulanmaktadır. Evre IIIB ve opere edilemeyen IIIC meme kanseri hastalarında ise mastektomi sonrası göğüs duvarı (GD) ve lenfatiklere RT uygulanmaktadır. Evre IV meme kanseri hastalarında ise semptomları gidermek için hastaya palyatif olarak RT uygulanmaktadır. RT'de ilave olarak tümör yatağına ek doz planlaması da yapılmaktadır (Beyzadeoğlu, 2019).

#### 2.4 Radyoterapide Hacim Tanımlamaları

RT’de tedavi planlarının yapılabilmesi için hedef ve kritik organ hacimlerinin belirlenmesi gerekir. Bu hacimler klinikler arası ortak bir dil oluşturabilmek adına Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU) tarafından 1993 yılında ICRU 50, 1999 yılında ICRU 62 ve 2010 yılında ICRU 83 raporları ile tanımlanmıştır (ICRU, 1993; ICRU, 1999; ICRU, 2010). Hacim tanımlamaları **Şekil 2.4**’te şematik olarak gösterilmiştir.



**Şekil 2.4** ICRU raporlarındaki hacim tanımlamaları (Akman, 2017)



- **Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)**

Tümör hücrelerinin en yoğun olduğu bölgedir. GTV görülebilir, palpe edilebilir ve çeşitli görüntüleme yöntemleriyle de görüntülenebilir tümör hacmi olarak tanımlanır. Tümörün makroskopik görünümüdür. Çeşitli görüntüleme yöntemleriyle ve klinik tetkikler ile şekli, büyüklüğü ve konumu saptanabilen ve palpe edilebilen tümör hacmidir. GTV primer tümörü, metastatik lenf nodlarını ve diğer metastatik dokuları içerir.

- **Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV)**

Subklinik hastalık bölgelerinin GTV'ye eklenmesiyle oluşturulur. Bu hacim radikal RT'nin amacına ulaşması için yeterince tedavi edilmelidir. Tümörü ve tümörün mikroskopik uzantılarını da içeren hacimdir. CTV oluşturmada klinik deneyimler ve patolojik sonuçlar önemlidir.

- **İç Marj (Internal Margin, IM)**

Tedavi boyunca fizyolojik hareketler (solunum, yutkunma, mesane ve rektum doluluğu, kalp atımı, bağırsak hareketi) sonucu tedavi sırasında büyüklüğü, şekli ve konumu değişebilen CTV'ye verilen marjdır.

- **İç Hedef Marjı (Internal Target Volume, ITV)**

Solunum, mesane ve rektum doluluğu, yutkunma, kalp atışı, bağırsak hareketi gibi fizyolojik hareketler CTV'nin konumunu, büyüklüğünü ve şeklini değiştirir. Bu nedenle CTV'ye fizyolojik hareketlere bağlı olarak IM eklenmesiyle ITV elde edilir. ITV, CTV'yi kapsayan hacmi ifade eder.

$$ITV=CTV+IM \quad (2.1)$$

- **Set-up Marjı (Set-up Margin, SM)**

Tedavi süresince hasta pozisyonlandırılmasındaki varyasyonlar, cihazların ve araç gereçlerin mekanik belirsizlikleri, dozimetrik belirsizlikler, set-up hataları, insan faktörleri dikkate alınarak CTV'ye eklenen sınır set-up marjıdır.

- **Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV)**

PTV, CTV'ye emniyet sınırı vererek fizyolojik hareketlere bağılı belirsizlikleri, hasta pozisyonlandırmasındaki varyasyonları, mekanik belirsizlikleri, dozimetrik belirsizlikleri oluşturulan ve ışın alan boyutlarının ve ışın düzenlemelerinin yapılmasını sağlayan geometrik bir kavramdır. CTV'ye IM ve SM eklenmesi ile elde edilir.

$$PTV=(CTV+IM)+SM \quad \Rightarrow \quad PTV=ITV+SM \quad (2.2)$$

- **Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV)**

Işınlama tekniklerinin sınırlamaları nedeniyle reçete edilen dozu PTV genellikle almaz, bu nedenle TV PTV'den daha büyük ve basit şekilli olur. Planlanan tedavi hacminde doz dağılımına göre izodozun kapsadığı hacim olarak tanımlanır.

- **Işınlanan Hacim (Irradiated Volume, IV)**

Normal doku tolerans dozlarına göre anlamlı derecede doz alan hacimdir.

- **Risk Altındaki Organlar (Organ at Risk, OARs)**

Radyasyona duyarlılığı olan ve önemli ölçüde tedavi planını ve reçete edilen dozu etkileyen normal dokular risk altındaki organ ve dokulardır.

- **Planlanan Risk Altındaki Organ Hacmi (Planning Organs at Risk Volume, PRV)**

Tedavi sırasında risk altındaki organların da hareket edebileceği göz önünde bulundurulduğunda belirsizlikleri azaltmak amacıyla PTV'de olduğu gibi iç marj ve set-up marjı eklenerek oluşturulan hacimdir.

- **Geriye Kalan Risk Altındaki Hacim (Remaining Volume at Risk, RVR)**

Hastanın görüntüleme alanına giren tüm hacimden OAR'nin ve CTV'nin çıkarılmasıyla elde edilen hacim RVR olarak tanımlanır. (ICRU, 2010) Şekil 2.5'te farklı hacim ve marjlar şematik olarak gösterilmiştir.



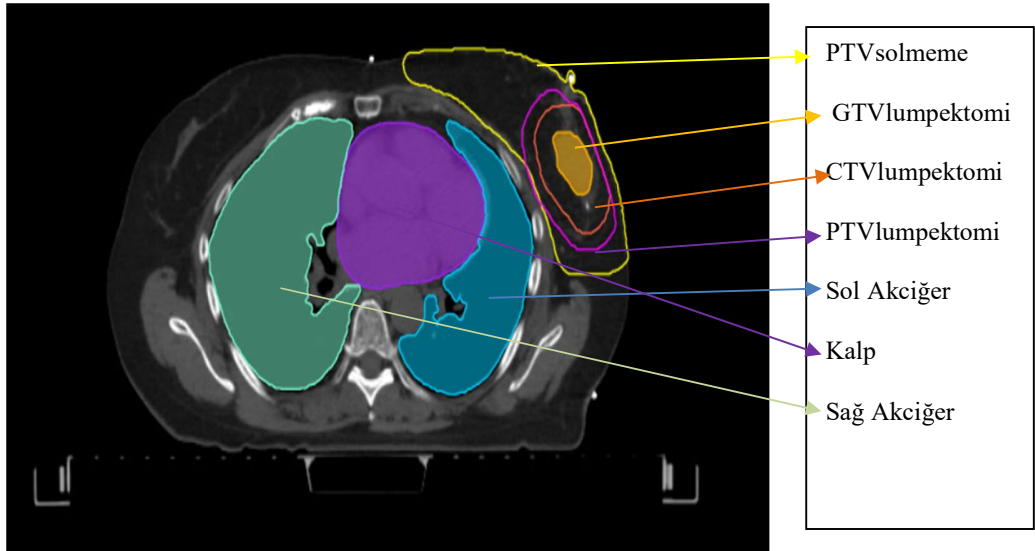
Şekil 2.5 Farklı hacim ve marjların şematik gösterimi (ICRU, 1999).

#### 2.4.1 Meme Radyoterapisinde Hacim Tanımlamaları

Meme kanseri hastalarında MKC sonrası tüm memeye ve mastektomi sonrası GD'ye RT uygulanmaktadır. Lenfatik tutulumu bağlı olarak Level I, II, III, SCF ve MI tedaviye dahil edilmektedir. Kısmi meme ışınlanmasında (PBI:Parcial Breast Irradiation) cerrahi boşluk ile oluşturulan PTV'ye RT uygulanır. Tüm meme RT'sinde ise memenin tamamı PTV olarak belirlenir.

Tüm meme RT'sinde;

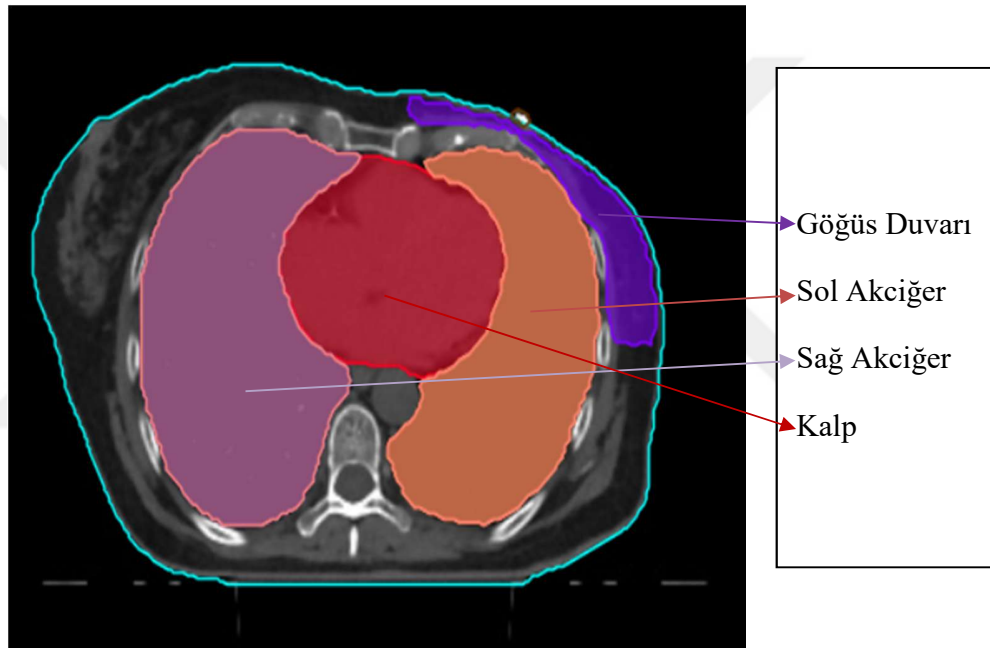
- Meme CTV: Anteriorda ciltten 5 mm içeride, superiorda toraks ve akciğer hariç göğüs duvarı ön yüzeyi ile sınırlanan, CT kesitlerinde görülen glandüler meme dokusunu içerir. Lateralde latissimus dorsi kasının ön sınırına, medialde ise sternumun ipsilateral kenarına ulaşan hacimdir.
- Meme PTV: Kalp hariç tutularak meme CTV'nin 3 boyutta 5-7 mm SM ile genişletilmesiyle oluşan hacimdir.
- Meme PTV Eval: Anteriorda 5 mm ciltten çekilen posteriorda ise kas-kosta ara yüzeyine sınırlandırılan hacimdir.
- Lumpektomi GTV: Simülasyon CT'de görülen MKC'de elde edilen cerrahi boşluğu ve cerrahi klipsleri içerir. Ciltten 5 mm öne çekilir.
- Lumpektomi CTV: Lumpektomi GTV + 1-1,5 cm olacak şekilde her yönden genişletilir. Bilinen tutulum olmadığı sürece göğüs duvarının ön yüzü ile sınırlı tutulur. Ciltten 5 mm öne çekilir.
- Lumpektomi PTV: Kalp hariç tutularak lumpektomi CTV + 0,5-1 mm SM genişlemesidir.
- Lumpektomi PTV Eval: Doz volüm histogramı (DVH) için kullanılır. Lumpektomi PTV'nin 5 mm ciltten çekilmesiyle superiorda göğüs duvarının ön yüzüyle sınırlanan hacimdir.



Şekil 2.6 Supin tedavi pozisyonunda meme, lumpektomi ve riskli organ konturları  
(<https://econtour.org/cases/108>; Erişim Tarihi: 02.01.2024).

GD RT'sinde;

- CTV: Tedavi edilecek alanın boyutuna bağlıdır. Superiorda klavikula sonuna kadar, posteriorda kostalar dışarıda kalacak şekilde kasları kapsayarak, inferiorda karşı meme bitiminin 1-2 cm aşağısına gelecek şekilde ve posteolateralde orta aksiller hatta kadar konturlanır. Tanımlanan sınırlar göğüs duvarı ve bölgesel lenf nodlarını içerir.
- PTV: CTV + 5-7 mm olarak tanımlanır.
- PTV Eval: Aynı şekilde tanımlanır.



Şekil 2.7 Sol göğüs duvarı ve risk altındaki organ konturları  
(<https://econtour.org/cases/75>; Erişim Tarihi: 02.01.2024).

#### 2.4.2 Meme Radyoterapisinde Doz Sınırlamaları

Meme radyoterapisinde tedavi dozu “National Comprehensive Cancer Network (NCCN)” tarafından yayınlanan kılavuzda; 25-28 fraksiyonda 46-50 Gy veya 15-16 fraksiyonda 40-42,5 Gy doz verilirken, tüm meme RT'sinde tümör yatağına 4-8 fraksiyonda 10-16 Gy ek doz verilmesi tavsiye edilir. Meme RT'sinde mastektomi sonrası GD ve MKC sonrası tüm meme hedef hacim olarak tanımlanır. Ayrıca lenf nodu tutulumuna bağlı olarak bölgesel lenfatikler ((Level-I, II, III), SCF, MI) tedaviye dahil edilmektedir.

Karşı ve komşu akciğerler, karşı meme, brakial pleksus, kalp, sol ön inen koroner arter, spinal cord, humerus, özofagus risk altındaki organlardır (OARs) ve bu organların korunması gerekir. Meme RT'sinde PTV'nin %95'i radyasyon dozunun %95'ini almalıdır. CTV dozun %100'ünü almalıdır. Meme RT'sinde kardiyak mortalite riski bakımından 25 Gy doz alan kalp hacminin %10'dan az olması gerektiği tavsiye edilmiştir (Emami, 2013). Meme RT'si alan hastaların radyasyon pnömonisi riskinden dolayı ipsilateral (aynı taraf) akciğerin 20 Gy doz alan hacminin %30-40'in altında ( $V_{20} < \%30 - 40$ ) olması gerektiği belirtilmiştir (Emami, 2013). İpsilateral akciğer için RTOG'un 1005 numaralı raporunda 5 Gy doz alan aynı taraf akciğer hacminin %50'den az olması ( $V_5 < \%50$ ), 10 Gy doz alan hacmin ise %35'den az ( $V_{10} < \%35$ ) olması gerektiği bildirilmiştir (RTOG, 2014). RTOG'un 1005 numaralı raporunda karşı memenin 5 Gy doz alan hacminin %5'ten az ( $V_5 < \%5$ ), maksimum nokta dozunun ( $D_{max}$ ) 310 cGy olması gerektiği bildirilmiştir (RTOG, 2014).

## **2.5 Meme Radyoterapisinde Yöntem ve Teknikler**

RT ile iyonize radyasyon kullanılarak kanser hücrelerinin çoğalmasını önlemek ve bu hücreleri tümüyle yok etmeyi amaçlanırken, sağlıklı dokuları ve organları korumak hedeflenir. RT, radyasyonun hastaya uygulanma şekline göre eksternal ve internal olmak üzere iki farklı şekilde uygulanmaktadır. Eksternal RT'de radyasyon kaynağı, ışınlanacak olan bölgeye uzak konumdadır ve hastaya belirli bir mesafeden uygulanır; internal RT'de yani brakiterapide ise radyoaktif kaynaklar çeşitli araç ve gereçlerle tümörün içine veya yakınına konumlandırılarak uygulanır (Khan, 2014).

Meme kanseri RT'sinde hem eksternal hem de internal RT uygulanmaktadır. Eksternal RT'de 3D CRT, IMRT ve VMAT gibi gelişmiş tedavi teknikleri bulunur. RT'nin planını ve uygulanması kişiye özel olmalıdır. Hedef hacimler ve risk altındaki organları belirlemek, doz dağılımını değerlendirmek için 3 boyutlu CT tabanlı tedavi planlaması kullanılır. Meme, göğüs duvarı ve lenf nodlarına tek enerjili veya karışık enerjilerde radyasyon verilir. Tedavi planı, hedef hacimde homojen doz dağılımını maksimum düzeye çıkarmak, risk altındaki organlara ise minimum doz vermek için optimize edilir.

Kalp, akciğer ve karşı meme gibi bitişik normal dokuyu korumaya yönelik olarak solunum kontrolü (derin nefes alma), yüz üstü pozisyon alma gibi ek teknikler kullanılabilir. Tedavi kurulumunu doğrulamak için görüntüleme tekniklerinden yararlanılır. IGRT, DIBH (Derin Nefes Tutma-Deep Inspiration Breath-Hold) tekniği ile normal dokuların radyasyona maruziyetini azaltmak için kullanılabilir.

- **Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi**

Teknoloji alanındaki gelişmeler ile birlikte radyasyon onkolojisinde üç boyutlu konformal RT (3D CRT) dönemi başlamıştır. CT ve MRG'nin birlikte kullanımı ile üç boyutlu olarak tümör ve hasta anatomisi görüntülenebilmektedir. Bu görüntüleme teknikleri ile radyasyon onkoloğu RT için hedef hacimleri ve hedef hacim çevresindeki riskli organları her bir kesit dahilinde konturlamaktadır (Khan, 2014). RT planı karşılıklı iki tanjansiyel alan ile tümörün yerleşim yerinin derinliğine bağlı olarak çeşitli enerji seviyelerinde yapılmaktadır.

- **Hacimsel Modülasyonlu Ark Terapi (VMAT)**

Günümüzde sıklıkla kullanılmakta olan VMAT lineer hızlandırıcı cihazında gantry'nin hasta etrafında ark yaparak ışınlamasıyla oluşan tedavi tekniğidir. VMAT tekniğinde, RT uygulaması sırasında gantry dönerken zaman doz hızı, ışın şekli ve dönüş hızı gibi üç ana parametre değişir. Yoğunluk ayarlaması tedavi alanlarının alt segmentlere bölünmesiyle yapılır. Gantry dönüşü ve ışınlama aktif haldeyken çok yapraklı kolimatörler (MLC) yeni alanları oluşturmak için dinamik olarak hareket eder. MLC pozisyonları ve radyasyonun şiddeti gibi parametreler modüle edilir ve değişir (ÇİT, 2021). Meme kanseri hastalarının VMAT tekniği ile tedavisinde 3-6 parsiyel ark kullanılabilir. Arkların başlangıç ve bitiş açıları belirlenerek, saat yönünde ve saat yönünün tersi olacak şekilde arkların hem giderken hem de dönerken ışınlama yapması sağlanır. Böylelikle ışınlama süresi kısaltılır. Enerji olarak çoğunlukla 6 MV seçmek yeterlidir. Cilt dozunu artırmak amacıyla 2 cm'lik sanal bolus tanımlanabilir. Kolimatör açısı saat yönünde dönen arkta 20 derece seçilirse saat yönünün tersi yönündeki arkta 280 derece seçilir. VMAT için gerekli tedavi süresinin kısa olması tedavi sırasında solunum kontrol sistemlerinin kullanılmasına olanak sağlar (Göksel, 2020).

## **2.6 Radyoterapide Kullanılan Tedavi ve Görüntüleme Cihazları**

RT tedavinin hastaya uygulanma şekline göre eksternal RT ve internal RT olmak üzere ikiye ayrılır. Eksternal RT’de radyasyon, hastaya uygun cihazlarla belli bir mesafeden uygulanır. Bu uygulamada radyasyon kaynağı hastaya uzak bir mesafededir. İnternal RT’de (brakiterapi) ise radyoaktif kaynak tümör içerisine veya çevresine yerleştirilir.

RT’de kullanılan cihazlar da radyasyonun uygulanma şekline göre değişiklik gösterir. Eksternal RT uygulamasındanda cihazlar çeşitlilik göstermektedir. Günümüzde RT’de radyoaktif kaynak kullanan cihazlar yerine radyoaktif kaynak taşımayan; elektron demeti ve X-ışını kullanan Linac’lar yaygın olarak kullanılmaktadır. Buna ek olarak tedavi sürecinde CT simülasyon cihazlarından yararlanılmaktadır.

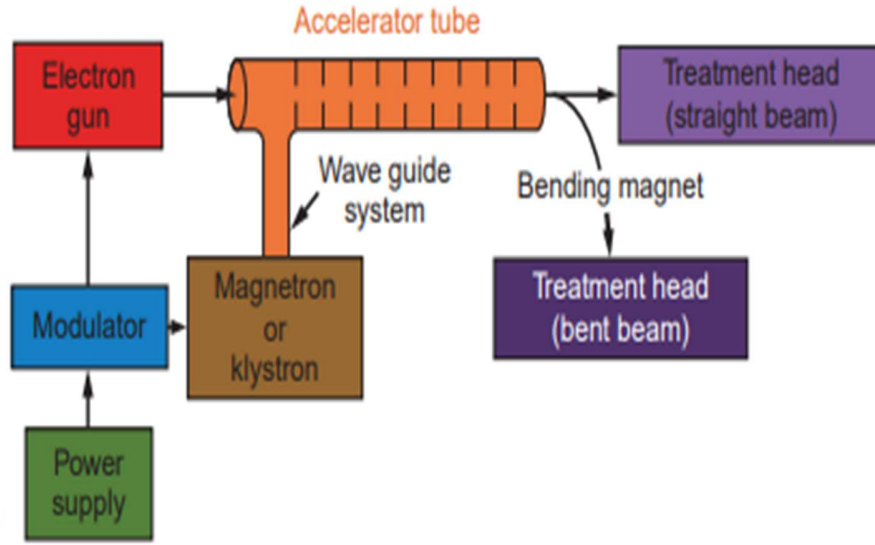
### **Lineer Hızlandırıcı Cihazı**

Lineer hızlandırıcı cihazı nükleer fizik ve yüksek enerji fiziği araştırmalarında kullanılmaktadır. RT’de kullanılan Linac’larda güç kaynağı ile modülatöre doğru akım (DC) sağlanmasıyla yüksek voltaj oluşur. Modülatör elektron tabancasına, Klystron ve Magnetron’a güç sağlar. Elektron tabancasından üretilen elektronların voltaj farkı uygulanarak hızlandırıcı tüpe aktarılması sağlanır. Hızlandırıcı tüp yüksek vakumla boşaltılmış, bakır kaplı disklerden ve kavitelerden oluşur.

Hızlandırıcı tüpe yaklaşık 50 keV’lik enerji ile enjekte edilen elektronları hızlandırmak için Magnetron veya Klystron dalga üretici mekanizmaları aracılığı ile yüksek frekans aralığında radyo frekans (RF) mikrodalgaları gönderilir. Elektronlar RF dalgaların elektromanyetik alanı ile etkileşerek enerji kazanırlar ve hızlanırlar.

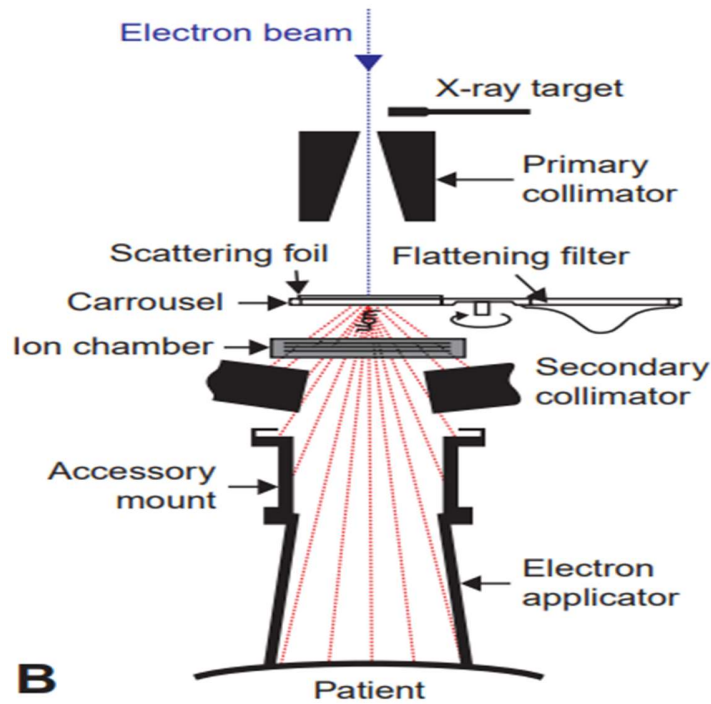
RT için linaclarda dar bir enerji spektrumu, homojenite ve simetri parametreleri önemlidir. Hızlandırıcı tüpten çıkan demet bu özelliklere sahip değildir. Elektronların bu özelliklere sahip olması için bobinler ve saptırıcı magnetler kullanılır. Hızlandırıcı tüpten çıkan yüksek hıza sahip elektronların lens bobinden geçmesiyle manyetik alan etkisiyle istenmeyen düşük enerjiye sahip elektronlar demetten uzaklaşır. Yönlendirici bobin ile demet saptırıcı magnetle yönlendirilir. Saptırıcı magnette giren elektronlar yörüngesel bir hareket izlerler ve 270° tur attıktan sonra kolimatör eksenin doğru hareket eder.





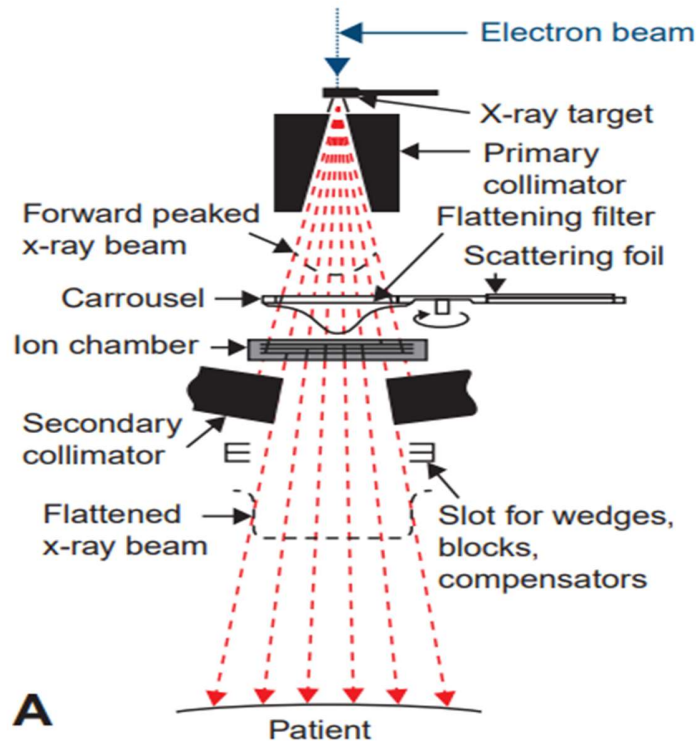
Şekil 2.8 RT’de kullanılan linac şeması

Yüzeyel tümörlerin tedavisinde elektron dmeti kullanılır. Sapırcı magnetten çıkan elektronlar kolimatör eksenine doğru hareket eder vdüzleştirici filtre ile homojen hale getirilir ve hastaya ulaşır.



Şekil 2.9 Elektron tedavisi modu

Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde ise x-ışınları kullanılır. Saptırıcı magnetten çıkan elektronların metal yüzeye sahip yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılmasıyla x-ışını üretilir. İvmeli hareket eden yüklü parçacıklar hedef atomun çekirdeği ile etkileşme sonucu yön değiştirir ışıma yaparlar ve bremstrahlung x-ışınları oluşur. Bremstrahlung x-ışınları yapay x-ışınlarıdır ve karakteristik x-ışınlarından farklı olarak sürekli bir enerji spektrumuna sahiptir. Üretilen x-ışınları kolimatör eksenine doğru ilerler. Birincil kolimatörden geçen x-ışınlarının demet sınırları ayarlanır. Alan boyunca x-ışınlarının homojen olması için düzleştirici filtre kullanılır. Düzleştirici filtreden geçen x-ışınları iyon odaları ile denetlenir. Kurşun ya da tungsten çenelerden oluşan hareketli çift çeneler ise x-ışınlarının istenilen tedavi boyutlarını oluşturur. Bu yapılar gantry denilen kısımda bulunur. X-ışını son olarak tedavide alanlar oluşturmak için birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen MLC'lerden geçer ve gantry den çıkar, hastaya iletilir (Khan 2014).



Şekil 2.10 X-ışını tedavisi modu

### **Bilgisayarlı Tomografi (CT)**

Vücuttan ince kesitler halinde alınan görüntülerin birleştirilmesi esasına dayanır. CT yelpaze ışınli (fan beam) ve konik ışınli (cone beam) olmak üzere geometrik yapısı açısından farklılık gösterir. CBCT (cone beam computer tomography) özellikle tanısal görüntülemede ve RT’de pozisyon doğrulamada öne çıkmaktadır.

CT’de iyonize radyasyon dokunun içinden geçerek görüntüler elde edilir. Doku içinden geçen ışının farklı yoğunluktaki dokularda tutulumuna bağılı olarak görüntülerde beyazdan siyaha doğru çeşitli tonlar gözlenir. Bu farklılığı X ışını geçişini tüm yapılar için belirlenmiş olan atenüasyon katsayısı belirler. Sistem atenüasyon değeri en yüksek piksellerde beyaz renk görülür. Azalan atenüasyon değeri giderek daha koyu gri tonlarda renklenir, en düşük değeri ise siyah renk görülür. Hounsfield Unit (HU) numaraları diye adlandırılan CT numaraları -1000 ile +1000 arasında değerlendirilir. HU numaralarında -1000 havayı, +1000 en yoğun olan kemik dokuyu ifade eder. HU numaraları gri skaladaki seviyelerine göre belirlenerek monitöre görüntü olarak aktarılır. X-ışını ile görüntü çekimi tamamlandıktan sonra veriler bilgisayar tarafından toplanarak kesitsel görüntüler birleştirilir ve hacimsel bir görüntü elde edilir (Khan, 2014).



**Şekil 2.11** CT simülasyon cihazı (Discovery RT GE HealthCare (India); Erişim Tarihi: 05.01.2024).

## **2.7 Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi**

RT, tümörü yüksek dozlarda radyasyona maruz bırakırken etrafındaki normal dokuları tolerans dozlarının altında tutmayı hedefleyen lokal bir tedavidir. Teknolojik gelişmelere paralel olarak RT alanında da gelişmeler meydana gelmektedir. Tedavinin daha doğru ve kesin bir şekilde uygulanabilmesi için görüntüleme teknolojilerinden faydalanılmaktadır. RT alan hastaların tedavi masasında doğru bir şekilde konumlandırılması tedavinin etkinliği ve doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir.

Üç boyutlu konformal RT (3D CRT), yoğunluk ayarlı RT (IMRT) ve hacim modülasyonlu ark terapi (VMAT) gelişmiş RT teknikleri olarak kullanılmaktadır. Bu tekniklerle hedef hacme reçete edilen doz iletimi gerçekleşirken çevresindeki normal dokularda doz düşüşü sağlanması hedeflenir. Hasta pozisyonundaki konumlandırma hataları ve fraksiyonlar arası hareketlerden kaynaklanan hatalar, tedavi tekniklerinin uygulanmasını önemli ölçüde etkiler (Zang ve ark., 2017).

IGRT, RT'nin hastaya etkili ve doğru bir şekilde uygulanması için gereklidir. Görüntüleme teknolojilerinden tedavinin her aşamasında yararlanılmaktadır. RT sürecinde hedef doku ve kritik organların konumlarında ve büyüklüklerinde zaman içinde değişim gözlenir. Bu değişimler tümörün küçülmesi, solunum, bağırsak ve yutma hareketi olabilir. IGRT ile hastanın simülasyon sırasında alınan CT görüntüsü ile tedavi öncesinde alınan görüntüleri karşılaştırılarak, uygulanan tedavinin doğruluğunu, organ hareketlerini ve set-up belirsizlikleri göz önünde bulundurulur (IAEA, 2019).

### **2.7.1 IGRT'de Kullanılan Görüntüleme Sistemleri**

RT'de görüntüleme planlama, konumlandırma, doğrulama, değerlendirme ve tedaviyi yeniden planlama amacıyla yapılır. Tedavi sürecindeki belirsizlikler öncelikle geometrik niteliktedir. Görüntülemenin amacı hem tedavi planlamasında hem de tedavi sırasında doğru bir şekilde hedef dokunun ve kritik organların belirlenmesidir. IGRT'de kullanılan bazı sistemlerde MV 2D ve 3D görüntüler yüksek linac enerjisi ile; bazı sistemlerde ise RT tedavi cihazına sonradan eklenen düşük enerjili X-ışını tüpü ve panel dedektör ile kV 2D ve 3D görüntü alınabilmektedir. Görüntüleme sistemleri kendi aralarında fan beam ve cone beam olarak da ikiye ayrılmaktadır.

CT ve Tomoterapi gibi fan beam ile 2D ve 3D görüntüleme sistemine sahip cihazlarda görüntü alınırken masa longitudinalde hareket eder. Linaclarda ise cone beam ile 2D ve 3D görüntü alınırken Gantry tedavi masası etrafında döner ve görüntü alınır. RT’de tedavi planlama CT, PET/CT, MRG ve CT simülatörlerden alınan görüntüler ile yapılır. Tedavi sürecinde ise hasta konumlandırma ve doğrulama tedavi odasında bulunan cihazlarla alınır.

#### **A. MV Portal ve kV Radyografik Görüntüleme Sistemleri**

Modern hızlandırıcılar iki tip görüntüleme sistemiyle donatılmıştır. Bunlar;

- Linac cihazının gantry’sinin tam karşısına yerleştirilmiş düz panel dedektörden oluşan MV X-ışını görüntüleme sistemi
- Sisteme eklenen X-ışını tüpü ve karşısına yerleştirilmiş düz panel görüntüleme dedektöründen oluşan kV X-ışını görüntüleme sisteminden oluşur.

Kilovoltaj (kV) görüntülerinin kontrastı megavoltaj (MV) görüntülerin kontrastından daha iyi olmasına rağmen her iki sistem de yumuşak doku görüntülemesinde yeterli değildir. Ancak kV görüntüleme sistemi PTV’nin kemik yapıyla ve radyo opak işaretleyicilerle olan ilişkisini belirlemede oldukça kullanışlıdır. Buna ek olarak kV görüntüleyiciler, hem floroskopik hem de radyografik modda kullanılabilir ve solunumla birlikte işaretleyicilerin hareketini takip ederek her tedavi öncesi hasta set-up’ını kontrol etme imkânı sağlar. MV görüntüleyici ile her tedavi öncesi portal doğrulamanın yanında tedavi sırasında çevrimiçi hedef pozisyon izlemesi yapılabilir (Khan, 2014; IAEA , 2016).

#### **B. Kilovoltaj Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi**

Kesitsel görüntülemeye yönelik kV görüntüleme sisteminde bir X-ışını tüpünün ve geniş alanlı bir düz panel dedektörün sisteme entegre edilir. IGRT doğrulaması için en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemi kV-CBCT sistemidir.

Görüntü, X-ışını tüpü ve karşısına konumlandırılan düz panel dedektörler aracılığıyla elde edilir. Gantry’nin tedavi masası etrafında dönmesiyle pek çok yönde alınan kesitsel görüntüler “filtered back-projection” algoritması ile yeniden yapılandırılarak üç boyutlu hacimsel görüntüler elde edilir (Feldkamp, 1984; IAEA, 2019).

XVI (X-ray volumetrik imaging) sisteminde kV-CBCT görüntüleme tekniğinde X-ışını demeti konik biçimde açılarak detektöre ulaşır. Görüntüler Gantry'nin tedavi masası etrafı dönüşü sırasında toplanır ve hacimsel görüntüler oluşturulur. Düşük enerjili 120 kV'luk X-ışınları kullanılarak elde edilen görüntülerdir. Çekim süresinin uzun olması tedavi süresini uzatması açısından dezavantajdır. Görüntüleme tanısal görüntüleme için yeterli olmasa da bazı anatomik bölgelerin belirlenmesi kemik ve yumuşak doku görüntülemesi için yeterli görüntü kalitesine sahiptir.

Konik huzmeli görüntü oluşturma algoritması Feldkamp ve ark., tarafından ilk defa 1984 yılında geliştirilmiştir. Bu algoritma ile görüntü oluşturmak için X-ışını şiddetine bağlı profillerin logaritması alınarak 2 boyutta projeksiyon görüntüsü elde edilir. Atenüasyon profilleri rotasyon boyunca toplanır ve görüntüler yapılandırılır (Feldkamp ve ark., 1984). a-Si panele ulaşan X-ışınlarının metal tabakaya çarpması sonucu yüksek enerjili elektronlar oluşur. Bu elektronlar ve soğrulmamış birincil X-ışınları fosfor ekran tarafından soğurulur ve görünür ışık fotonları yayılır. Fosfor ekrana gelen X-ışınlarını algılayan panel bulunmaktadır. Bu panel hem görüntüleme sinyallerini toplar. kV-CBCT'de düşük enerjili X-ışınları kullanıldığı için görüntüler GTV'nin konumunu doğrulayacak kadar iyi yumuşak doku çözünürlüğüne sahiptir. Böylelikle tümördeki değişimin takibi ile gerektiğinde adaptif RT yapılabilir.

### **C. Megavoltaj Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi**

MV-CBCT'de amorf silikon panel detektöre sahip EPID kullanılır. MV-CBCT görüntüleri, tedavide kullanılan MV X-ışını kaynağının ve dedektörün tedavi masası etrafında dönmesiyle elde edilen üç boyutlu hacimsel görüntüleri “filtered back-projection” algoritması ile yeniden yapılandırılır.

MV-CBCT'nin kV-CBCT'ye göre avantajları;

- Yüksek atom numarasına sahip cerrahi klipsler, implantlar ve diş dolgusu gibi maddelerden kaynaklanan saçılmalar daha az olmaktadır
- Tedavi ışın demetinin doz dağılımının bilinmesi, görüntüleme dozlarının daha doğru hesaplanmasına olanak tanır.
- EPID ile donatılmış lineer hızlandırıcı ile MV-CBCT görüntüleri elde edilir, buna ek olarak yapısal bir değişiklik gerektirmez.

MV-CBCT'nin kV-CBCT'ye göre dezavantajları;

- kV-CBCT görüntüleri daha iyi kontrast ve yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- kV-CBCT ile çok daha düşük dozlarda görüntü elde edilir.
- kV-CBCT görüntüleri ile hasta set-up doğrulamasında kullanılan referans görüntüler ile uyumludur (Khan, 2014).

#### **D. Ultrason**

Ultrason, abdomen, pelvis ve memede bulunan yumuşak doku ve tümörlerin yerini belirlemek amacıyla kullanılan gerçek zamanlı görüntüleme tekniğidir. IGRT'de ultrason kullanımının en temel problemi görüntü kalitesinin düşük olmasıdır. Diğer bir problem ise elde edilen görüntülerin yorumlarının kullanıcılar arasında farklılık göstermesidir (Dobler, 2006).

#### **E. Solunum Hareketinin Yönetimi**

Solunum hareketi göğüs, karın ve pelvis bölgesindeki tüm tümörleri etkiler. Akciğer, karaciğer, özofagus, meme, böbrek, prostat ve komşuluğundaki diğer bölge tümörleri solunum sebebiyle hareket eder. Tümörün solunumla yer değiştirmesi en yaygın ve belirgin olarak akciğer kanserlerinde görülür. Ayrıca akciğer tümörlerinin hareketi tümör boyutundan, konumundan ve akciğerlerin fonksiyonundan bağımsızdır (Stewens CW, 2001). Bu nedenle RT'de hedef hareketini yönetmek için hastaya özel gerçek zamanlı tümör izleme ve takip işlemi gerekmektedir (Khan, 2014). AAPM'in TG-76 numaralı raporunda radyasyon onkolojisinde solunum hareketi yönetimi ile ilgili tavsiyeler sunulmuştur.

Bu raporda;

- Tümör hareket aralığı her yönden 5 mm'den daha büyük olduğunda ve solunum yönetimi ile normal dokularda korunma sağlanabiliyorsa solunum yönetim sistemlerinin kullanılması,
- Hareket ölçme yönetim sistemi bulunuyorsa akciğer kanseri RT'sinde üç boyutlu olarak tümör hareketinin değerlendirilmesi,
- Hareket aralığı her bir yönden 5 mm'den daha küçükse solunum yönetim sistemini kullanmaya ekstra çaba sarf edilmemesi gerektiği,

- Hastaya özgü yapılan ölçümlerin PTV marjlarının belirlenmesinde kullanılmasını ve solunum yönetimi yoksa PTV marjı belirlerken tüm yönlerdeki hareketlerin göz önünde bulundurulmasını,
- Solunum yönetim sistemini kullanmaya karar verirken hastanın bu sistemle tedaviye alınmasının uygunluğu değerlendirilmesi,
- İlgili personelin iyi eğitim almış olması gerektiğine değinilmiştir (Keall ve ark., 2006).

#### **F. 4DCT (Dört Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi)**

4DCT hastanın CT'den elde edilen görüntülerine solunum fazlarının ilave edilme sürecidir. 4D görüntüler her solunum fazında elde edilen görüntüler ile yapılandırılır. CT taraması süresince abdominal yüzey, iç anatomi ya da nefes alıp verme sürecinde ölçülen hava hacim hareketi sinyallerinin kullanılmasıyla solunum sinyalleri oluşur. Solunum döngüsü genellikle on solunum fazına bölünür. Her fazda çoklu CT hacimleri alınır. 4DCT 1500 kadar CT kesitinden oluşan çok büyük bir veri setini içerir. 4DCT görüntülerinin elde edilmesi için tümör ile eş zamanlı olarak hareket eden bir yüzeyin aşağı ve yukarı hareketiyle alınan referans sinyalleri kullanılır. Bu sistemde IR kamera hasta yüzeyine yerleştirilen IR yansıtıcı küpü izler. RPM sistemi CT ve PET-CT yoluyla 4DCT görüntülere ulaşmak amacıyla arabirim olarak kullanılır. Sonuç olarak elde edilen 4DCT görüntüleri tedavi planı oluşturmak için kullanılır.

4DCT verileri prospektif ve retrospektif olarak iki şekilde elde edilir. Prospektif izleme ile görüntüler sadece nefes döngüsünde bir faz (nefes alma ve nefes verme sonunda) kullanılarak, retrospektif izlemede ise görüntüler nefes döngüsünde tüm solunum fazları kullanılarak görüntüler elde edilir (Khan, 2014).

#### **G. Gerçek Zamanlı Tümör Takip Sistemleri**

Bu sistemlerde amaç solunum hareketini algılayarak tümörün değişen konumunu takip etmek ve radyasyon ışın demetini dinamik olarak yeniden şekillendirmektir (Khan, 2014).



## **H. Floroskopi Tabanlı Tümör Takip Sistemleri**

Tümör izleme sistemlerinin çoğunluğu tümör içine yerleştirilen işaretleyicileri algılayabilmek için floroskopi kullanır. Işınlama süresince görüntülenen işaretleyiciler önceden belirlenen takip penceresinden çıktığında ışınlama kesilir ve pencere içine tekrar girdiğinde ışınlamaya devam eder. Bu sistemlerden bazıları gantry'ye monte edilirken ve bazıları ise tedavi odasına yerleştirilmiştir (Khan, 2014).

### **2.7.2 IGRT Protokolleri**

IGRT protokolleri çevrimdışı ve çevrimiçi olmak üzere iki kategoriye ayrılır. Çevrimdışı incelemede önceki fraksiyonlardaki sapmalar dikkate alınır ve analiz edilir. Böylelikle sonraki fraksiyonlarda hasta kurulumuna yardım eder. Çevrimdışı protokoller doz dağılımında sapmaya neden olan sistematik hataların düzeltilmesi için gereklidir. Çevrimdışı protokollerin ideal olanı random hataların sistematik hatalara oranla daha küçük olması durumudur. Çevrimiçi protokollerde gerekli kaydırmaların düzeltilmesi tedavi başlamadan önce görüntü alınarak yapılır. Rastgele hatalar sadece çevrimiçi IGRT protokolüyle düzeltilebilir (IAEA, 2019).

- **Çevrimiçi IGRT**

Planlama görüntüleri ile tedavi öncesinden elde edilen görüntüler karşılaştırılarak set-up doğruluğu analiz edilip gerekli düzeltmeler yapılır ve hasta tedaviye alınır. Hasta hareketinden kaynaklanan belirsizlikleri azaltmak adına görüntülerin analiz edilme süresi mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır (IAEA, 2019).

- **Çevrimiçi Gerçek Zamanlı IGRT**

Tedavi sırasında tümör takibi yapılır. Müdahale anında yapılır.

- **Çevrimdışı IGRT**

Tedavi uygulandıktan bir süre sonra hastanın tedavi başlamadan önce elde edilen görüntüsü ile planlama görüntülerinin karşılaştırılması sonucu set-up doğruluğunun analiz edilmesi işlemidir. Offline IGRT'de SAL ve NAL teknikleri uygulanarak görüntüler değerlendirilir ve gerekli düzeltmeler yapılır (IAEA, 2019).

## 2.8 Radyoterapide Pozisyon Doğrulama

Radyoterapide belirsizlikler hasta ve cihazlardan kaynaklanır. Fizyolojik hareketler sonucu hedef hacimlerin ve normal dokuların konumundaki farklılıklardan, hasta pozisyonunun tekrar edilememesi gibi insan hatasından, kullanılan araç ve gereçlerdeki belirsizliklerden kaynaklanır. Bu belirsizlikler tümör kontrolü ve normal doku komplikasyonlarını etkilemektedir. Bir diğer belirsizlik cihazlardan, doz hesaplama algoritmalarından kaynaklanan fiziksel süreçlerle ilgilidir (Urie, 1991).

Radyoterapi doğrulaması tümörün planlandığı gibi tedavi edilmesini sağlayan bir süreçtir. Doğru yere doğru radyasyon dozunun verilmesi geometrik ve dozimetrik doğrulama ile sağlanmalıdır. Geometrik doğrulamada amaç tedavi planında belirlenen PTV marjının RT sırasında belirlenen sınırlar içinde tutulmasını sağlamaktır. Tedavi sürecinin bileşenlerinden biri olan geometrik doğrulamanın başarılı olması için hasta pozisyonlandırmasının tekrarlanabilir ve doğru olması gerekir.

Referans noktaların ve alan sınırlarının doğrudan hastanın cildinde veya immobilizasyon cihazında doğru bir şekilde işaretlenmesi oldukça önemlidir. Hem cilt hem de mobilizasyon cihazındaki işaretlemeler net olmalı ve çok kalın olmamalıdır. İşaretlemeler tedavi masasının yüksekliği ve lazerlerin hizalanmasıyla anterior posterior yönde set-up doğruluğunu önemli ölçüde artırır. Bu nedenle simülasyon sırasında hastanın cilt yüzeyine konulan işaretleyici bilyeler ile CT çekimi yapılır. Uygun koordinatlar cilt yüzeyine çizilen işaretlemeler yardımıyla belirlenir. Ancak cilt yüzeyine çizilen izler zamanla silinip kaybolabilir. Dolayısıyla konumlandırma deri altına enjekte edilen mürekkep ile hastanın orta hattına ve her iki yanına uygulanan işaretlemeler ile yapılır.

Tedavi planlama sistemine aktarılan CT görüntüleri üzerinden tedavi planı kurgulanır. Hasta tedavi öncesinde simülasyon sırasında uygulanan işaretlerine göre tedavi masasında konumlandırılır. Daha sonra hastanın onaylanan tedavi planındaki izomerkezin kartezyen koordinatlarına göre tedavi cihazının masası kaydırılır. Görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastanın konumu referans görüntüler ile doğrulanır.

### **Tedavi Öncesi Pozisyon Doğrulama**

Hastanın tedaviye başlamadan önce alınan görüntüleri ile planlama görüntülerinin karşılaştırıldığı süreçtir.

#### **a. Fraksiyonlar Arası Tedavi Doğrulama**

Farklı fraksiyonlar arasındaki doğruluğu karşılaştıran tedavi doğrulamasıdır. Hastanın tedavi planlamasından önce çekilen CT görüntüsü ile tedaviden hemen önce çekilen CBCT görüntüsü geometrik olarak ortak bir koordinat sisteminde kaydedilmesi gerekir.

#### **b. Fraksiyon İçi Tedavi Doğrulama**

Set-up doğruluğunu tek bir fraksiyon boyunca karşılaştırır. Fraksiyon içi hareket etkisi;

- Hasta hareketinin belirlenen tolerans değerlerinin dışına çıkması durumunda tedavinin durdurulması,
- Tedavi sırasında tümör takibinin yapılması ile azaltılabilir.

### **2.9 Set-up Hatalarının Hesaplanması**

Set-up hatası hasta pozisyonunun ve anatomik yapısının tedavi öncesinde alınan görüntüsü ile planlama görüntüsü arasındaki sapma olarak tanımlanır ve izomerkez pozisyonundaki kayma belirlenerek hesaplanır. Set-up hataları brüt, sistematik ve random olmak üzere üçe ayrılır.

#### **Brüt Hata**

Brüt hata, CTV'nin yetersiz doz alması ya da kritik organların fazla doz alması gibi hatalardır. PTV marj hesabı yapılırken brüt hatalar dahil edilmez. Tedavi uygulanmadan önce brüt hataların düzeltilmesi gerekir. Brüt hata nedenleri arasında; anatomik bölge veya hasta yanlışlığı, alan şeklinde ve büyüklüğünde yapılan yanlışlıklar, izomerkez yanlışlıkları sayılabilir.

#### **Sistematik Hata**

Sistematik hata ( $\Sigma$ ) fraksiyone tedavi boyunca planlanan hasta pozisyonu ile ortalama pozisyon arasındaki sapmadır. RT'de geometrik belirsizlikler göz önüne alındığında sistematik hata bireysel ve popülasyon olarak iki şekilde incelenir.

### Ortalama Bireysel Sistemik Hata

Ortalama bireysel sistemik hata ( $m_{bireysel}$ ), tedavi boyunca olan set-up hatalarının ( $\Delta$ ) ortalamasıdır. Ortalama sistemik hata; aşağıda Eş. 2.3'te belirtilen formül ile hesaplanır.

$$m_{bireysel} = \frac{\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 + \dots + \Delta_n}{n} \quad n: \text{Görüntü Sayısı} \quad (2.3)$$

### Ortalama Popülasyon Sistemik Hata

Ortalama popülasyon sistemik hatası ( $M_{populasyon}$ ), analiz edilen hasta grubunun bireysel sistemik hatalarının ( $m_p$ ) ortalamasıdır.

Tedavi tekniğinin etkinliğini gösteren bir parametredir. Ortalama Popülasyon sistemik hatası aşağıda Eş. 2.4'te belirtilen formül ile hesaplanır.

$$M_{populasyon} = \frac{m_p + m_p + m_p + \dots + m_p}{p} \quad p: \text{Popülasyondaki kişi sayısı} \quad (2.4)$$

### Popülasyon Sistemik Hatası

Benzer hastaların tüm fraksiyonlar boyunca kaydedilen izomerkez düzeltme değerlerinin ortalamalarının standart sapması alınarak hesaplanır. Popülasyon sistemik hatası ( $\Sigma$ ), ortalama bireysel sistemik hataların standart sapmasıdır. Popülasyon sistemik hatası aşağıda Eş. 2.5'te belirtilen formülle hesaplanır.

$$\Sigma^2 = \frac{(m_1 - M_{pop})^2 + (m_2 - M_{pop})^2 + (m_3 - M_{pop})^2 + \dots + (m_p - M_{pop})^2}{p-1} \quad (2.5)$$

### Random Hata

Random hata ( $\sigma$ ) bir tedavi süreci sırasında farklı fraksiyonlar arasındaki sapmalardır. Random hatalar diğer bir ifadeyle rastgele hatalar tedavi boyunca büyüklüğü ve yönü değişen günlük set-up farklılıklarından kaynaklanan hatalardır. Random hatalar farklı fraksiyonlarda farklı yönlerde etki ettiklerinden dolayı doz heterojenitesine neden olur. RT'deki geometrik belirsizlikler göz önüne tutulduğunda random hatalar bireysel ve popülasyon olarak iki grupta incelenir. Tedavi boyunca yapılan düzeltme değerlerinin standart sapmalarının karekök içinde karelerinin toplamının ortalaması alınarak hesaplanır.

|       | patient 1 | Patient 2 | patient 3 | Patient 4 |
|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Day 1 | 2         | 4         | 1         | 3         |
| Day 2 | 1         | -2        | -1        | -3        |
| day 3 | 1         | 2         | 2         | -2        |
| day 4 | 1         | 0         | 2         | 1         |
| Mean  | 1.25      | 1         | 1         | -0.25     |
| SD    | 0.50      | 2.58      | 1.41      | 2.75      |

Mean = M = 0.75  
 SD =  $\Sigma$  = 0.68  
 RMS =  $\sigma$  = 2.03

Şekil 2.12 Van Herk'in sistematik ve random hataları şematik gösterimi (Herk, 2004).

Şekil 2.11'de belirtilen RMS (Root Mean Square – Karekök Ortalama) değeri Eş. 2.10'da belirtilen formülle hesaplanır. Bu denklem hasta başına görüntü sayısının aynı olduğunu veya olası farklılıkların nihai sonuç üzerinde minimum etkiye sahip olacağını varsayar.

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{SD_i^2}{n}} \quad (2.10)$$

### Bireysel Random Hata

Bireysel random hata ( $\sigma_{bireysel}$ ) tedavi boyunca ölçülen hataların standart sapmasıdır. Bireysel random hatalar aşağıda Eş.2.6'da belirtilen formülle hesaplanır.

$$\sigma_{bireysel}^2 = \frac{(\Delta_1 - m)^2 + (\Delta_2 - m)^2 + (\Delta_3 - m)^2 + \dots + (\Delta_n - m)^2}{n-1} \quad (2.6)$$

### Popülasyon Random Hatası

Bireysel random hataların ortalaması popülasyon random hatasını verir. Popülasyon random hatası aşağıda Eş. 2.7'de belirtilen formülle hesaplanır.

$$\sigma_{setup} = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \dots + \sigma_p}{p} \quad (2.7)$$

## 2.10 PTV Marjlarının Farklı Metotlarla Hesaplanması

### Amsterdam Protokolü

Marcel van Herk tarafından geliştirilen marj hesaplama formülünde PTV marjı hesaplanmıştır. Hesaplama yöntemi hastaların %90'ının CTV'nin reçete edilen dozun minimum %95'ini alması prensibine dayanmaktadır (Herk, 2004). Hesaplama formülü Eş.2.11'de belirtildiği gibidir.

$$m_{PTV} = 2,5\Sigma + 0,7\sigma \quad (2.11)$$

### Rotterdam Protokolü

Stroom tarafından geliştirilen marj hesaplama formülünde PTV marjı hesaplanmıştır. Hesaplama yöntemi CTV'nin %90'ının reçete edilen dozun %95'ini alması prensibine dayanmaktadır (Stroom JC, 1999). Hesaplama formülü Eş. 2.12'de belirtildiği gibidir.

$$m_{PTV} = 2\Sigma + 0,7\sigma \quad (2.12)$$

## 2.11 Euler Dönüşüm Matrisi ile Rotasyonel Düzeltmelerin Hesaplanması

Euler dönüşüm matrisi kullanılarak hedef bir noktanın  $(x_0, y_0, z_0)$  izomerkez  $(x, y, z)$  etrafında  $\alpha$  (PITCH),  $\beta$  (ROLL) ve  $\gamma$  (YAW) açıları ile döndürülmesiyle rotasyonel konumunu belirlemek için kullanılabilir. Eş. 2.13 belirtilen formülle hesaplanır. Bu matris dönüşümü ile kutupsal koordinat sisteminden kartezyen koordinat sistemine geçiş sağlanır (Nakano ve ark., 2021).

$$\begin{bmatrix} T_X \\ T_Y \\ T_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1 Hasta Seçimi

Çalışmamızda Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında RT uygulanmış meme kanseri tanılı 10 hasta seçildi. Hasta seçimi yapılırken en az haftada bir çekilmiş CBCT görüntüsüne sahip olma ve VMAT tekniği ile tedavi edilme şartı gözetildi. Hastaların tamamı tedaviye aktif solunum kontrol (Air Breath Control-ABC) olmadan alındı. Hastaların pozisyon doğrulaması için tedavi planlama sisteminden gelen simülasyon CT referans görüntüleri ve tedaviye girmeden önce XVI sistemi ile elde edilen 88 CBCT görüntüsü kullanıldı.

#### 3.2 Gereç

Bu tez çalışması Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında retrospektif olarak yapılmıştır. Aşağıda belirtilen araç ve gereçler araştırmamızda kullanılmıştır;

- General Electric (GE) Discovery RT model CT cihazı
- Elekta marka Monaco model tedavi planlama sistemi
- Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazı
  - XVI görüntüleme sistemi
  - HexaPOD masa sistemi
- Meme kanseri tanılı 10 hastanın CT ve kV-CBCT görüntü setleri

##### 3.2.1 General Electric (GE) Discovery RT Model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tedavi planlamasından önce hastalar CT simülasyon cihazında görüntü çekimine alınmıştır. Cihazın gantry genişliği 80 cm ve karbon fiber masa uzunluğu 170'dir. Max FOV özelliği ile alan içindeki tüm noktaların görüntülenmesi sağlanır. MicroVoxel teknolojisi ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntülerde yeniden yapılandırma yapılabilir. Cihazın MAR özelliği sayesinde dış dolguları ve implantlar gibi vücuttaki metallerin yarattığı artefaktlar en aza indirgenir. Böylelikle konturlama ve planlama için daha doğru ve net bir görüntü oluşturulur. Hasta tedaviye hangi pozisyonda ve hangi sabitleme araç ve gereçleriyle alınacak ise simülasyonda da görüntü çekimi bu araç ve gereçler ile yapılır.

Meme kanseri hastalarında sabitleme araç ve gereçlerinden Şekil 3.1’de gösterildiği gibi meme eğik düzlemi kullanılmaktadır. Meme eğik düzlemi RT’de hastanın sabitlenmesi, set-up kolaylığı sağlaması, hastaya tekrarlanabilir pozisyon verilmesi ve eğik düzleme verilen açı ile göğüs duvarının düz hale gelip akciğer koruması sağlanması gibi nedenlerle kullanılmaktadır. Kalça desteği ile hastanın eğik düzlemde kayması önlenir. Hastanın kolları yukarı yönde kaldırılır ve baş tedavi yönünün tersi yöne çevrilir. Hedef ve kritik organların konturlanıp tedavi planının yapılması için CT simülasyon cihazından tedavi planlama sistemine görüntü aktarımı yapılır.



**Şekil 13.1** Radon marka karbon fiber meme eğik düzlemi  
([http://www.radonmedical.com.tr/index.php?route=product/product&product\\_id=83](http://www.radonmedical.com.tr/index.php?route=product/product&product_id=83); Erişim tarihi: 01.03.2024)

### 3.2.2 Elekta Marka Monaco Model Tedavi Planlama Sistemi

Monaco TPS, IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinde iki ayrı demet modeli ve iki ayrı doz hesaplama algoritması kullanılmaktadır. PB (Pencil Beam – Kalem Demet) hesaplama algoritması, plan optimizasyon sürecinin ilk aşamasında kullanılır. MC (Monaco) hesaplama algoritması ise optimizasyonun ikinci aşamasında kullanılır.

### 3.2.3 Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Çalışmamızda Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalında bulunan Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazında (Şekil 3.1) tedavi görmüş hastalar kullanılmıştır.



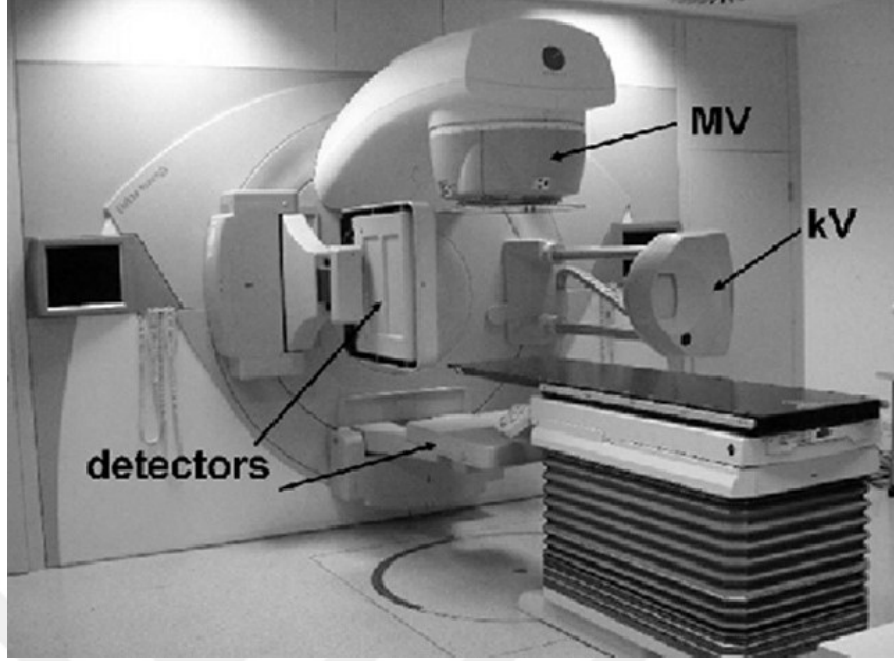
Cihaz 4, 6 ve 18 MV enerji düzeyinde x-ışınları ve bunlara ek olarak 6, 8, 10, 12, 15 ve 18 MeV enerji düzeylerinde elektron ışınları sağlamaktadır. Cihazın kaynak yüzey mesafesi 100 cm (SSD=100 cm) ve en küçük alan boyutu  $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ , en büyük alan boyutu  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. Hastalardan iViewGT cihazı ile 2D ve XVI cihazı 3D görüntüleri alınabilmektedir. Synergy model cihaz ile IGRT yapılabilir. Synergy model cihaz ile IGRT yapılabilir.

### 3.2.4 XVI Görüntüleme Sistemi

Radyoterapide görüntü elde etmek için enerjiye bağlı olarak CBCT tabanlı MV-CBCT ve kV-CBCT olmak üzere iki sistem kullanılır (Pouliot ve ark., 2004). Linac'lara monte edilen XVI görüntüleme sistemlerinde kV seviyesinde X-ışını tüpü ve amorf-silikon (a-Si) fotodiyot panel dedektör Gantry'ye dik olacak şekilde her iki tarafına konumlandırılmıştır. Aynı zamanda Lineer hızlandırıcının Gantry'sinin tam karşısına yerleştirilmiş ikinci a-Si panel dedektör ve tedavide kullanılan MV seviyesinde X-ışını (Electronic Portal Device, EPID) kullanılarak portal görüntü alınabilmektedir (Khan, 2014).

Bu tez çalışmasında Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazına eklenmiş olan XVI sistemi kullanılmıştır. Cihaz; kV jeneratör, güç ve kontrol üniteleri, kV X-ışını kaynağı, kV algılayıcı kol, amorf silikon panel ve kumandadan oluşur. Görüntüler Linac odasında bulunan XVI bilgisayarında toplanır. kV-CBCT çekimi sırasında istenilen radyasyon alanını (FOV-Field Of View) oluşturmak için kasetler bulunur. Bu kasetler film ve kolimasyon kasetleridir. Bu kasetler X-ışını kaynağının önüne yerleştirilir. 3 farklı FOV sağlayacak kolimasyon kaseti bulunur ve çekim esnasında görüntüsü alınacak alana göre bu FOV seçilir. Bunlar; küçük S (small), orta M (medium), büyük L (large) olarak adlandırılır. Meme kanseri RT'si kV-CBCT görüntüleme protokolünde F0 filtre ve S20 kolimatör kaseti kullanılır

Referans CT görüntülerini CBCT görüntüleri ile eşleştirmek için XVI sisteminde manuel, kemik (T+R), gri-değer (T+R) ve gri-değer(T) olmak üzere dört farklı kayıt algoritması mevcuttur (Şekil 3.3). T ve R sırasıyla translasyonel ve rotasyonel düzeltme değerlerini temsil eder. Manuel eşleştirme, otomatik eşleştirmeye kıyasla daha fazla zaman alır. Görüntüler arasındaki eşleştirme sadece Clipbox içindeki voksellerle sınırlıdır.



**Şekil 3.2** Elekta synergy lineer hızlandırıcı cihazı ve XVI görüntüleme sistemleri  
(<https://www.researchgate.net/figure/Elekta-Synergy-with-a-foldout-MV-detector-iViewGT-TM-and-a-kV>; Erişim Tarihi: 25.12.2023)

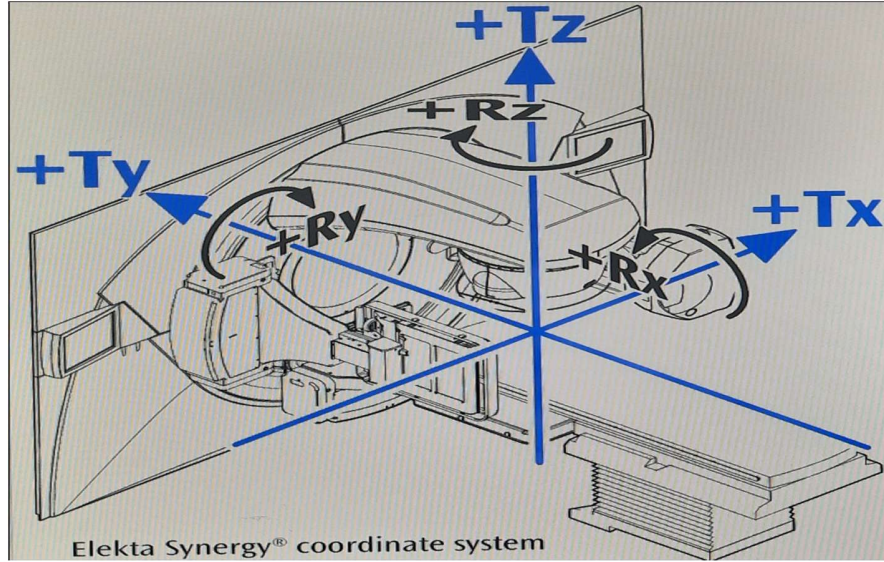
Cilt işaretleri ve lazerlere göre konumlandırılan hastanın tedavi alanının doğrulanması için tedaviden önce planlamadan gelen referrans CT görüntüsü ile CBCT ile alınan görüntüyü eşleştirmek için kemik yoğunluklarından yararlanılır. Kemik anatomisi cilde kıyasla daha stabildir. Bu nedenle günlük konumlandırma doğruluğunu artırır. Özellikle baş-boyun gibi kemik yapının yoğun olduğu alanlarda kullanımı daha doğrudur. Kemik doku yumuşak dokudan daha stabil olmasına rağmen kemik kavite içindeki organların hareketinden etkilendiği için ideal değildir. Gri-değer eşleştirme yöntemine kıyasla görüntü eşleştirmesi daha hızlıdır. Kullanılan algoritma görüntü gürültüsüne duyarlı olmadığı için hızlı hesaplama yapabilir. Gri-değer eşleştirme kayıt hacmindeki voksellerin gri ölçekli yoğunluk değerlerine dayalı olarak gerçekleştirilen otomatik kayıt yöntemidir. Gri-değer eşleştirme metodu meme hastalarının RT’de yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu yöntemde görüntülerin iyi yorumlanması gereklidir. Doğrudan yumuşak doku uyumu olsa bile nefes alma, yutma, kalp atışı, bağırsak veya mesanenin dolması gibi fizyolojik durumlarda organ hareketlerinde değişim gözlenir. Bu durum PTV marjlarında artışa neden olur. Vücuttaki şişme, büzülme, kilo kaybı gibi nedenler ile işaretler istenilen yerden saparak hasta konumlandırmasını zorlaştırır.

### 3.2.5 HexaPOD Masa

Hasta kurulumunun yapılabilmesi için uzaktan kumanda edilebilen tedavi masası ile hem manuel düzeltme riskleri en aza indirilir hem de tedavi süresi kısalmır. 6 boyutta hareket edebilen HexaPOD tedavi masası translasyonel ve rotasyonel düzeltme yapar (IAEA, 2019).

Tedavi öncesi x-ışını volümetrik görüntüleme sistemi (XVI) ile tedavi alanı görüntüleri hacimsel olarak elde edilir. Translasyonel ve rotasyonel hatalar simülasyon CT görüntüsü ile karşılaştırılarak 6 boyutta hesaplanarak gerekli düzeltmeler yapılır. IGRT teknolojisinin gelişmesiyle HexaPOD tedavi masası ve CBCT görüntü kılavuzluğu sistemleri ile RT'nin doğru ve etkili bir şekilde uygulanması amaçlanır.

6 boyutta koordinat sistemi hem kutupsal hem de kartezyen koordinat sistemini içerir. Koordinat sisteminde x, y, z translasyonel eksenler Lateral (LAT) Tx'i, Longitudinal (LNG) Ty'yi, Vertical (VRT) Tz'yi temsil eder. Masanın x, y, z eksenleri çevresinde dönmesi kutupsal koordinatlarda sırasıyla PITCH (Rx), ROLL (Ry), YAW (Rz) olarak adlandırılır (Jiang ve ark., 2020). Çalışmamızda PITCH açısı  $\alpha$ , ROLL açısı  $\beta$  ve YAW açısı  $\gamma$  olarak adlandırılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Elekta synergy koordinat sistemi

(Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı cihazı XVI sistemi; Erişim Tarihi: 03.05.2023)

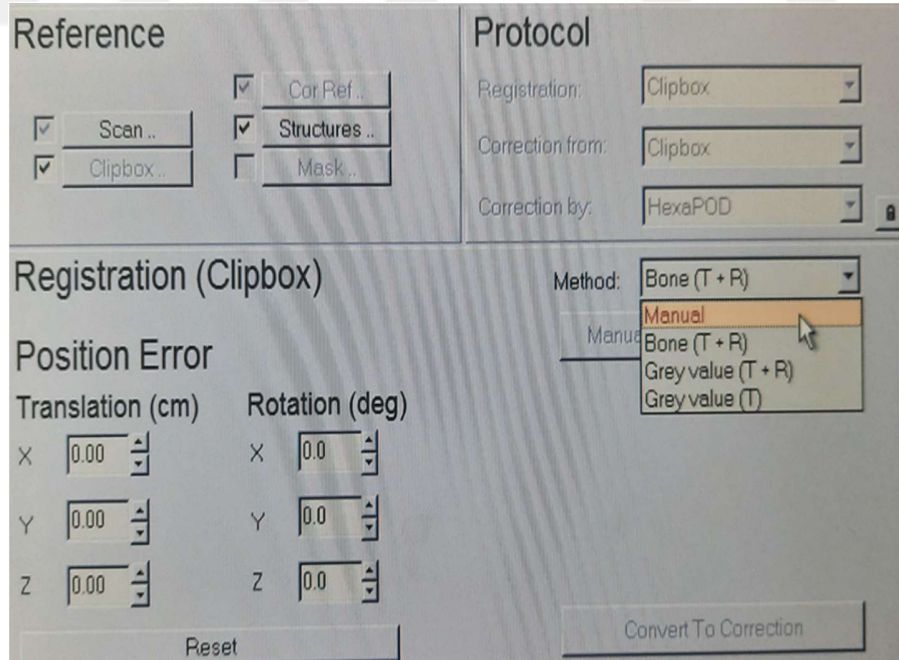
### 3.3 Yöntem

Bu tez çalışması Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun KAEK-89 numaralı onay kararını takiben Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda retrospektif olarak yapılmıştır.

Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde VMAT tekniği ile tedavi görmüş meme kanseri tanılı 10 kadın hastanın simülasyonda elde edilen referans CT görüntüleri ve tedavi öncesi çekilen CBCT görüntüleri kullanıldı. Hastaların planlama CT görüntüleri ile CBCT görüntüleri hem kemik hem de gri-değer görüntü eşleştirme yöntemleri ile otomatik olarak yapılandırıldı. Elde edilen düzeltme değerleri ile her iki metotta da ortalama translasyonel ve rotasyonel set-up hataları belirlenerek hedef hacim marjlarına etkisi araştırıldı.

#### 3.3.1 CBCT Görüntülerinin Analizi

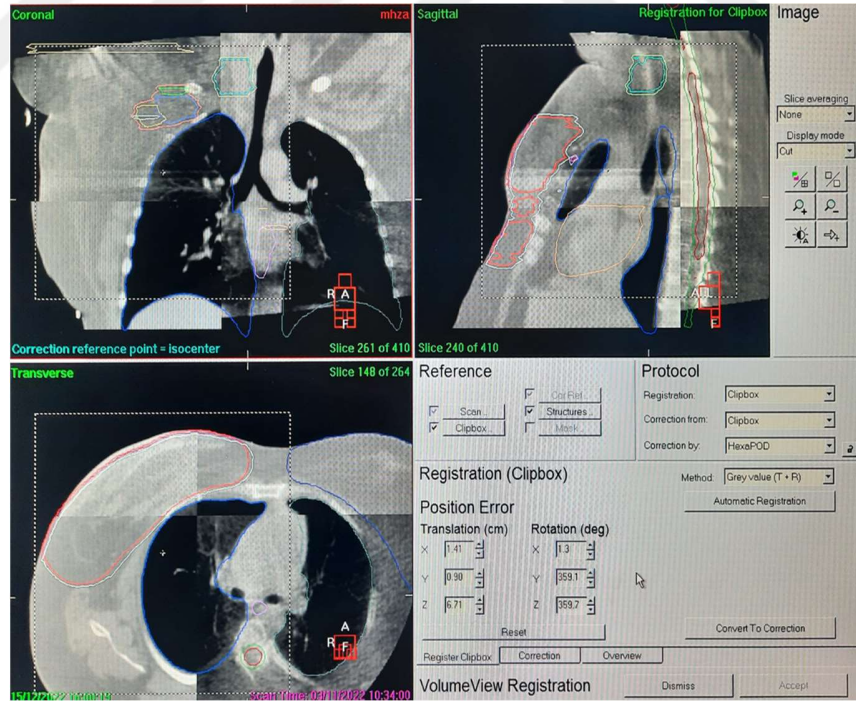
Set-up doğrulaması için XVI görüntüleme sisteminin yazılımı kullanıldı. Hastanın tedavi öncesi alınan üç boyutlu hacimsel görüntü kesitleri ile tedavi planlama sisteminden gelen kesitsel referans görüntüsü karşılaştırıldı.



Şekil 3.4 CBCT kayıt algoritmalarının gösterimi

Hastaların görüntü dağılımı en az 5 en çok 20 olmak üzere toplam 88 CBCT görüntü kayıt veri setini planlama görüntü CT veri setiyle eşleştirirken kemik (T+R) ve gri-değer (T+R) (Şekil 3.4) olmak üzere 2 farklı kayıt algoritması kullanıldı, böylece toplam 176 kayıt dosyası oluşturuldu. Nadir olsa da, gerek duyulduğu takdirde otomatik kayıt metotları ile eşleştirilen görüntülere manuel düzenlemeler yapıldı.

Çalışmamızda eşleştirme metotları kullanılırken tercihen “Clipbox” alan tanımlama yöntemi kullanıldı. Bu yöntemde, kesitsel görüntü üzerinde istenilen anatominin hacmi coronal, transverse ve sagittal eksenlerde belirlendi. Clipbox tüm kesitlerde memenin tamamını, sternum ve vertebraları kapsayacak şekilde ayarlandı. Pozisyon hataları, yazılımdaki “convert to correction” seçeneği kullanılarak düzeltildi (Şekil 3.5). XVI sistemine ait ekranda 3 farklı kesite ait pencere bulunmaktadır. Bu işlem sırasında coronal kesitte LAT ve LNG; transverse kesitte LAT ve VRT; sagittal kesitte LNG ve VRT’ de yapılan otomatik düzeltmeler gözlendi. Translasyonel düzeltme değerlerini takiben rotasyonel düzeltme değerleri oluştu.



Şekil 3.5 Clipbox çiziminin coronal, transverse ve sagittal kesitte gösterimi



### 3.3.2 Set-up Belirsizliklerinin Hesaplanması

Çalışmaya dahil edilen 10 meme kanseri hastanın CBCT kesitsel görüntülerinden translasyonel ve rotasyonel eksenlere ait düzeltme değerleri kullanıldı. Sistematik ( $\Sigma$ ) ve random ( $\sigma$ ) hatalar hesaplanırken ayrıca Amsterdam ve Rotterdam Protokollerine göre marj hesabı yapılırken aşağıdaki adımlar izlendi.

Translasyonel düzeltmeler LAT, LNG ve VRT’de negatif ( $-x, -y, -z$ ) ve pozitif ( $+x, +y, +z$ ) yön olmak üzere iki farklı yön için değerlendirildi.

- Hastaların tedavi boyunca Eş. 2.3’te belirtilen denklem ile set-up hatalarının ortalaması alınarak ortalama bireysel sistematik hata hesaplandı.
- Eş.2.4’te belirtilen denklem ile tüm hastaların ortalama bireysel sistematik hatalarının ortalaması alınarak ortalama popülasyon sistematik hatası hesaplandı.
- Eş.2.5’te belirtilen denklem ile ortalama bireysel sistematik hataların standart sapması alınarak popülasyonun sistematik hatası hesaplandı.
- Eş.2.6’da belirtilen denklem ile bireysel sistematik hataların standart sapması alınarak bireysel random hatalar hesaplandı.
- Eş.2.7’de belirtilen denklem ile bireysel random hataların karelerinin ortalamasının karekökü alınarak popülasyonun random hatası hesaplandı.

Translasyonel ve rotasyonel düzeltmelerin birleşik etkisini değerlendirirken benzer şekilde rotasyonel açısal değerlerde de negatif ( $-\alpha, -\beta, -\gamma$ ) ve pozitif ( $+\alpha, +\beta, +\gamma$ ) yön ayrımı yapıldı.

- Hastaların translasyonel düzeltme değerleri ( $x, y, z$ ) ve translasyonel eksenler etrafındaki rotasyonel düzeltmelerden kaynaklanan açısal değerleri ( $\alpha, \beta, \gamma$ ) kullanılarak Eş.2.13’te belirtilen Euler dönüşüm denklemi ile kartezyen koordinat sistemine dönüşüm sağlandı. Rotasyonel hareketin katkısı ile elde edilen LAT, LNG ve VRT’de yeni konum değerleri hesaplandı.
- Translasyonel ve rotasyonel hataların birleşik etkisini analiz etmek için elde edilen yeni konum değerleri ile negatif ve pozitif yön ayrımı yapılarak ortalama, sistematik hata ve random hatalar sırasıyla Eş.2.3, Eş.2.4, Eş.2.5, Eş.2.6 ve Eş.2.7’de belirtilen denklemler ile hesaplandı.

- Elde ettiğimiz veriler ile Amsterdam ve Rotterdam Protokollerinde belirtilen denklemler ile 3 boyutta (translasyonel) ve 6 boyutta (transrotasyonel) PTV marjı hesaplaması yapıldı.
- Bu basamaklar her iki görüntü eşleştirme metodu (Gri-değer ve Kemik) için uygulandı.
- Üç ekseninde kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu ve translasyonel PTV marjına kıyasla transrotasyonel PTV marjı yüzde fark yöntemi ile karşılaştırıldı.

### **3.3.3 PTV Marjının Hesaplanması**

PTV marjı hesaplanırken birçok metot kullanılabilir. Bu tez çalışmasında hesaplanan  $\Sigma$  ve  $\sigma$  değerleri kullanılarak Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre meme kanseri RT'sinde CTV'ye verilmesi gereken PTV marjı üç boyutta ve altı boyutta analiz edildi. Elde edilen veriler ile translasyonel ve rotasyonel düzeltmelerin birleşik sonucunun PTV marjına etkisi araştırıldı.

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında RT uygulanmış 10 meme kanseri tanılı kadın hastanın tedavi öncesinde elde edilen 3 boyutlu CBCT görüntüleri ile planlamadan gelen kesitsel CT görüntüleri retrospektif olarak değerlendirildi. Görüntüler kemik ve gri-değer görüntü eşleştirme metotları ile otomatik olarak yapılandırıldı. Elde edilen translasyonel ve rotasyonel düzeltme verileri ile sistematik ve random hatalar hesaplandı. Amsterdam ve Rotterdam protokolleri kullanılarak PTV marjı hesaplanarak elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

### 4.1 Translasyonel Hesaplamalar

Kemik ve gri-değer görüntü eşleştirme metotlarına göre elde edilen translasyonel düzeltme verileri ile üç ekseninde negatif ve pozitif yönlerde sistematik ve random hatalar hesaplandı.

#### 4.1.1 Translasyonel Sistematik Hatalar

Tüm hastaların kemik eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin ortalamalarının ortalama değerleri ve standart sapma (SS) değerleri yani sistematik hatalar ( $\Sigma$ ) Tablo 4.1’de belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.1** Kemik eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel sistematik hatalar

| Kemik Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen<br>Translasyonel Sistematik Hata ( $\Sigma$ ) Değerleri |         |      |         |      |         |      |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------|---------|------|---------|------|
|                                                                                                 | LAT(cm) |      | LNG(cm) |      | VRT(cm) |      |
| Hasta                                                                                           | -x      | +x   | -y      | +y   | -z      | +z   |
| Hasta-1                                                                                         | -0,82   | 0,31 | -0,41   | 0,64 | -0,98   | 0,00 |
| Hasta-2                                                                                         | -0,64   | 1,01 | -0,67   | 0,00 | -0,07   | 0,37 |
| Hasta-3                                                                                         | -0,51   | 0,15 | -0,19   | 0,36 | -0,27   | 0,13 |
| Hasta-4                                                                                         | -1,10   | 0,39 | -0,69   | 0,07 | -0,91   | 0,59 |
| Hasta-5                                                                                         | -0,09   | 0,93 | -0,47   | 0,11 | -0,96   | 0,00 |
| Hasta-6                                                                                         | -0,28   | 0,48 | -0,82   | 0,03 | -0,27   | 0,44 |
| Hasta-7                                                                                         | -0,54   | 0,58 | -0,32   | 0,08 | -0,17   | 0,31 |
| Hasta-8                                                                                         | -0,74   | 0,18 | -0,66   | 0,00 | -0,47   | 0,07 |
| Hasta-9                                                                                         | -0,54   | 0,25 | -0,53   | 0,02 | -0,54   | 0,00 |
| Hasta-10                                                                                        | -0,17   | 0,69 | -0,15   | 1,00 | -0,46   | 0,00 |
| Ortalama                                                                                        | -0,54   | 0,50 | -0,49   | 0,23 | -0,51   | 0,31 |
| SS                                                                                              | 0,29    | 0,29 | 0,21    | 0,32 | 0,32    | 0,23 |



Tüm hastaların gri-değer eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin ortalamalarının ortalama değerleri ve standart sapma (SS) değerleri yani sistematik hatalar ( $\Sigma$ ) Tablo 4.2’de belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.2** Gri-değer eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel sistematik hatalar

| <b>Gri-değer Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen Translasyonel Sistematik Hata (<math>\Sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                                  | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                                     | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| Hasta-1                                                                                                          | -0,78          | 0,48        | -0,17          | 0,82        | -1,02          | 0,43        |
| Hasta-2                                                                                                          | -0,61          | 1,10        | -0,45          | 0,13        | -0,19          | 0,55        |
| Hasta-3                                                                                                          | -0,49          | 0,20        | -0,28          | 0,32        | -0,26          | 0,10        |
| Hasta-4                                                                                                          | -1,10          | 0,43        | -0,55          | 0,00        | -0,45          | 0,67        |
| Hasta-5                                                                                                          | -0,09          | 0,95        | -0,28          | 0,21        | -0,89          | 0,59        |
| Hasta-6                                                                                                          | -0,44          | 0,59        | -0,38          | 0,25        | -0,43          | 0,34        |
| Hasta-7                                                                                                          | -0,56          | 0,53        | -0,43          | 0,10        | -0,31          | 0,24        |
| Hasta-8                                                                                                          | -0,68          | 0,14        | -0,64          | 0,06        | -0,46          | 0,07        |
| Hasta-9                                                                                                          | -0,52          | 0,19        | -0,46          | 0,00        | -0,64          | 0,00        |
| Hasta-10                                                                                                         | -0,07          | 0,78        | -0,01          | 0,99        | -0,56          | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                                  | -0,59          | 0,55        | -0,40          | 0,24        | -0,50          | 0,37        |
| <b>SS</b>                                                                                                        | <b>0,29</b>    | <b>0,31</b> | <b>0,18</b>    | <b>0,33</b> | <b>0,25</b>    | <b>0,24</b> |

#### 4.1.2 Translasyonel Random Hatalar

Tüm hastaların kemik eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin standart sapmalarının ortalama değerleri ve RMS değerleri yani random hatalar ( $\sigma$ ) Tablo 4.3’te belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.3** Kemik eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel random hatalar

| <b>Kemik Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen Translasyonel Random Hata (<math>\sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                          | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                             | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| Hasta-1                                                                                                  | 0,64           | 0,14        | 0,67           | 0,50        | 0,61           | 0,00        |
| Hasta-2                                                                                                  | 0,22           | 0,00        | 0,35           | 0,00        | 0,00           | 0,37        |
| Hasta-3                                                                                                  | 0,40           | 0,09        | 0,05           | 0,15        | 0,22           | 0,13        |
| Hasta-4                                                                                                  | 0,12           | 0,22        | 0,59           | 0,00        | 0,00           | 0,59        |
| Hasta-5                                                                                                  | 0,08           | 0,54        | 0,30           | 0,16        | 0,48           | 0,00        |
| Hasta-6                                                                                                  | 0,22           | 0,48        | 0,22           | 0,00        | 0,08           | 0,44        |
| Hasta-7                                                                                                  | 0,31           | 0,35        | 0,39           | 0,08        | 0,10           | 0,31        |
| Hasta-8                                                                                                  | 0,36           | 0,14        | 0,48           | 0,00        | 0,21           | 0,07        |
| Hasta-9                                                                                                  | 0,38           | 0,04        | 0,32           | 0,00        | 0,25           | 0,00        |
| Hasta-10                                                                                                 | 0,11           | 0,51        | 0,00           | 0,49        | 0,36           | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                          | 0,27           | 0,25        | 0,30           | 0,14        | 0,22           | 0,19        |
| <b>RMS</b>                                                                                               | <b>0,30</b>    | <b>0,32</b> | <b>0,34</b>    | <b>0,23</b> | <b>0,28</b>    | <b>0,28</b> |

Tüm hastaların gri-değer eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin standart sapma değerlerinin ortalamaları ve RMS değerleri yani random hatalar ( $\sigma$ ) Tablo 4.4’te belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.4** Gri-değer eşleştirme metodu ile elde edilen translasyonel random hatalar

| <b>Gri-değer Eşleştirme Metoduyla Elde Edilen Translasyonel Random Hata (<math>\sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                             | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                                | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| <b>Hasta-1</b>                                                                                              | 0,39           | 0,28        | 0,18           | 0,53        | 0,48           | 0,00        |
| <b>Hasta-2</b>                                                                                              | 0,23           | 0,00        | 0,28           | 0,00        | 0,10           | 0,28        |
| <b>Hasta-3</b>                                                                                              | 0,41           | 0,06        | 0,10           | 0,10        | 0,22           | 0,07        |
| <b>Hasta-4</b>                                                                                              | 0,15           | 0,22        | 0,58           | 0,00        | 0,58           | 0,59        |
| <b>Hasta-5</b>                                                                                              | 0,10           | 0,52        | 0,25           | 0,12        | 0,47           | 0,00        |
| <b>Hasta-6</b>                                                                                              | 0,34           | 0,00        | 0,14           | 0,22        | 0,22           | 0,47        |
| <b>Hasta-7</b>                                                                                              | 0,27           | 0,37        | 0,42           | 0,08        | 0,07           | 0,28        |
| <b>Hasta-8</b>                                                                                              | 0,36           | 0,07        | 0,47           | 0,08        | 0,29           | 0,09        |
| <b>Hasta-9</b>                                                                                              | 0,44           | 0,06        | 0,33           | 0,00        | 0,26           | 0,00        |
| <b>Hasta-10</b>                                                                                             | 0,00           | 0,48        | 0,00           | 0,49        | 0,29           | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                             | 0,28           | 0,19        | 0,30           | 0,14        | 0,30           | 0,22        |
| <b>RMS</b>                                                                                                  | <b>0,30</b>    | <b>0,28</b> | <b>0,32</b>    | <b>0,24</b> | <b>0,34</b>    | <b>0,27</b> |

## 4.2 Transrotasyonel Hesaplamalar

Tüm hastalar için; translasyonel düzeltmeler (x, y, z) ve translasyonel eksenler etrafındaki rotasyonel düzeltmelerin açısal değerleri ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) kullanılarak Euler dönüşüm denklemi ile kartezyen koordinat sistemine dönüşüm sağlandı. Rotasyonel hareketin katkısı ile elde edilen LAT, LNG ve VRT’de yeni konum değerleri (x, y, z) ile negatif ve pozitif yön ayrımı yapılarak sistematik ve random hatalar hesaplandı.

### 4.2.1 Transrotasyonel Sistematik Hatalar

Tüm hastaların kemik eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde Transrotasyonel düzeltme değerlerinin ortalamalarının ortalama değerleri ve standart sapma (SS) değerleri yani sistematik hatalar ( $\Sigma$ ) Tablo 4.5’de belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.5** Kemik eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel sistematik hatalar

| <b>Kemik Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen<br/>Transrotasyonel Sistematik Hata (<math>\Sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                                    | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                                       | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| <b>Hasta-1</b>                                                                                                     | -0,79          | 0,33        | -0,42          | 0,60        | -1,00          | 0,53        |
| <b>Hasta-2</b>                                                                                                     | -0,64          | 1,00        | -0,67          | 0,00        | -0,09          | 0,33        |
| <b>Hasta-3</b>                                                                                                     | -0,51          | 0,14        | -0,19          | 0,36        | -0,20          | 0,16        |
| <b>Hasta-4</b>                                                                                                     | -0,60          | 1,19        | -0,61          | 1,18        | -0,73          | 1,07        |
| <b>Hasta-5</b>                                                                                                     | -0,14          | 0,92        | -0,44          | 0,25        | -0,95          | 0,56        |
| <b>Hasta-6</b>                                                                                                     | -0,34          | 0,42        | -0,80          | 0,04        | -0,28          | 0,40        |
| <b>Hasta-7</b>                                                                                                     | -0,54          | 0,59        | -0,25          | 0,11        | -0,17          | 0,27        |
| <b>Hasta-8</b>                                                                                                     | -0,73          | 0,20        | -0,66          | 0,00        | -0,46          | 0,13        |
| <b>Hasta-9</b>                                                                                                     | -0,51          | 0,28        | -0,54          | 0,01        | -0,56          | 0,00        |
| <b>Hasta-10</b>                                                                                                    | -0,18          | 0,73        | -0,17          | 0,97        | -0,48          | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                                    | -0,50          | 0,58        | -0,47          | 0,35        | -0,49          | 0,35        |
| <b>SS</b>                                                                                                          | <b>0,21</b>    | <b>0,35</b> | <b>0,21</b>    | <b>0,41</b> | <b>0,30</b>    | <b>0,30</b> |

Tüm hastaların gri-değer eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde transrotasyonel düzeltme değerlerinin ortalamalarının ortalama değerleri ve standart sapma (SS) değerleri yani sistematik hatalar ( $\Sigma$ ) Tablo 4.6’da belirtildiği gibi hesaplandı.

**Tablo 4.6** Gri-değer eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel sistematik hatalar

| <b>Gri-değer Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen<br/>Transrotasyonel Sistematik Hata (<math>\Sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                                        | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                                           | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| <b>Hasta-1</b>                                                                                                         | -0,74          | 0,53        | -0,18          | 0,77        | -0,97          | 0,42        |
| <b>Hasta-2</b>                                                                                                         | -0,61          | 1,10        | -0,45          | 0,13        | -0,19          | 0,54        |
| <b>Hasta-3</b>                                                                                                         | -0,49          | 0,20        | -0,27          | 0,32        | -0,28          | 0,10        |
| <b>Hasta-4</b>                                                                                                         | -1,11          | 0,44        | -0,49          | 0,00        | -0,42          | 0,66        |
| <b>Hasta-5</b>                                                                                                         | -0,13          | 0,95        | -0,33          | 0,20        | -0,88          | 0,50        |
| <b>Hasta-6</b>                                                                                                         | -0,45          | 0,59        | -0,40          | 0,25        | -0,43          | 0,32        |
| <b>Hasta-7</b>                                                                                                         | -0,56          | 0,54        | -0,42          | 0,09        | -0,31          | 0,23        |
| <b>Hasta-8</b>                                                                                                         | -0,67          | 0,16        | -0,65          | 0,06        | -0,31          | 0,12        |
| <b>Hasta-9</b>                                                                                                         | -0,49          | 0,22        | -0,53          | 0,00        | -0,66          | 0,00        |
| <b>Hasta-10</b>                                                                                                        | -0,06          | 0,85        | -0,04          | 0,95        | -0,57          | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                                        | -0,59          | 0,56        | -0,40          | 0,23        | -0,47          | 0,36        |
| <b>SS</b>                                                                                                              | <b>0,28</b>    | <b>0,31</b> | <b>0,17</b>    | <b>0,31</b> | <b>0,25</b>    | <b>0,22</b> |

#### 4.2.2 Transrotasyonel Random Hatalar

Tüm hastaların kemik eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin standart sapmalarının ortalama değerleri ve RMS değerleri yani random hatalar ( $\sigma$ ) Tablo 4.7’de belirtildiği gibi hesaplanmıştır.

**Tablo 4.7** Kemik eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel random hatalar

| <b>Kemik Eşleştirme Metodu ile Elde Edilen<br/>Transrotasyonel Random Hata (<math>\sigma</math>) Değerleri</b> |                |             |                |             |                |             |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                                                                                                                | <b>LAT(cm)</b> |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>                                                                                                   | <b>-x</b>      | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| Hasta-1                                                                                                        | 0,52           | 0,11        | 0,30           | 0,50        | 0,49           | 0,00        |
| Hasta-2                                                                                                        | 0,21           | 0,00        | 0,37           | 0,00        | 0,00           | 0,36        |
| Hasta-3                                                                                                        | 0,40           | 0,11        | 0,06           | 0,16        | 0,22           | 0,14        |
| Hasta-4                                                                                                        | 0,00           | 0,76        | 0,36           | 0,51        | 0,37           | 0,85        |
| Hasta-5                                                                                                        | 0,06           | 0,56        | 0,31           | 0,00        | 0,49           | 0,00        |
| Hasta-6                                                                                                        | 0,23           | 0,48        | 0,21           | 0,00        | 0,07           | 0,44        |
| Hasta-7                                                                                                        | 0,31           | 0,36        | 0,35           | 0,09        | 0,10           | 0,33        |
| Hasta-8                                                                                                        | 0,36           | 0,19        | 0,47           | 0,00        | 0,20           | 0,08        |
| Hasta-9                                                                                                        | 0,35           | 0,04        | 0,33           | 0,00        | 0,25           | 0,00        |
| Hasta-10                                                                                                       | 0,12           | 0,56        | 0,00           | 0,46        | 0,34           | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>                                                                                                | 0,26           | 0,32        | 0,28           | 0,17        | 0,25           | 0,22        |
| <b>RMS</b>                                                                                                     | <b>0,30</b>    | <b>0,40</b> | <b>0,31</b>    | <b>0,27</b> | <b>0,30</b>    | <b>0,34</b> |

Tüm hastaların gri-değer eşleştirme metodu ile LAT, LNG, VRT’de negatif ve pozitif yönlerde düzeltme değerlerinin standart sapma değerlerinin ortalamaları ve RMS değerleri yani random hatalar ( $\sigma$ ) Tablo 4.8’de belirtilmiştir.

**Tablo 4.8** Gri-değer eşleştirme metodu ile hesaplanan transrotasyonel random hatalar

| <b>Gri-değer</b> | <b>Transrotasyonel Random Hata (<math>\sigma</math>)</b> |             |                |             |                |             |
|------------------|----------------------------------------------------------|-------------|----------------|-------------|----------------|-------------|
|                  | <b>LAT(cm)</b>                                           |             | <b>LNG(cm)</b> |             | <b>VRT(cm)</b> |             |
| <b>Hasta</b>     | <b>-x</b>                                                | <b>+x</b>   | <b>-y</b>      | <b>+y</b>   | <b>-z</b>      | <b>+z</b>   |
| Hasta-1          | 0,43                                                     | 0,29        | 0,19           | 0,52        | 0,53           | 0,00        |
| Hasta-2          | 0,22                                                     | 0,00        | 0,29           | 0,00        | 0,10           | 0,29        |
| Hasta-3          | 0,41                                                     | 0,08        | 0,11           | 0,11        | 0,22           | 0,07        |
| Hasta-4          | 0,13                                                     | 0,21        | 0,57           | 0,00        | 0,55           | 0,58        |
| Hasta-5          | 0,06                                                     | 0,52        | 0,24           | 0,08        | 0,48           | 0,00        |
| Hasta-6          | 0,33                                                     | 0,00        | 0,15           | 0,21        | 0,19           | 0,45        |
| Hasta-7          | 0,28                                                     | 0,37        | 0,41           | 0,09        | 0,07           | 0,29        |
| Hasta-8          | 0,37                                                     | 0,09        | 0,47           | 0,08        | 0,31           | 0,13        |
| Hasta-9          | 0,41                                                     | 0,07        | 0,30           | 0,00        | 0,27           | 0,00        |
| Hasta-10         | 0,01                                                     | 0,54        | 0,00           | 0,44        | 0,28           | 0,00        |
| <b>Ortalama</b>  | 0,28                                                     | 0,19        | 0,30           | 0,14        | 0,31           | 0,23        |
| <b>RMS</b>       | <b>0,30</b>                                              | <b>0,29</b> | <b>0,32</b>    | <b>0,23</b> | <b>0,34</b>    | <b>0,27</b> |

### 4.3 Ortalama, Sistematik Hata ve Random Hataların Karşılaştırması

Translasyonel ve transrotasyonel düzeltmelerin ortalama, sistematik hata ve random hata değerleri kemik ve gri-değer eşleştirme metotları ile hesaplandı ve sonuçlar istatistiksel olarak yüzde fark yöntemi ile karşılaştırıldı.

#### 4.3.1 Translasyonel Sonuçların Yüzde Fark Yöntemi ile Karşılaştırılması

Tüm hastaların translasyonel düzeltme değerlerinin ortalaması ve standart sapması (sistematik hata) ayrıca standart sapmaların RMS değerleri (random hata) sırasıyla M,  $\Sigma$  ve  $\sigma$  olarak Tablo 4.9’da verilmiştir.

**Tablo 4.9** Translasyonel düzeltmelerinin ortalama, sistematik hata ve random hata değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre gösterilmesi

| Translasyonel Düzeltmelerin Üç Eksende Kemik ve Gri-Değer Eşleştirme Metotlarına Göre Ortalama ve Hata Değerleri |       |      |       |      |       |      |           |      |       |      |       |      |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|------|-------|------|-------|------|-----------|------|-------|------|-------|------|
|                                                                                                                  | Kemik |      |       |      |       |      | Gri-değer |      |       |      |       |      |
|                                                                                                                  | LAT   |      | LNG   |      | VRT   |      | LAT       |      | LNG   |      | VRT   |      |
|                                                                                                                  | -x    | +x   | -y    | +y   | -z    | +z   | -x        | +x   | -y    | +y   | -z    | +z   |
| M(cm)                                                                                                            | -0,54 | 0,50 | -0,49 | 0,23 | -0,51 | 0,31 | -0,59     | 0,55 | -0,40 | 0,24 | -0,50 | 0,37 |
| Σ (cm)                                                                                                           | 0,29  | 0,29 | 0,22  | 0,32 | 0,32  | 0,23 | 0,29      | 0,31 | 0,18  | 0,33 | 0,27  | 0,24 |
| σ (cm)                                                                                                           | 0,30  | 0,32 | 0,34  | 0,23 | 0,28  | 0,28 | 0,30      | 0,28 | 0,32  | 0,24 | 0,34  | 0,27 |

M (cm): Ortalama;  $\Sigma$  (cm): Sistematik Hata;  $\sigma$  (cm): Random Hata

Kemik ve gri-değer eşleştirme metotları ile elde edilen translasyonel düzeltmelerin M,  $\Sigma$  ve  $\sigma$  değerlerinin her bir eksen için yüzde farkları Tablo 4.10’da verilmiştir.

**Tablo 4.10** Translasyonel düzeltmelerin ortalama (M), sistematik hata ( $\Sigma$ ) ve random hata ( $\sigma$ ) değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması

| Translasyonel düzeltme değerlerinin üç ekseninde kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde farkları |     |    |     |    |     |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|----|-----|----|-----|-----|
| % Fark                                                                                                           | LAT |    | LNG |    | VRT |     |
|                                                                                                                  | -x  | +x | -y  | +y | -z  | +z  |
| M                                                                                                                | -8  | -9 | 23  | -4 | 2   | -16 |
| $\Sigma$                                                                                                         | 0   | -6 | 22  | -3 | 19  | -4  |
| $\sigma$                                                                                                         | 0   | 14 | 6   | -4 | -18 | 4   |

#### 4.3.2 Transrotasyonel Sonuçların Yüzde Fark Yöntemi ile Karşılaştırılması

Tüm hastaların transrotasyonel düzeltme değerlerinin ortalaması ve standart sapması (sistemik hata) ayrıca standart sapmaların RMS değerleri (random hata) sırasıyla M,  $\Sigma$  ve  $\sigma$  olarak Tablo 4.11’de belirtilmiştir.

**Tablo 4.11** Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre LAT, LNG ve VRT’de transrotasyonel düzeltmelerin ortalama, sistemik hata ve random hata değerlerinin gösterilmesi

| Kemik ve Gri-değer Eşleştirme Metotlarına Göre Üç Eksende Transrotasyonel Düzeltmelerin Ortalama ve Hata Değerleri |       |      |       |      |       |      |           |      |       |      |       |      |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|------|-------|------|-------|------|-----------|------|-------|------|-------|------|
|                                                                                                                    | Kemik |      |       |      |       |      | Gri-değer |      |       |      |       |      |
|                                                                                                                    | LAT   |      | LNG   |      | VRT   |      | LAT       |      | LNG   |      | VRT   |      |
|                                                                                                                    | -x    | +x   | -y    | +y   | -z    | +z   | -x        | +x   | -y    | +y   | -z    | +z   |
| M (cm)                                                                                                             | -0,50 | 0,58 | -0,47 | 0,35 | -0,49 | 0,35 | -0,59     | 0,56 | -0,40 | 0,28 | -0,47 | 0,29 |
| Σ (cm)                                                                                                             | 0,21  | 0,35 | 0,21  | 0,41 | 0,30  | 0,30 | 0,28      | 0,31 | 0,17  | 0,31 | 0,25  | 0,22 |
| σ (cm)                                                                                                             | 0,30  | 0,40 | 0,31  | 0,27 | 0,30  | 0,34 | 0,30      | 0,29 | 0,32  | 0,23 | 0,34  | 0,27 |

M (cm): Ortalama ;  $\Sigma$  (cm): Sistemik Hata ;  $\sigma$  (cm): Random Hata

Kemik ve gri-değer eşleştirme metotları ile elde edilen transrotasyonel düzeltmelerin M,  $\Sigma$  ve  $\sigma$  değerlerinin her bir eksen için yüzde farkları Tablo 4.12’de verilmiştir.

**Tablo 4.12** Transrotasyonel düzeltmelerin ortalama (M), sistemik hata ( $\Sigma$ ) ve random hata ( $\sigma$ ) değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması

| Transrotasyonel düzeltme değerlerinin ortalama ve hata değerlerinin üç eksende kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde farkları |     |    |     |    |     |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|----|-----|----|-----|----|
| % Fark                                                                                                                                         | LAT |    | LNG |    | VRT |    |
|                                                                                                                                                | -x  | +x | -y  | +y | -z  | +z |
| M                                                                                                                                              | -15 | 4  | 18  | 25 | 4   | 21 |
| $\Sigma$                                                                                                                                       | -25 | 13 | 24  | 32 | 20  | 36 |
| $\sigma$                                                                                                                                       | 0   | 38 | -3  | 17 | -12 | 26 |

M (cm): Ortalama ;  $\Sigma$  (cm): Sistemik Hata ;  $\sigma$  (cm): Random Hata

#### 4.4 PTV Marjlarının Hesaplanması ve İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

Translasyonel ve transrotasyonel düzeltmelerin analizi sonucu PTV marjları Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanarak yüzde fark yöntemi ile karşılaştırıldı.

#### 4.4.1 Translasyonel PTV Marjlarının Hesaplanması

Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre translasyonel eksenlerin negatif ve pozitif yönlerinde Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanan PTV marjları Tablo 4.13’de belirtildiği gibidir. Translasyonel PTV marjı değerleri kemik eşleştirme metoduyla 0,7-1 cm aralığında; gri-değer eşleştirme metoduyla ise 0,6-1 cm aralığında bulunmuştur.

**Tablo 4.13** Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan translasyonel PTV marj değerleri

| Kemik ve Gri-değer EşleştirmeMetotlarına Göre Farklı Protokoller ile<br>Üç Eksende Hesaplanan Translasyonel PTV Marj Değerleri |                                                       |     |     |     |     |     |                                                     |     |     |     |     |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----------------------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|
| Eşleştirme<br>Metodu                                                                                                           | Amsterdam Protokolü<br>(2,5Σ+0,7σ) ile PTV Marjı (cm) |     |     |     |     |     | Rotterdam Protokolü<br>(2Σ+0,7σ) ile PTV Marjı (cm) |     |     |     |     |     |
|                                                                                                                                | LAT                                                   |     | LNG |     | VRT |     | LAT                                                 |     | LNG |     | VRT |     |
|                                                                                                                                | -x                                                    | +x  | -y  | +y  | -z  | +z  | -x                                                  | +x  | -y  | +y  | -z  | +z  |
| Kemik                                                                                                                          | 0,9                                                   | 0,9 | 0,8 | 1,0 | 1,0 | 0,8 | 0,8                                                 | 0,8 | 0,7 | 0,8 | 0,8 | 0,7 |
| Gri-değer                                                                                                                      | 0,9                                                   | 1,0 | 0,7 | 1,0 | 0,9 | 0,8 | 0,8                                                 | 0,8 | 0,6 | 0,8 | 0,7 | 0,7 |

#### 4.4.2 Translasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması

Translasyonel düzeltme değerleri ile Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanan PTV marjları kemik ve gri-değer eşleştirme metotları arasında istatistiksel olarak yüzde fark yöntemi ile karşılaştırıldı. Tablo 4.14’te belirtildiği gibi yüzde farklar Amsterdam Protokolüne göre sırasıyla %0-%-10, %14-%0 ve %11-%0 aralığındadır. Rotterdam protokolüne göre % farklar sırasıyla %0-%0, %17-%0 ve %14-%0 aralığındadır.

**Tablo 4.14** Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile hesaplanan translasyonel PTV marj değerlerinin LAT, LNG ve VRT’de kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodunun yüzde fark karşılaştırması

| İki farklı Protokol ile Hesaplanan Translasyonel PTV Marjlarının Üç Eksende Kemik Dokuya Kıyasla Gri-değer Eşleştirme Metodunun Yüzde Farkları |                                    |     |     |    |     |    |                                  |    |     |    |     |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|-----|-----|----|-----|----|----------------------------------|----|-----|----|-----|----|
| PTV Marj Hesaplamaları                                                                                                                         | Amsterdam Protokolü<br>(2,5Σ+0,7σ) |     |     |    |     |    | Rotterdam Protokolü<br>(2Σ+0,7σ) |    |     |    |     |    |
|                                                                                                                                                | LAT                                |     | LNG |    | VRT |    | LAT                              |    | LNG |    | VRT |    |
|                                                                                                                                                | -x                                 | +x  | -y  | +y | -z  | +z | -x                               | +x | -y  | +y | -z  | +z |
| % Fark                                                                                                                                         | 0                                  | -10 | 14  | 0  | 11  | 0  | 0                                | 0  | 17  | 0  | 14  | 0  |

#### 4.4.3 Transrotasyonel PTV Marjlarının Hesaplanması

Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre transrotasyonel eksenlerin negatif ve pozitif yönlerinde Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanan PTV marjları Tablo 4.15’te belirtildiği gibidir. Transrotasyonel PTV marjı değerleri kemik eşleştirme metoduyla 0,6-1,2 cm aralığında; gri-değer eşleştirme metoduyla ise 0,6-1,0 cm aralığında bulunmuştur.

**Tablo 4.15** Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan transrotasyonel PTV marj değerleri

| Kemik ve Gri-değer Eşleştirmelerine Göre İki Farklı Protokol ile Üç Eksende Hesaplanan Transrotasyonel PTV Marj (cm) Değerleri |                                                                |     |     |     |     |     |                                                              |     |     |     |     |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|--------------------------------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|
| PTV Marjı                                                                                                                      | Amsterdam Protokolü<br>( $2,5\Sigma+0,7\sigma$ ) ile PTV Marjı |     |     |     |     |     | Rotterdam Protokolü<br>( $2\Sigma+0,7\sigma$ ) ile PTV Marjı |     |     |     |     |     |
|                                                                                                                                | LAT                                                            |     | LNG |     | VRT |     | LAT                                                          |     | LNG |     | VRT |     |
|                                                                                                                                | -x                                                             | +x  | -y  | +y  | -z  | +z  | -x                                                           | +x  | -y  | +y  | -z  | +z  |
| Kemik                                                                                                                          | 0,7                                                            | 1,2 | 0,7 | 1,2 | 1,0 | 1,0 | 0,6                                                          | 1,0 | 0,6 | 0,9 | 0,8 | 0,7 |
| Gri-değer                                                                                                                      | 0,9                                                            | 1,0 | 0,6 | 0,9 | 0,9 | 0,7 | 0,8                                                          | 0,8 | 0,6 | 0,8 | 0,7 | 0,6 |

#### 4.4.4 Transrotasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması

Transrotasyonel düzeltme değerleri ile Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanan PTV marjları kemik ve gri-değer eşleştirme metotları arasında istatistiksel olarak yüzde fark yöntemi ile karşılaştırıldı.

Tablo 4.16’da belirtildiği gibi Amsterdam protokolüne göre yüzde farklar sırasıyla sırasıyla %-22-%20, %17-%33 ve %11-%43 aralığındadır. Rotterdam protokolüne göre yüzde farklar sırasıyla sırasıyla %-25-%25, %0-%13 ve %14-%17 aralığındadır.

**Tablo 4.16** Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de hesaplanan transrotasyonel PTV marj değerlerinin kemik dokuya kıyasla gri-değer eşleştirme metodu yüzde fark karşılaştırması

| İki Farklı Protokol ile Üç Eksende Hesaplanan Transrotasyonel PTV Marj Değerlerinin Kemik Dokuya Kıyasla Gri-Değer Eşleştirme Metodu Yüzde Fark Karşılaştırması |                                    |    |     |    |     |    |                                  |    |     |    |     |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|----|-----|----|-----|----|----------------------------------|----|-----|----|-----|----|
| PTV Marjı                                                                                                                                                       | Amsterdam Protokolü<br>(2,5Σ+0,7σ) |    |     |    |     |    | Rotterdam Protokolü<br>(2Σ+0,7σ) |    |     |    |     |    |
|                                                                                                                                                                 | LAT                                |    | LNG |    | VRT |    | LAT                              |    | LNG |    | VRT |    |
|                                                                                                                                                                 | -x                                 | +x | -y  | +y | -z  | +z | -x                               | +x | -y  | +y | -z  | +z |
| %Fark<br>(Kemik-Gri-değer)                                                                                                                                      | -22                                | 20 | 17  | 33 | 11  | 43 | -25                              | 25 | 0   | 13 | 14  | 17 |



#### 4.4.5 Translasyonel ve Transrotasyonel PTV Marjlarının Karşılaştırılması

Amsterdam ve Rotterdam protokollerine göre hesaplanan translasyonel (Tablo 4.13) ve transrotasyonel (Tablo 4.15) PTV marjları istatistiksel olarak yüzde fark yöntemi ile karşılaştırılması Tablo 4.17’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.17** Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile LAT, LNG ve VRT’de translasyonele kıyasla transrotasyonel PTV marj değerlerinin yüzde farkları

| Kemik ve Gri-değer Eşleştirme Metotlarına Göre İki Farklı Protokol ile Üç Eksenle Translasyonele Kıyasla Transrotasyonel PTV Marj Değerlerinin Yüzde Farkları |                                    |     |     |     |     |     |                                  |     |     |     |     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|----------------------------------|-----|-----|-----|-----|----|
|                                                                                                                                                               | Amsterdam Protokolü<br>(2,5Σ+0,7σ) |     |     |     |     |     | Rotterdam Protokolü<br>(2Σ+0,7σ) |     |     |     |     |    |
| PTV Marjı                                                                                                                                                     | LAT                                |     | LNG |     | VRT |     | LAT                              |     | LNG |     | VRT |    |
|                                                                                                                                                               | -x                                 | +x  | -y  | +y  | -z  | +z  | -x                               | +x  | -y  | +y  | -z  | +z |
| Kemik (%Fark)                                                                                                                                                 | 29                                 | -25 | 14  | -17 | 0   | -20 | 33                               | -20 | 17  | -11 | 0   | 0  |
| Gri-değer (%Fark)                                                                                                                                             | 0                                  | 0   | 17  | 11  | 0   | 14  | 0                                | 0   | 0   | 0   | 0   | 17 |

#### 4.4.6 Kemik ve Gri-değer Görüntü Eşleştirme Metotları ile Elde Edilen Düzeltme Değerlerinin İstatistiksel Sonuçları

Çift Örneklem Testi (Paired Sample Test);

- Bir örneklem grubunda birden fazla ölçümün alındığı durumlarda,
- Eşlenmiş gruplardan alınan ölçümlerde uygulamalar ya da gruplar arasında fark var mı diye bakıldığında kullanılan bir istatistiksel testtir.

Örneklem grubumuzda meme kanseri tanılı 10 kadın hastanın farklı fraksiyonlarda çekilen kesitsel CBCT görüntüleri ile planlamadan gelen kesitsel referans görüntüleri kullanıldı. Toplam 88 görüntü seti kemik (B) ve gri-değer (G) eşleştirme metotları olmak üzere iki farklı grupta yapılandırıldı. Elde edilen düzeltme değerleri istatistiksel olarak Çift Örneklem Testi uygulanarak değerlendirildi. Çalışmamız translasyonel ve rotasyonel eksenler için ayrı ayrı hesaplandı. Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarında elde edilen translasyonel düzeltme değerleri ve rotasyonel açısal değerleri karşılaştırıldı. Sonuçların anlamlılık derecesini tanımlamak için ayrı gruplardaki değişim 0,05’ten küçük veya büyük olması durumuna göre istatistiksel olarak değerlendirildi. Çift yönlü anlamlılık değerinin 0,05’ten küçük olması gruplar arasında anlamlı bir fark olduğunu, 0,05’ten büyük olması ise anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir.

**Tablo 4.18** Translasyonel düzeltme değerlerinin kemik ve gri değer açısından istatistiksel verileri

| TRANSLASYONEL |                           |                |      |
|---------------|---------------------------|----------------|------|
|               | KEMİK (cm)                | GRI-DEĞER (cm) | p    |
|               | Ortalama ± Standart sapma |                |      |
| LAT (x)       | -0,2 ± 0,7                | -0,2 ± 0,7     | 0,36 |
| LNG (y)       | -0,3 ± 0,6                | -0,1 ± 0,6     | 0,00 |
| VRT (z)       | -0,2 ± 0,7                | -0,3 ± 0,6     | 0,00 |

**Tablo 4.19** Rotasyonel düzeltme değerlerinin kemik ve gri değer açısından istatistiksel verileri

| ROTASYONEL |                           |               |      |
|------------|---------------------------|---------------|------|
|            | KEMİK (°)                 | GRI-DEĞER (°) | p    |
|            | Ortalama ± Standart sapma |               |      |
| PITCH (α)  | 0,1 ± 1,0                 | 0,4 ± 1,0     | 0,00 |
| ROLL (β)   | 1,0 ± 1,6                 | 1,2 ± 1,6     | 0,10 |
| YAW (γ)    | -0,6 ± 2,0                | -0,3 ± 1,8    | 0,00 |

## 5. TARTIŞMA

Meme kanseri tüm dünyada kadınlarda en sık görülen kanser türüdür. Meme kanseri tedavisi RT'yi de içeren disiplinler arası bir tedavidir. RT meme kanseri hastalarının tedavisinde önemli role sahiptir. Meme RT'sinde homojen doz dağılımı sağlanarak hedef dokunun maksimum, hedef doku çevresindeki kalp, akciğer ve karşı meme gibi kritik organların ise minimum doz alması hedeflenir. Teknolojik gelişmelerin tedavi tekniklerini ve planlama sistemlerini önemli ölçüde etkilemesiyle RT çeşitli yöntem, teknik ve cihazlar eşliğinde hastalara güvenle uygulanabilmektedir. Bu gelişmeler özellikle IMRT ve VMAT gibi küçük marjların kullanıldığı hedef hacim çevresinde keskin doz düşüşü sağlanabilen tedavi yöntemlerinin görüntü rehberliğinde uygulanmasına olanak sağlamıştır. IGRT ile tedavi planının uygulama tekniğine bağlı olarak tedavi esnasında tümörün gerçek boyutu, yeri ve koordinatları doğru bir şekilde belirlenebilmektedir. Böylelikle olası set-up hataları düzeltilerek RT uygulanabilmektedir. Bu durum tümör kontrolünün sağlanması ve sağlıklı dokuların korunması açısından oldukça önemlidir. Tedavi fraksiyonları boyunca meydana gelen set-up hataları, anatomi ve duruş değişiklikleri tedavilerde geometrik belirsizliklere yol açabilmektedir. RT'nin en önemli aşamalarından biri olan hasta konumundaki istenmeyen sapmalar hastada doz dağılımı değişikliklerine neden olabilmektedir. RT sürecinde hasta planının doğru ve etkili bir şekilde uygulanabilmesi için hataların en düşük seviyede tutulması hedeflenir. RT'nin etkinliği hastanın konfigürasyonuna, immobilizasyon yöntemlerine ve personelin klinik deneyimine bağlıdır. RT'de 2D ve 3D olmak üzere çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastaların tedavi öncesinde alınan görüntüleri ile planlamadan gelen görüntüleri karşılaştırılır. Bu görüntüler eşliğinde hasta pozisyonunda gerekli düzeltmeler yapılarak set-up hataları en aza indirilir ve hastanın doğru pozisyonunda tedaviye alınması sağlanır. Genellikle geometrik belirsizlikleri oluşturan set-up hataları, sistematik ve random olmak üzere ele alınmaktadır. Random hatalar hedef hacim üzerinde heterojen bir doz dağılımına neden olurken, sistematik hatalar doz dağılımının yer değiştirmesine neden olur. Görüntüleme yöntem ve tekniklerinden elde edilen set-up hatalarının analizi yapılarak uluslararası raporlarda tavsiye edilen marj hesaplama yöntemleri ile hedef hacimlere verilecek marjlar hesaplanabilmektedir.

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda retrospektif olarak yapılan çalışmamızda, RT almış 10 meme kanseri tanılı hastanın tedavi öncesinde çekilen CBCT görüntülerine yer verilmiştir. Çalışma kapsamındaki hastalar 6 boyutta pozisyon düzeltmesi yapabilen HexaPOD tedavi masasına sahip lineer hızlandırıcı cihazında tedaviye alınmıştır. Toplam 88 CBCT görüntüsüne sahip olan bu hastaların kurulumları sırasındaki translasyonel ve rotasyonel düzeltme değerleri elde edildi. Bu veriler ile sistematik ve random hatalar hesaplanarak Amsterdam ve Rotterdam protokolleri ile PTV marjı bulundu ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

Mohandass ve ark. meme kanseri hastalarının radyoterapi sürecinde CBCT ile alınan görüntüleri "Clipbox, Mask ve Dual" alan tanımlamalarını kullanarak karşılaştırma yapmışlar ve çalışmalarında 3 metodun da birbirine yakın sonuçlar verdiğini bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında hastaların planlamadan gelen referans görüntüleri ile tedavi öncesinde çekilen CBCT görüntüleri karşılaştırılırken Clipbox alan tanımlaması seçildi. Seçilen bu alan, görüntülerin tüm kesitlerinde memenin tamamını, sternum ve vertebraları kapsayacak şekilde belirlendi.

Ai ve ark.'ın çalışmaları farklı kayıt yöntemleri arasında otomatik gri-değer eşleştirmesi ve kemik doku eşleştirmesi arasında x yönünde önemli farklılıklar olduğunu ve meme kanseri hastalarının set-up doğrulamasında gri-değerin kemik doku eşleştirmesinden daha iyi sonuçlar verdiğini bulmuştur. Batumalai ve ark., CBCT ile meme kanseri hastalarının set-up hatalarını değerlendirirken kemik doku, yumuşak doku ve cerrahi klipslere dayanan görüntü eşleştirme yöntemlerini karşılaştırmışlar ve set-up hataları ile eşleştirme yöntemleri arasında net bir ilişki olmadığı sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda meme kanseri hastalarının planlamadan gelen referans görüntüleri ile CBCT görüntülerini eşleştirirken otomatik kemik ve gri-değer görüntü eşleştirme metotları kullanıldı. İki farklı marj hesaplama protokolü ile translasyonel ve transrotasyonel PTV marjı hesabı yapıldı. Bu protokollerde gri-değer ve kemik doku eşleştirme yöntemleri ile elde edilen düzeltme verileri sonucunda hesaplanan translasyonel PTV marjlarında en fazla 0,1 cm kadar fark görülürken iki eşleştirmedeki fark transrotasyonel PTV marjı hesaplamalarında 0,3 cm'ye ulaştığı bulundu.

Cai ve ark., çalışmalarında gri-değer eşleştirme yöntemi ile en büyük sistematik hatayı y (LNG) ekseninde 0,31 cm ve en büyük random hatayı aynı ekseninde 0,23 cm olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda ise translasyonel düzeltme değerlerine göre aynı eşleştirme metodu ile en büyük sistematik hata +y (LNG) yönünde 0,33 cm iken en büyük random hata -z (VRT) yönünde 0,34 cm olarak bulunmuştur. Çalışmamızdan elde ettiğimiz gri-değer eşleştirme sonuçlarına göre sistematik hata değeri aynı ekseninde ve yakın büyüklükte görülmüş olup random hata değeri farklı ekseninde izlenmiştir. Cravo ve ark., çalışmalarının görüntüleme protokolünde gri-değer eşleştirme metodunu ile en büyük sistematik hatayı y (LNG) ekseninde 0,33 cm ve en büyük random hatayı aynı ekseninde 0,31 cm olarak bulmuşlardır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz gri-değer eşleştirme sonuçlarına göre sistematik hata değeri aynı ekseninde ve aynı büyüklükte görülmüş olup random hata değeri farklı ekseninde izlenmiştir. Ayrıca çalışmamızda kemik eşleştirme metodu ile en büyük sistematik hata değeri +y (LNG) ve -z (VRT) yönlerinde 0,32 cm iken en büyük random hata değeri ise -y (LNG) yönünde 0,34 cm olarak bulunmuştur.

Sistematik ve random hataların değerlendirmesini Zhang ve ark., yaptıkları çalışmada farklı meme hacimleri ve farklı konumlar açısından ele almışlardır. GD/SCF tedavisinde z eksenindeki translasyonel hataların hem sol taraf hem de sağ taraf meme kanserli hastalarda yalnızca GD ışınlanan hastalara göre daha büyük olduğunu bildirmişlerdir. Sol taraf meme kanseri hastalarının sağ taraf kanserli hastalara göre hem GD hem de GD/SCF ışınlanan hastalarda y eksenindeki translasyonel hataların daha büyük çıktığı sonucuna ulaşmışlardır. Ayrıca mastektomi hastalarının konumlandırma hatalarının günlük olarak kontrol edilip düzeltilmesini önermişlerdir. Hasta popülasyonumuzun gruplara ayrılmamış olması çalışmamızın kısıtlılıkları arasında sayılmakla birlikte çalışmaya dahil edilen hastaların %80'i (8/10) sol yerleşimli olup %70'inin (7/10) PTV hacminde lenf nodları bulunmaktadır.

Yang ve ark., meme RT'sinde PTV marjlarını araştıran çalışmalarında 0,5 cm'lik marjın hedef dokunun kapsanması için yeterli olacağını bildirmişlerdir. PTV marj değerinin küçük çıkmasının nedeni hasta popülasyonundaki meme hacminin bölgesel nedenlerle küçük olması sayılmıştır. Donovan ve ark. ve Mourik ve ark. çalışmalarında meme RT'sinde PTV marjlarını x, y ve z eksenlerinde sırasıyla 0,6/0,5/0,5 cm ve 0,6/0,6/0,6 cm

olarak bulmuşlardır. Hasan ve ark., Kirby ve ark. ve Mulliez ve ark. PTV marjlarının yaklaşık olarak 1,0 cm olması gerektiğini bulmuşlardır. Cai ve ark., PTV marjlarını 0,7-0,9 cm aralığında bulmuşlardır. Tez çalışmamızda hem kemik hem de gri-değer eşleştirme yöntemleri ile Amsterdam protokolü hesabında PTV marj değerleri eksenlere göre 0,7-1,0 cm aralığında bulunmuştur. Eş. 2.11'de belirtilen Amsterdam protokolüne göre translasyonel düzeltme değerleri ile hesaplanan en büyük PTV marj değeri kemik eşleştirme metodu ile +y ve -z yönlerinde ve gri-değer eşleştirme metodu ile +x ve +y yönlerinde 1,0 cm bulunmuştur. Kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Amsterdam protokolü ile hesaplanan PTV marjlarında fark değeri 0,1 cm olarak saptanmıştır (Tablo 4.13). Eşleştirme yöntemlerinin her ikisinde de en büyük PTV marj değerinin +y yönünde görülmesinin nedenleri arasında hasta popülasyonunun %80'inin (8/10) sol yerleşimli ve %70'inin (7/10) PTV hacminde lenf nodlarının bulunması, kalp atışı ve serbest solunumun etkisi sayılabilir. Xiaobo ve ark.,'ın Rotterdam protokolünü referans aldıkları çalışmalarında PTV marjları x, y ve z eksenlerinde sırasıyla 0,6/0,6/0,7 cm olarak bulunmuştur. Çalışmamızda ise kemik ve gri-değer eşleştirme metotları ile Eş. 2.12'de belirtilen Rotterdam protokolüne göre hesaplanan PTV marj değerleri 0,6-0,8 cm aralığında bulunmuştur. Tüm eksen ve yönlerde hesaplanan marj değerleri birbirine yakın bulunmakla birlikte en büyük marj değeri hem kemik hem de gri-değer için +/- x ve +y yönünde 0,8 cm olarak hesaplanmıştır. Translasyonel düzeltme değerleri ile kemik ve gri-değer eşleştirme metotlarına göre Rotterdam protokolü ile hesaplanan PTV marjlarında fark değeri 0,1 cm bulundu (Tablo 4.13). Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarda belirtilen aralığın içinde bulunmuştur.

Çalışmamızda 10 meme kanseri hastanın kemik ve gri-değer görüntü eşleştirme yöntemlerine göre alınan 88 görüntü seti ile her bir eksen için +/- yönlerde alınan translasyonel düzeltme verileri istatistiksel olarak Paired Sample T-Testi uygulanarak değerlendirilmiştir (Tablo 4.18-4.19). İki görüntü eşleştirme yöntemi arasında LAT'de ( $p=0,362$ ) yapılan düzeltmelerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. LNG'de ( $p=0,0$ ) ve VRT'de ( $p=0,0$ ) yapılan düzeltmelerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir. Ancak çalışmamızda PTV marjı hesaplamaları eksenlerin +/- yönlerine bağlı olarak ayrı ayrı yapılmıştır. Rotterdam protokolüne göre PTV marjı hesaplamalarındaki % fark değerlendirme sonuçları istatistiksel anlamlılık değerlendirme

sonuçları ile LAT, LNG ve VRT eksenler için uyumlu görülmüştür. PTV marj farkı LNG ve VRT eksenlerin negatif yönlerinde izlenmiştir. Amsterdam protokolü için değerlendirildiğinde ise LNG ve VRT eksenlerde uyumluluk gözlenirse de LAT eksen için korelasyon görülmemiştir. Bu eksen için PTV marj farkı pozitif yönde bulunmuştur.

Literatür taramasında meme kanseri hastalarında transrotasyonel hataların PTV marjlarına katkısını araştıran çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızın bu bölümünün kıyaslaması yapılamamıştır. Ancak Choi ve ark., baş boyun ve beyin tümörlerinin RT'sinde translasyonel ve rotasyonel hareketin etkisini birlikte araştırarak 6D CBCT düzeltme yönteminin etkinliğini araştırmışlardır. 3D düzeltme yöntemine göre belirgin farklılıklar olmadığı sonucuna ulaşmışlardır. Rotasyonel hataların büyük ölçekte yer değiştirmeye neden olabileceği büyük tümörlerin tedavisinde ve küçük hataların büyük önem taşıdığı kritik durumlarda avantajlı olabileceğine vurgu yapmışlardır. Çalışmamızda rotasyonel düzeltmelerin PTV marjlarını 0,0-0,3 cm aralığında değiştirebildiği sonucuna varılmıştır. Transrotasyonel hareketin PTV marjlarını etkilemesinin nedenleri arasında sabitleme araç gereçlerinin baş boyun vakalarında meme vakalarına göre daha stabil bir hasta pozisyonlandırması sağlayabilmesi bunun yanı sıra alan genişliğinin meme kanseri hastalarında daha büyük olması sayılabilir.

Çalışmamızda transrotasyonel eksende kemik eşleştirme metoduna göre en büyük sistematik hata +y (LNG) yönünde 0,41 cm; en büyük random hata +x (LAT) yönünde 0,40 cm bulundu. Gri-değer eşleştirme metoduna göre en büyük sistematik hata +x (LAT) ve +y (LNG) yönlerinde 0,31 cm; en büyük random hata -z (VRT) yönünde 0,34 cm bulundu. Kemik ve gri-değer karşılaştırmasında hem sistematik hem de random hatalarda fark değeri 0,1 cm bulundu (Tablo 4.11).

Kemik ve gri-değer eşleştirme yöntemleri ile Amsterdam protokolüne göre hesaplanan transrotasyonel PTV marj değerleri kemik eşleştirmede 0,6-1,2 cm ve gri-değer eşleştirmede 0,6-0,9 cm aralığında bulunmuştur. Kemik ve gri-değer eşleştirme metodlarına göre Amsterdam protokolü ile hesapladığımız PTV marjlarında fark değeri 0,3 cm bulundu (Tablo 4.15). Rotterdam protokolü ile hesaplanan PTV marj değerleri ise kemik eşleştirmede 0,6-1,0 cm ve gri-değer eşleştirmede 0,6-0,8 cm aralığında bulunurken metodlar arasındaki PTV marj farkı 0,2 cm bulundu (Tablo 4.15). Transrotasyonel

düzeltilme değerleri ile hesaplanan PTV marjlarında Amsterdam ve Rotterdam protokolleri arasında kemik veya gri-değer eşleştirme metotlarında fark 0,2 cm olarak izlenmektedir. Amsterdam protokolü ile hesaplanan marj değerleri Rotterdam protokolünden yaklaşık olarak 0,2 cm büyük bulunmuştur (Tablo 4.15).

Çalışmamızda hasta sayısının az olması ve çalışmaya dahil edilen hastaların tedavi bölgelerinin farklılıklar içermesi nedeni ile maksimum PTV marjının translasyonel ve transrotasyonel düzeltilme değerleri ile yorumlanmasını güçleştirmiştir. Ayrıca bu çalışmanın retrospektif olması ve hasta başına alınan görüntü sayısının az olması dezavantaj olarak görülmektedir.

Sauer ve ark., radyoterapide SGRT kullanımını lazerlere kıyasla daha yüksek doğrulukla konumlandırma yapması nedeniyle tavsiye etmektedir. RT sırasında hastanın doğru konumlandırılması istenen doz dağılımının uygulanması açısından da çok önemlidir. Çalışmamızda meme kanseri hastalarının RT öncesi pozisyonlandırılmasında birbirinin tamamlayıcısı olan IGRT, cilt işaretlemeleri ve lazerlerden yararlanılmıştır. Bu yaklaşımın dezavantajları arasında konumlandırma doğruluğunun düşük olması, cilt işaretlerinin silinmesi veya düzensiz yenilenmesi ve tedavi sırasında hastanın pozisyonunun kontrol edilememesi sayılabilir. Yüzey takip sistemlerinden yararlanılmamış olması çalışmamızın kısıtlamalarından sayılabilir. Yüzey takip sistemlerinin RT’de kullanılması set-up hatalarında ve görüntüleme süresinde azalma nedeniyle tedavinin etkinliğini artıracak ve PTV marjlarında da küçülmeye katkı sağlayacaktır. Bu nedenle yapılacak çalışmalarda yüzey takip sistemlerinden yararlanılması tavsiye edilmektedir.

Diğer bir sınırlılık ise çalışmaya dahil edilen hasta grubunun solunum kontrolünde tedaviye alınmamış olmasıdır. Bu nedenle serbest solunum ile RT’ye alınan hasta grubunun set-up hatalarının ve PTV marjlarının etkilendiği düşünülmektedir.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda retrospektif olarak Akdeniz Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda VMAT tekniği ile tedavi görmüş meme kanseri tanılı 10 kadın hastanın tedavi öncesi çekilen kesitsel CBCT görüntüleri kullanılarak translasyonel ve translasyonel-rotasyonel düzeltme değerleri analiz edilerek kartezyen koordinat sistemine bağlı PTV marjına etkisi araştırıldı.

Hedef konumunun doğrulanması ve kritik organ toksisitesinin azaltılması için set-up doğrulanması ve düzeltilmesi önem kazanmaktadır. Hedef hacmin konumlandırılmasında belirsizliklere yol açan birçok neden bulunmaktadır. Kavisli GD, cilt kıvrımları, OARs, solunum hareketi, SCF, aksiller lenf nodlarının anatomik konumları gibi nedenlerle meme RT'si zorluklar içermektedir. Böylelikle tedavinin her fraksiyonundan önce translasyonel ve rotasyonel set-up hatalarını en aza indirmek için IGRT tekniklerinden faydalanılması önerilmektedir. Set-up hataları ve fraksiyonlar arası hareketten kaynaklı hasta pozisyonundaki hatalar hedef hacim ve OARs dozlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu nedenle IGRT, VMAT gibi tedavi tekniklerinin güvenli şekilde uygulanmasının ön koşuludur.

Tez çalışmamızda translasyonel düzeltmelerin yanı sıra translasyonel ve rotasyonel düzeltmelerin birleşik etkisi ile Amsterdam ve Rotterdam protokolleri kullanılarak PTV marjı hesaplanmıştır. Ancak çalışmamız meme kanseri hastalarında transrotasyonel hareketin PTV marjlarına katkısını araştıran çalışmaya rastlanmaması açısından göreceli kalmaktadır. Ayrıca araştırmamızda sistematik ve random hataları hesaplarken translasyonel ve rotasyonel düzeltmelerde negatif ve pozitif yönlerdeki düzeltme verilerini ayrıştırarak hesaplama yapılmıştır. Daha önce yapılan çalışmalarda ise negatif ve pozitif yönler birlikte değerlendirilmiştir. Zıt yönlerdeki marjlarda düşük düzeyde farklılıklar olduğu izlenmiş olup hasta ve görüntü sayısının az olması nedeni ile incelemeye alınan popülasyonun gruplara ayrılamaması sonuçların yorumlanmasını güçleştirmiştir.

Amsterdam protokolüne göre translasyonel düzeltme değerleri ile hesapladığımız PTV marjı en fazla 1,0 cm bulunurken, bu değer transrotasyonel için 1,2 cm bulunmuştur. Rotterdam protokolüne göre ise translasyonel ve transrotasyonel düzeltme değerleri ile hesapladığımız PTV'nin en fazla marj değeri sırasıyla 0,8 cm ve 1,0 cm olarak hesaplanmıştır. Bu PTV marj verileri kemik eşleştirme yöntemi ile elde edilmiştir. Çalışmamızda diğer eşleştirme yöntemi olan gri-değer için ise Amsterdam protokolüne göre PTV marj değerleri hem translasyonel hem de transrotasyonel için 1,0 cm bulunurken Rotterdam protokolüne göre ise 0,8 cm bulunmuştur. Böylelikle farklı eşleştirme yöntemleri ve farklı marj hesaplama protokoller için PTV marj değerini 0,8-1,2 cm aralığında tespit edilmiştir. Hasta sayısının ve hasta başına alınan görüntü sayısının artırılması, homojen hasta gruplarının oluşturulması ayrıca prospektif çalışma dizaynı yapılması çalışmanın PTV marj hesaplama verisinin belirgin düzeyde yorumlanabilmesini sağlayacaktır.

Çalışmamızda meme kanseri hastalarının RT'sinde translasyonel düzeltme değerlerinin yanı sıra transrotasyonel düzeltme değerleri ile PTV marj hesabı yapılarak LAT, LNG ve VRT eksenlerin +/- yönleri için değerlendirilmiştir. Tez çalışmamızda rotasyonel hareketin PTV marjına katkısını araştıran bu hesaplama yönteminin literatüre katkı sağlanacağı düşünülmektedir.

Hasta konforunun artırılması ve konumlandırma hatalarının azaltılarak RT'de büyük önem taşıyan genişletilmiş PTV marjlarında küçülme sağlanması amacıyla hasta pozisyonlandırmasında kullanılan konvansiyonel meme eğik düzlemi dışında daha ideal araç gereçlerin kullanılması tavsiye edilmektedir. Ayrıca tedavi sırasında hasta pozisyonunun istemsiz hareketini azaltılması için yüksek stabilitesi ve tekrarlanabilirliği olan SGRT ve DIBH gibi araç gereçlerin kullanılması önerilmektedir.

Sonuç olarak tüm radyasyon onkolojisi kliniklerinin RT'nin etkili bir şekilde uygulanması açısından kendi kliniklerinin set-up belirsizliklerini nedenleri ile belirleyip referans protokolleri kullanarak PTV marjlarını belirlemesi tavsiye edilmektedir.

## KAYNAKLAR

Akman, F, ICRU 83'ün Eksternal Radyoterapide Volüm ve Doz Tanımlamalarına Getirdiği Yenilikler. MedFiz@Online. 2018; 8: 11-15.

Alabedi H. Assesing setup errors and shifting margins for planning target volume in head, neck, and breast cancer. 2023; 394-398.

Batumalai V, Holloway L, Delaney GP. A review of setup error in supine breast radiotherapy using cone-beam computed tomography. Med Dosim. 2016 Autumn; 41(3): 225-9.

Beyzadeoğlu MM, Ebruli CC. Temel Radyasyon Onkolojisi. 2. Baskı. Ankara; 2018, p:300-367.

Bland KI, Copeland EM, Klimberg VS, Gradishar WJ. The Breast Comprehensive Management of Benign and Malignant Diseases. 5 th ed. Philadelphia: Elsevier, 2018, p: 297.

Cai G, Hu WG, Chen JY, Yu XL, Pan ZQ, Yang ZZ, Guo XM, Shao ZM, Jiang GL. Impact of residual and intrafractional errors on strategy of correction for image-guided accelerated partial breast irradiation. Radiat Oncol. 2010 Oct 26; 5: 96.

Chao KS. Practical Essentials of Intensity Modulated Radiotherapy Çeviren: Prof. Dr. Gökhan Özyiğit, Dünya Tıp Kitabevi, Ankara; 2015. p: 270-294.

Choi HS, Kang KM, Ha IB, Jeong BK, Song JH, Kim CH, Jeong H. Comprehensive Analysis of Set-up Gain of 6 Dimensional Cone-Beam CT Correction Method in Radiotherapy for Head and Neck and Brain Tumors. Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2022.

Cravo Sá A, Fermento A, Neves D, Ferreira S, Silva T, Marques Coelho C, Vaandering A, Roma A, Quaresma S, Bonnarens E. Radiotherapy setup displacements in breast cancer patients: 3D surface imaging experience. Rep Pract Oncol Radiother. 2018 Jan-Feb; 23(1): 61-67.

Dobler B, Mai S. Evaluation of possible prostate displacement induced by pressure applied during transabdominal ultrasound image acquisition. Strahlenther Onkol. 2006; 182:240-246.

Donovan EM, Castellano I, Eagle S, Harris E. Clinical implementation of kilovoltage cone beam CT for the verification of sequential and integrated photon boost treatments for breast cancer patients. Br J Radiol. 2012; 85(1019): 1051-1057.

Erel S, Atahan MK. Memenin Anatomisi, Fizyolojisi ve Değerlendirilmesi, Genel Cerrahi Ders Kitabı, 2021; 35; s:1-16

Feldkamp L, Davis LC, Kress J. Practical cone-beam algorithm. J. Opt. Soc. Am. A., 1984, p: 612-619.

Göksel EO. Meme Kanserinde Radyoterapi Planlama Teknikleri. F. A. Hatice Bilge BECERİR içinde, Radyoterapi Fiziği, Nobel, 2020, s: 606.

Gültekin M. Klinik Radyasyon Onkolojisi El Kitabı, Akademisyen Kitabevi, 2021, 33, s: 497-525.

Hasan Y, Kim L, Wloch J, Chi Y, Liang J, Martinez A, Yan D, Vicini F. Comparison of Planned Versus Actual Dose Delivered for External Beam Accelerated Partial Breast Irradiation Using Cone-Beam CT and Deformable Registration. International Journal of Radiation Oncology, 2011; 80(5): 1473-1476.

Herk M. Errors and Margins in Radiotherapy. Seminars in Radiation Oncology, 2004: s. 52-64.

Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque VJ. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2000; 47(4): 1121-1135.

International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Report No.50, ICRU, Bethesda, MD, 1993.

International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. (Supplement to ICRU Report 50), Report No.62, ICRU, Bethesda, MD, 1999.

International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU. Prescribing, Recording and Reporting Intensity-Modulated Photon Beam Therapy (IMRT). Report No.83, *Journal of the ICRU*-vol 10, no:1 2010, Oxford University Press.

International Atomic Energy Agency (IAEA) Human Health Report. Introduction of Image Guide Radiotherapy into Clinical Practice. No.16, Vienna, 2019.

Jiang P, Zhang X, Wei S, Zhao T, Wang J. Set-up error and dosimetric analysis of HexaPOD evo RT 6D couch combined with cone beam CT image –guided intensity-modulated radiotherapy for primary malignant tumor of the cervical spine. *J Appl Clin Phys*. 2020; 21(4): 22-30.

Keall P, Mageras G, Balter J. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006.

Khan FM, Gibbons JP, *The Physics of Radiation Therapy*, 5<sup>th</sup> ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins Company; 2014, p: 510-523.

Kirby A.M, Evans P.M, Ellen M. Donovan E.M, Convery H.L, Haviland J.S, Yarnold J.R. Prone versus supine positioning for whole and partial-breast radiotherapy: a comparison of non-target tissue dosimetry. *Radiation Oncol*. 2010; 96: 178-184.

Kung JS, Tran WT, Poon I, Atenafu EG, Courneyea L, Higgins K, Enepekides D, Sahgal A, Chin L, Karam I. Evaluation of the Efficacy of Rotational Corrections for Standard-Fractionation Head and Neck Image-Guided Radiotherapy. *Technol Cancer Res Treat*. 2018; 18: 1-7.

Mohandass P, Khanna D, Manoj Kumar T, Thiagaraj T, Saravanan C, Bhalla KN, Puri A. Study to Compare the Effect of Different Registration Methods on Patient Setup Uncertainties in Cone-beam Computed Tomography during Volumetric Modulated Arc Therapy for Breast Cancer Patients. *Journal of Medical Physics*, 2018; 43: 207-213.

Mulliez T, Gulyban A, Vercauteren T, van Greveling A, Speleers B, De Neve W, Veldeman L. Setup accuracy for prone and supine whole breast irradiation. *Strahl. Onkol*. 2016; 192: 254-259.

Nakano H, Tanabe S, Sasamoto R, Takizawa T, Utsunomiya S, Sakai M, Nakano T, Ohta A, Kaidu M, Ishikawa H. Radiobiological evaluation considering setup error on single-isocenter irradiation in stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys*. 2021; 22(7): 266-275.

National Comprehensive Cancer Network (NCCN) Clinical Practice Guidelines in Oncology. Version 5. 2023; 57.

Pendergrass EP. Review of The Life and Times of Emil H. Grubbe by Paul C. Hodges. Autumn 1965.

Pouliot J, Hashemi AB, Chen J. Low-Dose Megavoltage ConeBeam CT for Radiation Therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 2004; 61(2): 552–560.

Sauer TO, Ott OJ, Lahmer G, Fietkau R, Bert C. Prerequisites for the clinical implementation of a markerless SGRT-only workflow for the treatment of breast cancer patients. *Strahlenther Onkol*. 2023;199, 22-29.

Sönmez B. Meme Kanseri ve Tedavi Yöntemleri. T.C. Erciyes Üniversitesi Eczacılık Temel Bilimler Anabilim Dalı Bitirme Ödevi, 2012, Kayseri.

Stroom JC, de Boer HC, Huizenga H, Visser AG. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999; 43(4): 905-19.

Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, Bray F. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA Cancer J Clin.* 2021; 71(3): 209-249

Ünal H. Tüm Meme Radyoterapisinde Alan-İçi-Alan Tekniğine Farklı Foton Enerji Düzeylerinin Etkisinin Araştırılması, Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2020, Antalya (Danışman: Doç. Dr. Nina TUNÇEL).

Urie MM, Goitein M, Doppke K, Kutcher JG, LoSasso T, Mohan R, Munzenrider JE, Sontag M, Wong JW. The role of uncertainty analysis in treatment planning, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1991; 21: 91-107.

van Mourik A, van Kranen S, den Hollander S, Sonke JJ, van Herk M, van Vliet-Vroegindeweij C. Effects of setup errors and shape changes on breast radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2011; 79(5): 1557–64.

Wang W. Radiotherapy in the management of early breast cancer. *Journal of Medical Radiation Sciences.* 2012; 60: 40-46.

Xiu-Qing Ai, Cheng-Qiong Tang, Heng Wu, Turd Garbo, Xue Wang, Jiang-Ping Liu, Yao-Feng Cao, Hua Jin. Comparison of positioning accuracy of different registration methods and dosimetric analysis of adaptive radiotherapy for breast cancer after breast conserving surgery. *Translational Cancer Research*, 2020; 9(5).

Yang D.S, Yoon W.S, Chung S.Y, Lee S, Lee J.A, Park Y.J, Kim C.Y, Son G.S. Set-up uncertainty during breast radiotherapy. *Strahlenther Onkol*, 2013;189: 315-320.

Zang HJ, Zang C, Ge RG, Liu XL, Cong XH, Qu BL, Ma L. Evaluation of positional error during radiotherapy for breast cancer after modified radical mastectomy. *Biomedical Research.* 2017; 28(17): 7526-7533.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

|              |       |         |  |
|--------------|-------|---------|--|
| Adı          | Ayda  | Uyruğu  |  |
| Soyadı       | Bolat | Tel no  |  |
| Doğum tarihi |       | e-posta |  |

### Eğitim Bilgileri

| Mezun olduğu kurum |  | Mezuniyet yılı |
|--------------------|--|----------------|
| Lise               |  |                |
| Lisans             |  |                |
| Yüksek Lisans      |  |                |
| Doktora            |  |                |

### İş Deneyimi

| Görevi | Kurum | Süre (yıl-yıl) |
|--------|-------|----------------|
|        |       |                |
|        |       |                |
|        |       |                |
|        |       |                |

| Yabancı Dilleri | Sınav türü | Puanı |
|-----------------|------------|-------|
| İngilizce       |            |       |
| İngilizce       |            |       |

### Proje Deneyimi

| Proje Adı | Destekleyen kurum | Süre (Yıl-Yıl) |
|-----------|-------------------|----------------|
|           |                   |                |
|           |                   |                |

### Burslar-Ödüller:

### Yayınlar ve Bildiriler: