

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

KONİK HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN
TEDAVİ PLANLAMA AMAÇLI KULLANIMI

Özlem Yaşar TOYKAN ÇİFTLİKLİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2016-ANTALYA

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

KONİK HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNİN
TEDAVİ PLANLAMA AMAÇLI KULLANIMI

Özlem Yaşar TOYKAN ÇİFTLİKLİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

2016-ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü M¼d¼rl¼ę¼ne;

Bu alışma j¼rimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında Y¼ksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 27/06/2016

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

Akdeniz niversitesi

ye : Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN

Akdeniz niversitesi

ye : Doç. Dr. Mustafa Yıldız

Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi

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

Prof. Dr. Narin DEMİR

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.

Özlem Yaşar TOYKAN ÇİFTLİKLİ

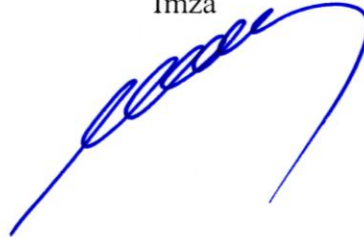
İmza



Tez Danışmanı

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

İmza



TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı ve danışmanım olan Prof. Dr. Melek Nur Yavuz'a

Tezimle ilgili yaptığım çalışmaların her adımında desteğini esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Yiğit Çeçen'e

Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bir ekip olarak zevkle çalıştığım tüm fizikçi, doktor, tekniker ve hemşirelere,

Tez çalışmalarım boyunca desteğini esirgemeyen kız kardeşim Hülya Duman'a ve arkadaşım Eda Kurşungeçmez Çavuş'a

Hayatımın her alanında beni destekleyen anne ve babama,

Moral ve motivasyon kaynağım olan, sabırla beni destekleyen eşime ve oğlum Efe'ye

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı Elekta Synergy X-ray Volume Imaging (XVI) görüntüleme sistemleri ile elde edilen kilo voltaj konik huzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) görüntülerinin doz hesaplama amaçlı kullanılabilirliğinin incelenmesidir.

Yöntem: kV-KHBT görüntülerinin, görüntü kalitesini ve doğruluğunu arttırmak için sistem kalibrasyon ve kalite kontrol işlemleri yapılmıştır. BT numarası kalibrasyonu için Catphan® kalibrasyon fantomu kullanılmıştır. Tedavi planlama sisteminde (TPS) üç farklı plan oluşturulmuş ve kaydedilmiştir.

GE Light Speed RT ve XVI görüntüleme sistemleri ile Rando Fantom baş ve toraks BT kesitleri elde edilmiştir. Kesitler üzerine kayıtlı planlar uygulanmıştır. Mutlak ve göreceli doz karşılaştırmaları farmer tipi iyon odası ve 2D Array düzlem dedektör kullanılarak yapılmıştır.

Bulgular: XVI sistem kalibrasyon işlemleri ardından görüntü kalitesi %3 iyileşmiştir. İki farklı görüntüleme sistemi ile oluşturulan planların MU (Monitör unit) değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. TPS ile iyon odası mutlak doz farkı 9F (9 alan) için % 1,25 ile % -1,48 ve 2F (2 alan) planlarda % -0,9 ile % 1,4 arasında bulunmuştur. Göreceli doz ölçümü sonuçları 3 mm DTA (Distance to agreement) %3DD (Dose difference) kriterleri için gama analizi ile $\delta < 1$ bulunmuştur.

Sonuç: kV-KHBT görüntüler ve BT görüntüler üzerine uygulanan aynı planların dozimetrik ölçümleri %2 tolerans değer aralığında bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: kV-KHBT doz hesaplama; Hounsfield birimi; kV-KHBT kalite kontrolü; gama analizi

ABSTRACT

Objective: The aim of this thesis is to examine the images of kilovoltage cone beam Computed Tomography (kV-CBCT) obtained by Elekta Synergy X-ray Volume Imaging system (XVI) and investigate their use in patient dose planning calculations.

Method: Calibration and quality control procedures had been made to improve the image quality of the kV-CBCT system. Cathphan® calibration phantom had been used for CT number calibration. 3 different plans had been created in the treatment planning system (TPS). Head and thorax CT scans obtained with GE Light Speed RT and XVI imaging system. Registered plans are implemented on the head and thorax Rando phantom sections. Absolute and relative dose comparisons had been made by using farmer type ionization chamber and 2D plane array detector. Absolute dose difference comparing the ion chamber with the TPS were found between; % 1,25- % 1,48 for 9F plan and % - 0,9 and % 1,4 for 2F plan respectively.

Results: The image quality have been improved %3, after XVI system calibration procedures. There wasn't any significant difference between the MU (Monitor unit) values of the plans created by two different imaging systems. Ion chamber dosimetry and TPS absolute dose difference was found for 9F (9 field) between 1.48 % and 1.25 % , for 2F (2 fields) between % 1.4 and % -0.9. The results of relative dose-measuring criteria of gamma analysis were $\delta < 1$ for 3 mm DTA (Distance to agreement) % 3 DD (Dose difference).

Conclusion: The same plans applied on kV- KHBT images and CT images dosimetric measurements were %2 tolerance range.

Key words: kV-CBCT dose calculation; Hounsfield units (HU); kV-CBCT quality control; gamma analysis

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. IGRT	4
2.2. IGRT Yöntemleri	6
2.2.1. EPID (Elektronik Portal Görüntüleme) ile IGRT (EPID-IGRT)	7
2.2.2. Ultrasonografi ile IGRT (USG-IGRT).....	7
2.2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ile IGRT (MRI-IGRT)	8
2.2.4. Megavolt Bilgisayarlı Tomografi ile IGRT (MVBT-IGRT)	9
2.2.5. Kilovolt (kV) Bilgisayarlı Tomografi ile IGRT (kVBT-IGRT)	10
2.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	13
2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu	14
2.5. Elekta Synergy XVI.....	22
2.5.1. Elekta Synergy XVI Sisteminin Genel Yapısı	22
2.5.2. kV Dedektör Paneli Görüntüleme Pozisyonları.....	26
2.6. Elekta Synergy XVI Yazılımı	31
2.7. Amorf Silikon Panel Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler.....	32
2.8. Elekta Synergy XVI Kalibrasyonları	34
2.8.1. Geometrik Kalibrasyonlar	34
2.8.1.1. Görüntü Rekonstrüksiyon Kalibrasyonu.....	35
2.8.1.2. Flexmap Piksel Değer Kalibrasyonu.....	35
2.8.2. Görüntüleme Kalibrasyonları.....	38
2.8.2.1. Kazanç Kalibrasyonu	38

2.8.2.2.Kötü Piksel Haritası Kalibrasyonu.....	39
2.8.3. BT Numarası Kalibrasyonu	40
2.9. Kalite Kontrol Testleri:	43
2.9.1. Geometrik Kalite Kontroller:	43
2.9.1.1. KHBT ve Doğrusal Hızlandırıcı Eş Merkez Kontrol Testi:.....	43
2.9.1.2.Yeniden Pozisyonlandırma Kontrol Testi:.....	44
2.9.2. Görüntü Kalite Kontrol Testleri:.....	45
2.9.2.1. 3D BT Numarası Tutarlılığı ve Doğrusallığı (3D Uniformity).....	46
2.9.2.2. 3D Düşük Kontrast Çözünürlük.....	47
2.9.2.3. 3D Çözünürlük.....	48
2.9.2.4. 3D Eksen Geometri Ölçümü	48
2.10. Gama Histogram Analizi.....	49
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	52
3.1. Araç ve Gereçler	52
3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	52
3.1.2. Doğrusal hızlandırıcı.....	53
3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi.....	54
3.1.4. Farmer Tipi İyon Odası.....	54
3.1.5. Elektrometre.....	55
3.1.6. 2D Array Dozimetri Sistemi	56
3.1.7. Vücut Fantomu.....	57
3.1.8. Katı Su Fantomu	58
3.1.9.Kalibrasyon Fantomu	59
3.1.10. Flexmap Kalibrasyon Fantomu.....	60
3.1.11. Su Tankı	60
3.1.12. Görüntü Aktarım Sistemi	61
3.1.13. Sanal Simülasyon Yazılımı.....	61
3.1.14. İş İstasyonu	62
3.1.15. Hasta Data Aktarım Sistemi.....	64
3.2. YÖNTEM.....	65
3.2.1.XVI Sistem Kalite Kontrol ve Kalibrason İşlemleri.....	65

3.2.2. Tedavi Planlamalarının Oluşturulması:.....	67
3.2.3. Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması	71
3.2.4. Farmer Tipi İyon Odası İle Nokta Dozun Ölçülmesi.....	73
3.2.5. 2D Array İle Göreceli Doz ve Nokta Dozu Ölçümü.....	75
4. BULGULAR.....	77
4.1. XVI Sistem Kalibrasyonu Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Görüntü Kalitesi Testleri	77
4.2. XVI Sistemi Kalibrasyon Öncesi ve Sonrası BT Numarası Değerleri	77
4.3. XVI Sistemde Farklı Tarama Prosedürleri İçin BT Numarası Elektron Yoğunluğu Tabloları	79
4.4. Rando Fantomun XVI ve GEBT ile Alınan Kesitleri Üzerinde, İki Alan ve Dokuz Alan Planların MU Değer Karşılaştırması	83
4.5. Planlanan ve Ölçülen Doz Değerleri.....	89
4.6. Planlama Sistemi ile Plan Karşılaştırmaları.....	90
KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	108

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Nominal ışınlanan alan uzunluğu.....	31
Tablo 3.1: XVI sistem kalibrasyon işlemleri sırası	65
Tablo 3.2. Tedavi planlarının isimlendirilmesi	68
Tablo 3.3: 9F planlama için alanlara ait gantry, kolimasyon, masa açısı, alan boyutu ve enerji bilgileri	69
Tablo 3.4. 2FT ve 2FB planlama alanlarına ait gantry, kolimasyon, masa açısı, alan boyutu ve enerji bilgileri	70
Tablo 4.1. XVI sistemi kalite kontrol sonuçları	77
Tablo 4.2. Farklı tarama prosedürleri	78
Tablo 4.3. Kalibrasyon öncesi ve sonrası BT numarası standart sapma değerleri	78
Tablo 4.5. Üç tarama prosedürü ile elde edilen Catphan fantom malzemelerinin BT numarası değerleri	82
Tablo 4.6. 9F planın GEbT-toraks ve XVI-toraks kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri	88
Tablo 4.7. 9F planın GEbT-baş ve XVI-baş kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri	88
Tablo 4.8. 2FT planın GEbT-toraks ve XVI-toraks kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri.....	88
Tablo 4.9. 2FB planın GEbT-baş ve XVI-baş kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri	88
Tablo 4.10. 9F planların iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları	89
Tablo 4.11. 9F planların 2D Array ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları	89
Tablo 4.12. 9F planların 2D Array ile elde edilen gama analizi sonuçları.....	90
Tablo 4.13. 2FT ve 2FB planların iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları	90

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. 1958 –Princess Margaret Hospital, X-otron cobalt-60 tedavi ünitesi tanıtımı ..5	5
Şekil 2.2. Elekta synergy platform EPID portal görüntüleme sistemi.....7	7
Şekil 2.3. Ultrasonik görüntüleme ile IGRT tedavi tekniği8	8
Şekil 2.4. ViewRay MR- görüntüleme ile IGRT tedavi tekniği9	9
Şekil 2.5. MVBT Accuray – TomoTherapy9	9
Şekil 2.6. CyberKnife Stereoskopik kV görüntümle sistemi.....10	10
Şekil 2.7. Novalis® ExacTrac® 6 boyutlu hasta görüntüleme sistemi11	11
Şekil 2.8. Siemens Debuts IM-RealART in room CT-on rail görüntüleme sistemi.....12	12
Şekil 2.9. ELEKTA Synergy kV- KHBT system12	12
Şekil 2.10. Bilgisayarlı tomografi (BT) aygıtı13	13
Şekil 2.11. Konik huzme ve fan huzme 2D projeksiyonları14	14
Şekil 2.12. Görüntü matrisi.....15	15
Şekil 2.13. Rakamsal görüntünün gri seviyelere dönüşümü.....16	16
Şekil 2.14. Artan projeksiyon sayısı, A)Gerçek obje, B) 2 projeksiyon, C) 4 projeksiyon, D) 8 projeksiyon, E) 16 projeksiyon, F) 32 projeksiyon17	17
Şekil 2.15. Arttırılan projeksiyon sayısının uzaysal ayırma gücüne etkisi17	17
Şekil 2.16. Nokta obje görüntüleme için filtre geri projeksiyon prensibi temsili gösterimi18	18
Şekil 2.17. Foton azalımı19	19
Şekil 2.18. Hastadan geçen bir projeksiyon.....20	20
Şekil 2.19. Dijital görüntünün BT numarasına çevrilmesi21	21
Şekil 2.20. Abdomen bölge için 80 gri seviye ile gösterilen BT numarası skalası.....22	22
Şekil 2.21. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi görünür bileşenleri, 1) kV kaynağı, 2) kV detektör kolu, 3) kV dedektör paneli, 4) XVI kontrol kumandası ...23	23
Şekil 2.22. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi kV kaynağı bileşenleri, 1) kV kaynağı, 2) Filtre kaseti, 3) Kolimatör kaseti, 4) El tutma yeri, 5) Kv kaynağı hareket kilidi butonu, 6) kV devre dışı bırakma (touchguard)23	23
Şekil 2.23. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi kV kaynağı kolu bileşenleri, 1) kV kaynağı destek kolları 2) Geri çekilebilir kılavuz kablo.....24	24

Şekil 2.24. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi x-ışını tüpü.....	25
Şekil 2.25. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi M20 kolimasyon kaseti	25
Şekil 2.26. Elekta Synergy XVI sisteminin SFOV temsili resmi, 1) kV X-Işını ışın odak nokta, 2) kV görüntüleme paneli, 3) kV X-Işını referans eksenini.....	27
Şekil 2.27. Elekta Synergy XVI sisteminin MFOV temsili resmi; 1) kV x-ışını ışın odak noktası, 2) kV görüntüleme paneli, 3) kV x-ışını referans eksenini, 4) Görüntüleme alan x-ışını alanı.....	28
Şekil 2.28. Elekta Synergy XVI sisteminin LFOV temsili resmi	29
Şekil 2.29. Doğrusal hızlandırıcı yönleri	30
Şekil 2.30. KHBT görüntüleme artefaktları.....	33
Şekil 2.31. Ball-bearing kalibrasyon fantomunun Elekta synergy XVI ve tedavi cihazı eşmerkezleşme kalibrasyonu temsili resmi.....	36
Şekil 2.32. Uygun olmayan flexmap haritası.....	37
Şekil 2.33. Panel eğimini gösteren radyografik görüntü	37
Şekil 2.34. Kalibrasyon fantomu ile, a-b) Kazanç kalibrasyonu öncesi c) Kazanç kalibrasyonu sonrası alınan görüntü	38
Şekil 2.35. Kötü piksel.....	39
Şekil 2.36. Kötü piksel haritası.....	39
Şekil 2.37. BT numarası okunması.....	40
Şekil 2.38. Catphan® Fantom ve kontrast ayırma modülü.....	41
Şekil 2.39. Farklı kalibrasyon fantomları için BT numarası elektron yoğunluğu eğrisi..	42
Şekil 2.40. Farklı görüntüleme prosedürleri ve değişik yoğunluktaki materyallerin BT numarası değer değişimi	42
Şekil 2.41. Farklı görüntüleme prosedürleri için BT numarası - ED eğrisi.....	42
Şekil 2.42. Penta Guide kalite kontrol fantomu	43
Şekil 2.43. Penta Guide kalite kontrol fantomu ile yeniden pozisyonlandırma kontrol testi.....	44
Şekil 2.44. Catphan® fantom kalite kontrol işlemleri için yerleşimi	45
Şekil 2.45. Catphan® fantom 3D BT numarası doğrusallığı.....	46
Şekil 2.46. Catphan® fantom 3D düşük kontrast çözünürlük.....	47
Şekil 2.47. Catphan® fantom 3D çözünürlük.....	48
Şekil 2.48. Catphan® fantom 3D eksen geometri ölçümü	49

Şekil 2.49. a-b) Gama histogram analiz yöntemi geometrik tanımı, c) Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanması ve 2 mm DTA ve 2%DD için 2B Array ile elde edilen gama analizi sonucu (95% tolerans değer içerisinde).....	50
Şekil 2.50. TPS’de hesaplanan doz haritasının 2D Array ile ölçülen doz haritalasıyla karşılaştırılması.....	51
Şekil 3.1. GE Light Speed RT bilgisayarlı tomografi cihazı	52
Şekil 3.2. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı cihazı	53
Şekil 3.3. Elekta PrecisePLAN® 2.15 planlama sistem	54
Şekil 3.4. IBA-Wellhöfer farmer tipi FC65P iyon odası	55
Şekil 3.5. IBA-Wellhöfer Dose-1 elektrometre	56
Şekil 3.6. İBA MatriXX ve OmniPro-I’ mRT yazılım programı	57
Şekil 3.7. Alderson Rando® fantom.....	58
Şekil 3.8. Katı su fantomu	59
Şekil 3.9. Catphan® fantom.....	59
Şekil 3.10. Elekta ball-bearing (BB) fantom	60
Şekil 3.11. Elekta su tankı	60
Şekil 3.12. GE Advantage Sim MD Yazılımı.....	62
Şekil 3.13. TomoCon 3.0 uygulamaları	63
Şekil 3.14. Her hangi bir noktadaki ya da iki nokta arasındaki doğrusal yoğunluk farkı.	63
Şekil 3.15. MOSAIQ® Data Director.....	64
Şekil 3.16. Tomocon iş istasyonu ile BT numarası görüntüleme penceresi	66
Şekil 3.18. Rando fantom toraks ve baş tarama alanları.....	68
Şekil 3.19. Ge Light Speed BT toraks alanı taraması.....	68
Şekil 3.20. 9F tedavi planlarının baş kesitler üzerine uygulanması.....	70
Şekil 3.21. 2D Array fantom düzeneğinin GE Light Speed BT ile kesit görüntülerinin elde edilmesi.	71
Şekil 3.22. İyon odası kalite kontrol fantomu üzerine uygulanmış GECT-2FB planı ve DVH ile elde edilen ortalama doz değeri	72
Şekil 3.23. 2D Array kalite kontrol fantomu üzerine uygulanmış 2F tedavi planı.....	73
Şekil 3.24. İyon odası dozimetrik ölçüm düzeni	74
Şekil 3.25. 2D Array dozimetrik ölçüm düzeni	75

Şekil 3.26. OmniPro-I'mRT yazılım programı ile gama analizi ve nokta dozu ölçümü.	76
Şekil 4.1. SFOV kalibrasyon öncesi ve sonrası BT numarası elektron yoğunluğu değerleri değişimi grafik gösterimi.....	79
Şekil 4.3. SFOV, MFOV ve LFOV için Hava'dan hava'ya yatay ekseninde HU değişimi	81
Şekil 4.4. SFOV, MFOV ve LFOV için LDPE 'den Delrin'e yatay ekseninde HU değişimi	82
Şekil 4.5. Üç farklı görüntüleme prosedürü için BT numaraları değişim grafiği	83
Şekil 4.6. GEBT-toraks ve XVI-toraks görüntüleri üzerine uygulanan 18MV 2FT plan	84
Şekil 4.7. GEBT-toraks ve XVI-toraks görüntüleri üzerine uygulanan 6MV 9F plan	85
Şekil 4.8. GEBT-baş ve XVI-baş görüntüleri üzerine uygulanan 6MV 9F plan	86
Şekil 4.9. GEBT-baş ve XVI-baş görüntüleri üzerine uygulanan 4MV 2FB plan	87

SİMGELER ve KISALTMALAR

2D: 2 Boyutlu (Two Dimensional)

3D: 3 Boyutlu (Three Dimensional)

3DKRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3DCRT: Three Dimensional Conformal radiationtherapy)

AAPM: American Association of Physicist in Medicine

ACR: American College of Radiology

ADC: Analoglu dijitalle çevirici (Analog to Digital Converter)

a-Si: Amorf Silikon

BEV: Demet gözünden bakış (Beam's Eye View)

BT: Bilgisayarlı tomografi (CT: Computed Tomography)

BTPS: BT destekli Tedavi planlama sistemi

Ctp: Basınç-sıcaklık düzeltmesi

ÇYK: Çok yapraklı kolimatör sistemi

DD: Doz farkı

DICOM: Dijital görüntüleme ve aktarım sistemi (Digital Imaging and Communications in Medicine)

DRR: Dijital olarak oluşturulmuş radyograf (Digitally Reconstructed Radiograph)

DTA: Uyuşma mesafesi

DVH: Doz hacim histogramı (Dose volume histogram)

ED: elektron yoğunluğu (electron density)

EPID: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)

FBP: Filtre geri projeksiyon tekniği (Filtered Back Projection)

FDK: Feldkamp-Davis-Kress algoritması

FOV: Görüş alanı (Field Of View)

g: Bremsstrahlung kesri

G: Gantri (Tedavi cihazının kafası)

GTV: Görüntülenebilir tümör hacmi (Gross target volume)

Gy: Gray (Absorbe doz birimi)

HU: Hounsfield birimleri

IGRT: Görüntü eşliğinde radyoterapi (Image Guided Radiotherapy)

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)

Katt: Kalibrasyon amacı ile ışınlanan iyon odasının duvarlarında meydana gelen azalmayı (soğurma ve saçılmayı) hesaba katan faktör.

KHBT: Konik huzmeli bilgisayarlı tomografi (CBCT: Cone-beam Computed Tomography)

Km: İyon odasının duvarının ve build-up cap materyalinin hava eşdeğeri olmaması durumunda dikkate alınan faktör.

kpol: Polarite faktörü

kQ,Qo: Demet kalite faktörüdür. IAEA TRS-398 protokolünden alınmıştır.

ks: Yeniden birleşme faktörü

kV: Kilovoltage

kVp: Kilovolt potansiyel

kW: kilo watt

LDPE: Düşük yoğunluklu polietilen (Low Density Polyethylene)

LFOV: Geniş görüş alanı (Large Field Of View)

M0: Okuma değeri

mA: Miliamper

mAs: Miliamper Saniye

MeV: Milyon elektron Volt

MFOV: Orta boyutta görüş alanı (Medium Field Of View)

MLC: Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)

Mort: Okuma değeri (Elektrometreden alınan okumaların ortalaması)

MQ: Basınç, sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri

MRI: Manyetik rezonans görüntüsü (Magnetic rasonance imaging)

MU: Monitör unit

MV: Mega volt (Megavoltage)

MVBT: Mega volt Bilgisayarlı tomografi (MVCT Megavoltage Computed Tomography)

N_{D,w,Q_0} : İkincil standart laboratuvarının göndermiş olduğu ölçümleme katsayısı

ND: Soğurulan doz için kalibrasyon faktörü
NEMA: National Electrical Manufacturers Association
nF: Tedavi alanı sayısı (Field)
NK: İyon odalarının hava-kerma kalibrasyon faktörü
OBI: Görüntüleme sistemi (On-Board Imager)
P: Anlık basınç
PMMA: Polymethyl-methacrylate
PMP: Polimetilpenten (Polymethylpentene)
PTV: Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume)
RT: Radyoterapi
SAD: Kaynak Eksen Mesafesi (source axis distance)
Sc,p: Toplam saçılma faktörü
Sc: Kolimatör saçılma faktörü
SFOV: Dar görüş alanı (Small Field Of View)
Sp: Fantom saçılma faktörü
SSD: Kaynak cilt mesafesi (Source To Skin Distance)
Sw,air: Sudan havaya durdurma gücü oranı
T: Anlık sıcaklık
XVI: Görüntüleme sistemi (X-ray Volume Imaging)
 μ : Lineer soğurma katsayısı

1. GİRİŞ

Doğrusal hızlandırıcı cihazların konik huzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleri (KHBT) elde edebilme teknolojisi ile hastanın tedavi masasında üç boyutlu (3D) anatomik görüntüleri elde edilebilmektedir (1-6). Bu görüntüleme tekniği görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) ile çoklu alan radyoterapi uygulamalarında radyoterapi doğruluğunu sağlamak için geliştirilmiştir. Genellikle görüntüler hedef ve hedef hareketini üç boyutlu olarak görüntüleyebilecek yeterli yumuşak doku kontrastına sahiplerdir ve bu görüntüleme tekniği ile hedefin iç organ hareketleri kaynaklı oluşabilecek yerleşim hataları kemik anatomisinden bağımsız olarak tedavi öncesinde düzeltilebilmektedir.

KHBT görüntüleri ile hedefle ilgili değişiklikler de görüntülenebilmektedir. Özellikle baş boyun ve akciğer kanserli hastaların radyoterapi tedavileri sırasında alınan görüntüleri ile makroskobik boyuttaki hedef hacim değişiklikleri KHBT görüntüleme tekniği ile gözlemlenebilmektedir (7-8).

Adaptif radyoterapide yöntem, tedavi süresince belirli aralıklarında bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri alınması ve hedef hacim değişikliklerine göre yenilenen tedavi planı uygulamalarına dayanmaktadır. Tekrarlanan görüntü alımlarında hastaların fazladan doz alımını engellemek ve klinik yükü hafifletmek için KHBT görüntüler radyoterapi planlaması amaçlı kullanılabilir (9-11).

Letourneau ve ark. yapmış oldukları çalışmada (12) spinal metastazlı hastaların tedavi cihazında alınan KHBT görüntüleri ile tedavi planı uygulamaları yapılmakta ve on-line planlama tekniği için bir yaklaşım sunulmaktadır. Bu teknik ile ortalama 23 dakika gibi bir sürede, tedavi cihazı masasında hastaların KHBT görüntüleri alınarak, tedavi simülasyonu ve alınan kesitler üzerinde planlama yapılmış ve tedavi uygulanmıştır.

KHBT sistemlerinin uygun kullanımı ve kalite kontrollerin düzenli aralıklarla yapılması, bu cihazların kullanım ömrünü arttırmak ve doğru kullanımlarını sağlayarak teknoloji risklerini en aza indirmek açısından oldukça önemlidir. 2008 yılında Bissonnette ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (14) IGRT sistemlerinin kalite kontrol prosedürlerinde yer alması gereken kontroller, kontrol aralıkları ve kontrollerin gerektiği durumlar açıklanmıştır. Bu kalite kontrolleri; görüntü kalitesi kontrolleri, görüntüleme dozu, BT numarası doğruluğu, görüntü çözünürlüğü, otomatik masa hareket kontrolleri ve günlük kontroller olarak gruplandırılmıştır. IGRT görüntüleme sistemlerinde yapılması öngörülen kalite kontrolleri ile ilgili 2014 yılında AAPM TG-226 ön raporu yayınlanmıştır. Bu raporda günlük, yıllık, aylık, altı aylık ve bakım onarım ve sistem yazılım ve donanım güncelleştirmeleri sonrası yapılması gereken kontroller ve tolerans değer aralıkları ile ilgili öneriler yer almaktadır (13).

KHBT sistemlerinde tüp voltajı, kolimasyon ve ışın filtreleme tipi ile değişen farklı tarama prosedürleri bulunmaktadır. Farklı tarama prosedürler ile elde edilen görüntülerin görüntü kalitesi, piksel değeri dağılımı ve tedavi planlama sistemlerinde (TPS) dozimetrik işlemler için gerekli olan Hounsfield birimleri (HU) ve elektron yoğunluğu (ED) arasındaki ilişki değişmektedir. Bu nedenle KHBT görüntüleri doğrudan doz hesaplamalarında kullanılamaz. TPS ile doz hesaplama için BT numarası elektron yoğunluğu arasındaki ilişki gerekmektedir (16,35). Ayrıca KHBT görüntüleme sistem özelliklerine bağlı farklı piksel düzeltme stratejileri ve BT numarası elektron yoğunluğu tabloları oluşturmak amaçlı farklı yöntemler de geliştirilmiştir (16-21).

Jaffray ve ark. 2002 yılında flat panelli KHBT sistemlerinin IGRT amaçlı kullanımını incelemiştir. Çalışmada KHBT sistemlerinin lineer hızlandırıcı cihazı ile eş merkez yerleşimli oldukları ve görüntüleme sisteminin ilave ağırlığı ile oluşabilecek esnekliklerin görüntü kalitesinin bozulmasına neden olabileceği vurgulanmıştır. Bu nedenle iki sistemin eş merkezliliği kontrolü ile cihaz stabilitesinin ve buna paralel görüntü kalite kontrollerinin önemi vurgulanmıştır (1). Ayrıca TPS 'ler için gerekli BT numarası elektron yoğunluğu tablolarının görüntü kalitesi ile değişeceği ve doğru doz hesaplaması için bu ilişkinin düzenli aralıklarla kontrol edilmesi gerekmektedir (13). Hu

Weigang ve ark. 2010 yılında yaptığı KHBT ile adaptif radyoterapi uygulamalarına yönelik çalışmada 8 haftalık aralıklarla BT numarası elektron yoğunluğu ilişkisi kontrol edilmiştir (15).

Bu tez çalışmasında Elekta Synergy Platform XVI görüntüleme sisteminden elde edilen KHBT görüntülerinin Precise Plan TPS 'de kullanılabilirliği incelenecektir. Rapor önerileri ve üretici firma tavsiyeleri dikkate alınarak XVI görüntüleme sisteminin görüntüleme kalibrasyonları ve kalite kontrol testleri yapılacaktır. XVI görüntüleme sisteminin klinik kullanıma tanımlı üç farklı tarama prosedürünün, görüntü kaliteleri karşılaştırılacak ve dozimetrik hesaplamalarda kullanılacak tarama prosedürü seçilecektir. Bu görüntüleme prosedürü için HU-ED tabloları oluşturularak tedavi planlama sistemine aktarılacaktır.

Planlama karşılaştırmalarında Alderson Rando® Fantomun GE light Speed BT bilgisayarlı tomografi sistemi (GEBT) ile alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri referans amaçlı kullanılacaktır. Alderson Rando® fantom baş ve toraks bölge hacim görüntüleri GEBT ve XVI görüntüleme sistemleri ile taranacak, toplamda dört hacim görüntüsü elde edilecektir. Bu görüntüler fantomun baş bölgesi için XVI-baş ve GEBT-baş, toraks bölgesi için ise XVI-toraks ve GEBT-toraks olarak isimlendirilecektir.

Tedavi planlama sistemine üç farklı tedavi planı oluşturularak kayıt edilecektir. Bu planlardan biri dokuz alan diğer ikisi iki alan ile elde edilen, 10cmx10cm açık alan planlardır. Dokuz alan plan (9F) 6MV enerjide ve 200°, 240°, 280°, 320°, 0°, 40°, 80°, 120° ve 160° gantry açıları ile oluşturulacak dört tarama hacim görüntüsü üzerine de uygulanacaktır. İki alan planlar ise; baş kesitler üzerine uygulanacak olan iki alan baş plan (2FB), 4MV enerjide 270° ve 90° gantry açılarında ve toraks kesitler üzerine uygulanacak olan iki alan toraks plan (2FT), 18MV enerjide 0° ve 180° gantry açılarında oluşturulacaktır.

XVI ve GEBT görüntüleme ile elde edilen, toraks bölge kesitleri üzerine 9F ve 2FT planlar, baş bölge üzerine ise 9F ve 2FB planları uygulanacaktır. Aynı tedavi planlarının uygulandığı baş ve toraks kesit görüntüleri üzerinde doz hesaplamaları yapılarak MU değerleri planlama sistemi üzerinden karşılaştırılacaktır.

Tedavi planlarının dozimetrik değerlendirme işlemlerinde, iki boyutlu düzlem dedektör (2D Array) ile elde edilen ölçümler ve tedavi planlama ile elde edilen doz dağılım haritaları karşılaştırması yapılacak ve planların göreceli doz karşılaştırması gama analizi metodu ile değerlendirilecektir. Planların mutlak doz ölçümlerinde farmer tipi iyon odası kullanılarak nokta dozu ölçümleri yapılacak ve tedavi planlama sistemi ile karşılaştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. IGRT

IGRT yani görüntü eşliğinde radyoterapi, tedavi öncesi yada tedavi sırasında hedef tümör ve normal dokulara ait 2 ya da 3 boyutlu görüntüler elde ederek, tedavi doğruluğu sağlayan radyoterapi uygulamalarının genel adıdır.

Radyoterapide tedavi doğrulama X ya da gamma ışını kullanan ilk sistemler içinde görüntü eşliğindeydi. Bu sistemlerde tedavi alan açıklığı ve hasta anatomisi geniş ebatlı radyografik filmler üzerinden incelenmekteydi. 1950'li yıllarda derin yerleşimli lezyon tedavisinde cilt dozunu düşürmek için Kobalt-60 (Co 60) tedavi cihazları geliştirilmiştir. 1980'lerin başlarına kadar derin yerleşimli tümörlerin radyoterapi uygulamalarında bu cihazlar kullanılmıştır. Tedavi amaçlı kullanılan bu yüksek enerjili fotonlar compton etkisi nedeniyle radyografik görüntüleme düşük kontrasta neden olmuşlardı. Ayrıca 1,5-2 cm kaynak boyutları nedeniyle de, anatomik yapının düşük kontrastlı kemik yapıların seçildiği port değerlendirmelerinde görüntülerde netlik daha da azalmıştır (31).

1958 yılında Ontario Kanser Enstitüsü X-otron Cobalt-60 cihazı, görüntü eşliğinde radyoterapinin ilk örneğidir. Bu sistemde görüntüleme amaçlı kullanılan x ışını kaynağı, Cobalt-60 cihazı gantrysi üzerine sabitlenmiştir ve görüntüleme amaçlı geniş ebatlı röntgen filmler kullanılmıştır (Şekil2.1.).



Şekil 2.1. 1958 –Princess Margaret Hospital, X-otron cobalt-60 tedavi ünitesi tanıtımı

Yüksek enerjili doğrusal hızlandırıcı cihazların radyoterapi tedavisine girişi, Cobalt-60 kaynak boyutları nedeniyle oluşan portal görüntü netliği sorununu kısmen ortadan kaldırmıştır. Ancak doğrusal hızlandırıcı ile portal görüntüleme tedavisi amaçlı kullanılan milyon volt (MV) mertebesinde X-ışınları ile elde edilen portal görüntülerindeki düşük kontrast görüntüleme sıkıntıları oluşmuştur. Bu görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için dijital görüntüleme sistemleri geliştirilmiş ve gürültü azaltıcı yöntemler üzerine gelişmeler olmuştur. Düşük kontrastlı objeleri görüntüleme için düşük gürültü gerekmektedir ve dijital görüntüleme sistemleri bu gürültü kirliliğini gidermek için görüntülenene kontrastı manipüle edebilmişlerdir.

IGRT görüntüleme tekniklerinden biri olan kV-KHBT görüntüleme yönteminde hastanın tedavi öncesinde ya da tedavi sırasında kilovolt (kV) mertebesinde 3 boyutlu hacim görüntüleri alınabilmektedir. kV görüntülerin IGRT amaçlı kullanılabileceğine yönelik ilk çalışmalar 2002 yılında David A. Jaffray ve arkadaşları tarafından yapılmıştır

ve yumuşak doku kontrastı ve uzaysal çözünürlüğünün MV merteye X-ışınları ile elde edilen görüntüleri nazaran daha iyi olduğundan bahsedilmiştir (1).

řu anki uygulamalarda IGRT planlarının üç boyutlu doz haritaları yüksek doz geçişlerine sahiptir bu nedenle tedavi süresince, hasta konumlandırma ve organ hareket kontrolü daha fazla önem taşımaktadır. Fizikçiler ve mühendisler sağlam dokuların radyoterapi sırasında daha fazla korunabilmesi için uygun doz dağılımlarını sağlayan tedavi marjlarını, en aza indirmeye çalışmaktadır (22).

Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi (IGRT) tedavi öncesinde hastanın tedavi masasında pozisyonlandırılması kaynaklı oluşabilecek hataları en aza indirmeyi amaçlamaktadır. Görüntüleme amaçlı kullanılan portal görüntüleme ekipmanları, aynı zamanda tedavinin genel geometrik bütünlüğünün sağlanmasında da bir kalite kontrol aracı olarak da hizmet vermektedir. Bu sebeple IGRT amaçlı çeşitli sistemler geliştirilmiştir ve hala bu yöntem üzerine gelişmeler sürmektedir (23). IGRT araştırmaları ile günümüzde multimodalite görüntüleme ve ters planlama sistemleri ile elde edilen görüntüler sayesinde normal dokuların korunduğuy, minimal toksisite sağlandığı ve hedef lokalizasyonunun iyi gözlemlendiğı radyoterapi uygulamaları yapılabilmektedir.

2.2. IGRT Yöntemleri

IGRT görüntülemeye düzlemsel yöntemler, 3 boyutlu(3D) yöntemler ve organ hareket takibine dayalı 6 boyutlu(6B) görüntüleme yöntemleri bulunmaktadır.

2.2.1. EPID (Elektronik Portal Görüntüleme) ile IGRT (EPID-IGRT)

MV mertebesinde tedavi demeti kullanılarak tedavi alanının dijital radyografik görüntüsünü elde etmeye yarayan cihazlardır. Yüksek enerjili X-ışını kullanıldığı için görüntü kalitesi zayıftır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Elekta synergy platform EPID portal görüntüleme sistemi

2.2.2. Ultrasonografi ile IGRT (USG-IGRT)

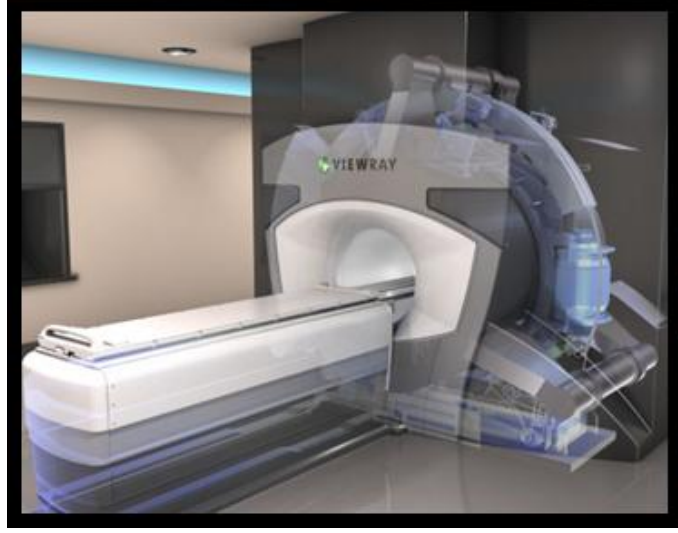
Tedavi öncesi görüntüleme yapılabilen bu yöntemin dezavantajları tedavi sırasında hasta ve organ hareketlerinin izlenememesi ve kullanıcının görüntüleme alanına uygulayacağı baskı ile görüntü farklılıklarının oluşabilmesidir (Şekil 2.3) (25).



Şekil 2.3. Ultrasonik görüntüleme ile IGRT tedavi tekniği

2.2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ile IGRT (MRI-IGRT)

MRI-IGRT yöntemi kV ve MV görüntülemeye kıyasla daha iyi yumuşak doku kontrastı vermektedir. Tedavi sırasında da görüntüleme alınabildiği için tedavi sırasında tümör ve hasta hareketleri izlenebilmektedir. Bu yöntemi geliştirme çalışmaları günümüzde hala sürmektedir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. ViewRay MR- görüntüleme ile IGRT tedavi tekniği

2.2.4. Megavolt Bilgisayarlı Tomografi ile IGRT (MVBT-IGRT)

Tomoterapi sistemleri, 6 MV tek bir enerji kullanan doğrusal hızlandırıcı cihazının 85 cm 'lik kısa bir kaynak aks mesafesi kullanarak 360° dairesel gantry dönüşü yapması sırasında, görüntüleme ve tedavi yapan sistemlerdir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. MVBT Accuray – TomoTherapy

2.2.5. Kilovolt (kV) Bilgisayarlı Tomografi ile IGRT (kVBT-IGRT)

kVBT-IGRT 'de mevcut sistemler sırayla stereoskopik IGRT, stereoskopik ve 6 boyutlu (6D) IGRT, CT-on rail görüntüleme sistemi ile IGRT ve kV-KHBT ile IGRT olarak sıralanabilir.

Stereoskopik IGRT'de birbirine dik olarak yerleştirilen iki diyagnostik X-ışın tüpü ve iki amorf silikon imaj dedektörü hastanın eşzamanlı imaj görüntülerini almaktadır. Bu görüntüler ile dijital radyografi filmlerinin(DRR) karşılaştırılması ile sistem, karşılaştırma sonucu oluşan farkları hesaplayarak tedavi merkezini bulur. Şekil 2.6'da CyberKnife Stereoskopik kV görüntüleme sistemi yer almaktadır.



Şekil 2.6. CyberKnife Stereoskopik kV görüntüleme sistemi

Görüntülerin izomerkezlerinin farklı olması ve KHBT görüntülerin alınamaması bu sistemlerin dezavantajıdır.

ExacTrac stereoskopik ve 6 boyutlu (6D) hasta organ tümör takip olanağı sağlayan bir sistemdir. Sistem tavanda asılı iki flat panel dedektör ve zeminde dedektörlere dik açıda

yerleştirilmiş x-ışını tüplerinden oluşur. Hastanın pozisyonunu tedavi sırasında takip eden optik kızılötesi izleme sistemi ile hareket odaklı görüntüleme alınır. Bu sistem tüm lineer hızlandırıcı cihazlara ilave edilebilmektedir (Şekil 2.7).

ExacTrac X-ray sistem, optik takip sistemi ile entegre olarak çalışmaktadır. Optik takip sistemi ve X-Ray sistemi bir yazılım yardımı ile gerçek zamanlı takip edilebilmektedir. Hasta üzerine yerleştirilen dış işaretleyiciler eş zamanlı takip edilirken, hasta içerisine yerleştirilen iç işaretleyiciler kV görüntüleme sırasında doğrulama için kullanılır. Gerçek zamanlı hareket takip sisteminde akciğer içine yerleştirilen marker ile tedavi sırasında tümör yer değiştirmesinin takibini sağlanabilmektedir. İşaretleyiciler tedavi alanından çıktığında cihaz ışını kesmektedir.



Şekil 2.7. Novalis® ExacTrac® 6 boyutlu hasta görüntüleme sistemi

Siemens Debuts IM-RealART, CT-on rail görüntüleme sistemine örnek verilebilir. Bu sistemde tedavi masası radyoterapi ünitesi ve BT arasında paylaşılır. Tedavi öncesi hasta görüntüleri alınarak tedavi planlaması yapılır. Tedavi öncesi tedavi merkezi doğruluğu için hastanın yeniden BT çekimi alınır, doğru tedavi pozisyonu ve tedavi merkezi ayarlanarak hasta tedavi edilir. Tedavi sırasında görüntüleme alınamaması sistemin dezavantajıdır.



Şekil 2.8. Siemens Debuts IM-RealART in room CT-on rail görüntüleme sistemi

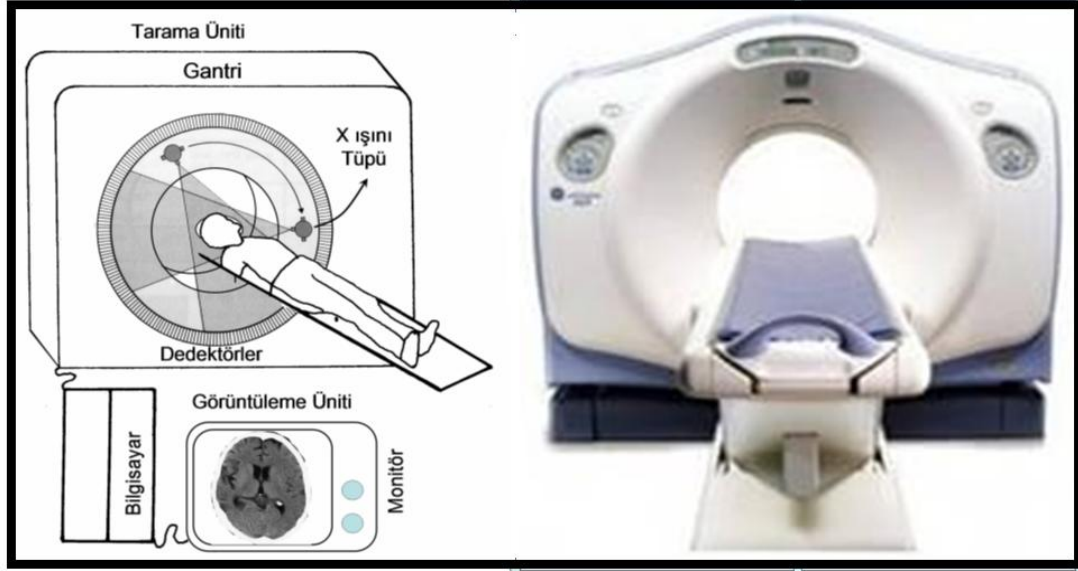
kV-KHBT-IGRT sistemi için mevcut ürünler, Elekta Synergy XVI, Varian Trilogy On-Board Imager (OBI) ve Siemens Artiste'dir. Sistemler üzerinde hareketli kV x-ışını kaynağına dik yerleşimli amorf silikon flat panel görüntüleme sistemi bulunmaktadır. KHBT imajı elde edebilmek için, gantry hasta etrafında 180° ile 360° arasında döner ve imajlar amorf silikon panel sayesinde elde edilir. Volümetrik görüntü rekonstrüksiyonu ardından üç boyutlu geometri, referans planlama görüntüleri ile kemik yada yumuşak dokuya göre otomatik veya manüel olarak eşleştirilir.



Şekil 2.9. ELEKTA Synergy kV- KHBT system

2.3. Bilgisayarlı Tomografi

X-ışını görüntüleme sistemleri ve bilgisayar teknolojisinin birleşmesi ile oluşmuş bilgisayarlı tomografi (BT) sistemleri, vücudun kesitler şeklinde görüntülerini alır. BT sistemlerinin tarama bölümünde x-ışın tüpü ile dedektörlerin bulunduğu gantry ve hasta masası bulunur. X-ışını tüpü ile dedektör zinciri tarafından çevrelenen açıklık gantry açıklığıdır.



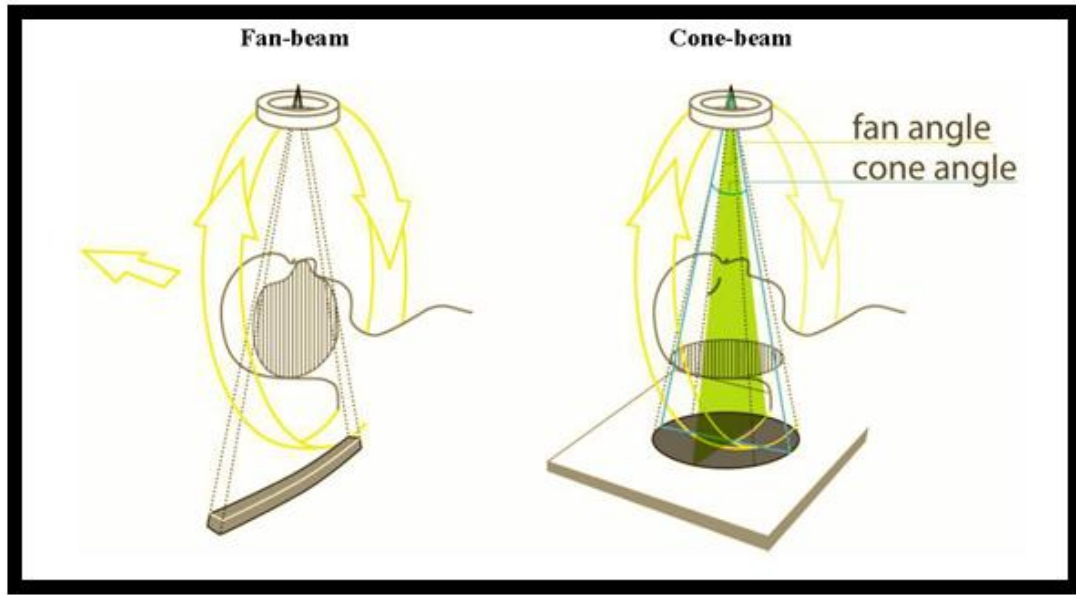
Şekil 2.10. Bilgisayarlı tomografi (BT) aygıtı

BT sistemlerinde kesit görüntü oluşumu için kesit düzlemi çevresinde 360° dönebilen x-ışını tüpünden, ince bir x-ışını demeti gönderilir. X-ışını tüpü hastanın çevresinde dönerken hasta masası, seçilen kesit kalınlığına ve kesitler arasındaki aralığa göre gantry açıklığından içeri doğru hareket eder ve hastanın kesit görüntüleri elde edilir

Tomografik görüntüleme çeşitli şekillerde gerçekleştirilebilir. BT sistemlerinde görüntü oluşturmada genel olarak konik huzmeli ya da fan tipi x-ışınları kullanılmaktadır. Fan tipi x-ışınları ile görüntüleme yapan sistemlerde hacim görüntüsü işlemi daha uzun sürmektedir. Hacim görüntüsü x-ışın tüpünün 360°'lik hareketini tamamlamasından

sonra, görüntüleme sistemi masasının hareket etmesiyle, diğer bir kesit görüntüsünün alındığı peş peşe taramalar ile elde edilmektedir.

Konik huzmeli BT sistemleri daha geniş bir ışın demeti kullanmaktadır. Bu durum, Şekil 2.11'de gösterilmiştir. Tek bir 360°'lik rotasyonla bir bütün hacim taraması yapma imkânı sağladığı için konik huzmeli BT, fan ışın BT ile karşılaştırıldığında daha avantajlıdır. Doğrusal hızlandırıcı tabanlı sistemlerde görüntüleme amaçlı konik huzmeli x-ışın tüpü kullanımı, zaman açısından kolaylık sağlamaktadır.



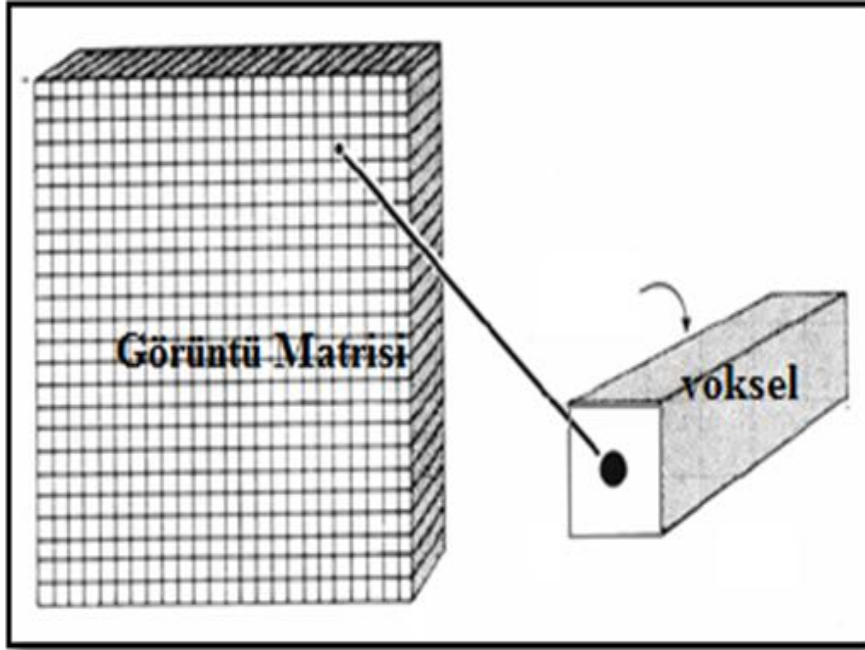
Şekil 2.11. Konik huzme ve fan huzme 2D projeksiyonları

2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

Hastadan geçerek detektör üzerine düşen x-ışınları detektör üzerinde iyonizasyonlara neden olurlar. Dedektörde iyonizasyon sonucu oluşan elektrik yükleri, detektör devresi çıkışında x-ışın enerjisi ve akısı ile doğru orantılı bir analog çıkış oluşturur. Elde edilen bu analog çıkışlar, analoglu dijital çevirici (ADC) yardımıyla sayısal hale getirilir ve bu işlem her kesitten gelen analog bilgi için tekrarlanır. Bu şekilde tüm taranacak bölgeden elde edilmiş projeksiyonlar dijital olarak elde edilmiş olur. X-ışın tüpünün 360°'lik rotasyonu boyunca dönmesi sonucu detektörlerden elde edilen analog sinyaller her açı

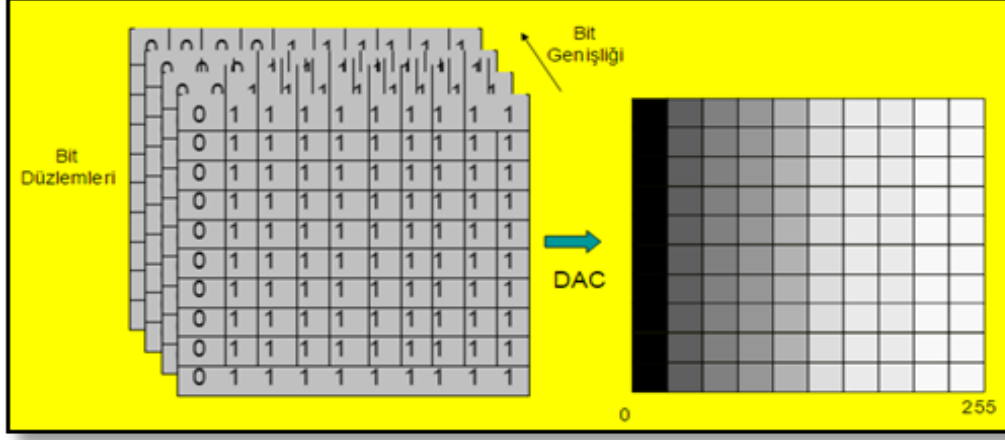
için bir projeksiyon bilgisi içerir. Toplanan bu analog projeksiyon bilgisi bir ADC vasıtasıyla sayısallaştırılır.

Bilgisayarın hafızasında bir kesit için oluşturulmuş 512 x 512 veya 1024 x 1024 boyutlarındaki bir görüntü matrisinde, her projeksiyondan gelen bilginin yansıtılması ile kesit görüntüsü elde edilir. Görüntüyü oluşturan bilgi piksellerine voksel adı verilir. Şekil 2.12’de görüntü matrisi ve voksel tanımları için resim temsili yer almaktadır.



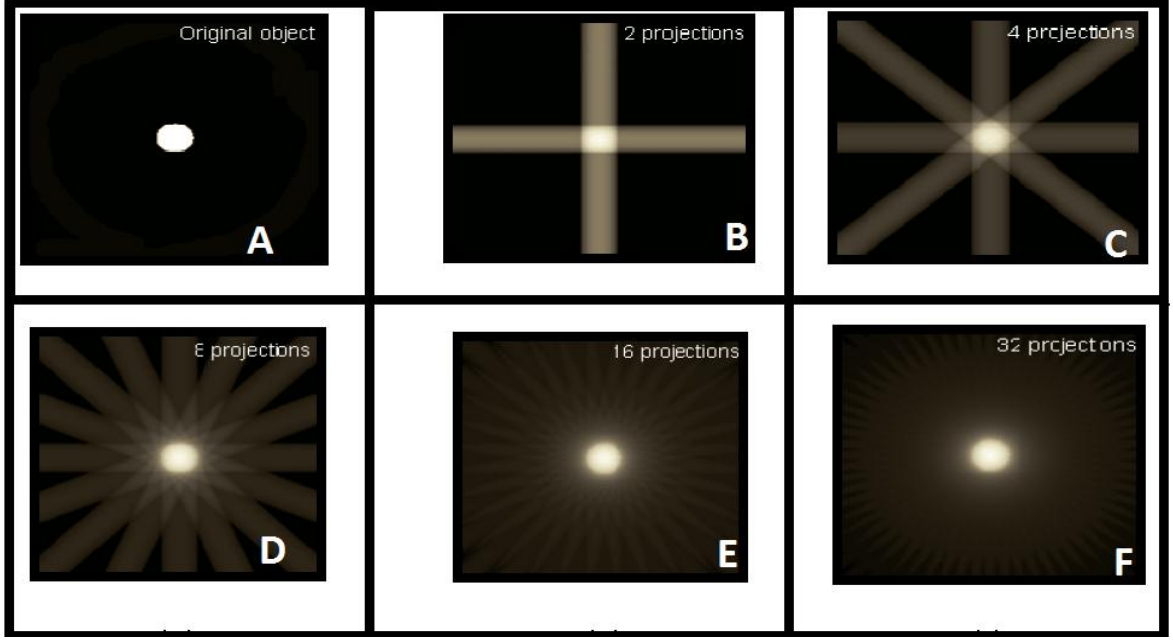
Şekil 2.12. Görüntü matrisi

Voksellerden oluşan görüntü, bilgisayar hafızasında sayılardan ibarettir. Görüntüler bilgisayar ekranında siyah, beyaz arasındaki gri seviyelerle gösterilen kesitler şeklinde izlenir. Şekil2.13’de rakamsal matrisin gri seviyelere dönüşüm temsili resmi yer almaktadır.



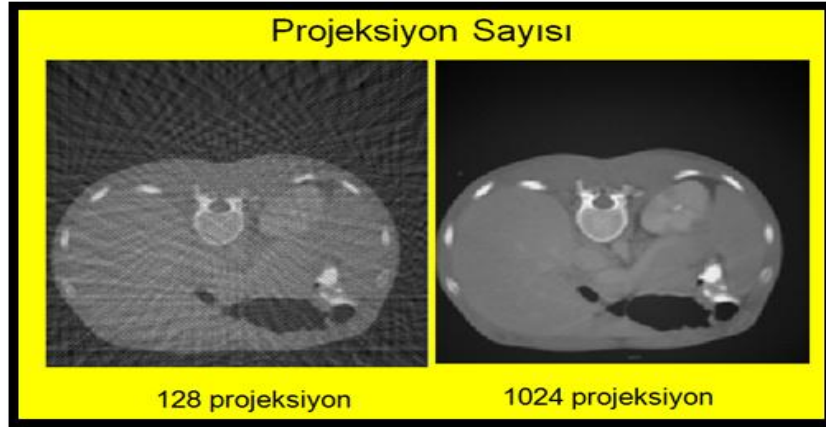
Şekil 2.13. Rakamsal görüntünün gri seviyelere dönüşümü

Kesit görüntülerinin elde edileceği görüntü matrislerinde, her bir projeksiyonun katkısı ile gerçek kesit görüntüleri elde edilir. Gerçek görüntü şekil 2.14.A.'da gösterildiği gibi nokta şeklinde bir obje olarak ele alınırsa, 0° ve 90° açılarındaki 2 adet projeksiyonun görüntü matrisine geri yansıtılması ile merkezde oluşmaya başlayan görüntü şekil.2.14.B.'de gösterilmektedir. Bu projeksiyonlara 45° ve 135° açılarındaki projeksiyonlar da eklenerek oluşan 4 adet projeksiyonun görüntü matrisine geri yansıtılması ile merkezde oluşan görüntü şekil 2.13.C. 'de gösterilmektedir. Geri projeksiyon sayısı 8, 16, 32'ye artırılmasıyla şekil 2.14.D.-F. 'de gösterildiği gibi merkezde gerçek görüntü belirginleşir. Projeksiyon sayısı arttıkça görüntüde gerçekte olmayan yıldız deseninin belirginleşerek büyüdüğü gözlenir.



Şekil 2.14. Artan projeksiyon sayısı, A)Gerçek obje, B) 2 projeksiyon, C) 4 projeksiyon, D) 8 projeksiyon, E) 16 projeksiyon, F) 32 projeksiyon.

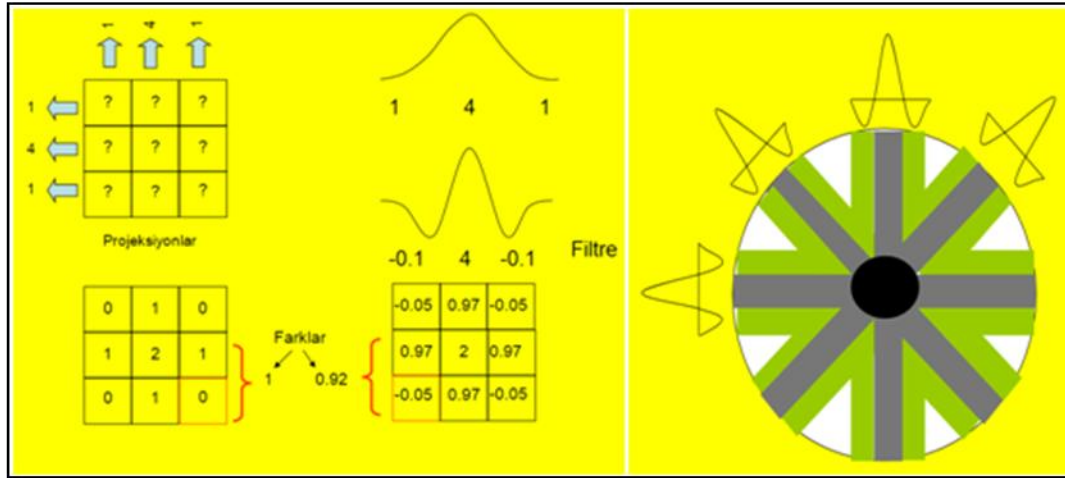
Görüntüleme de kullanılan projeksiyon sayısı arttıkça görüntünün uzaysal ayırma gücü yani çözünürlüğü artmaktadır. Şekil 2.15’de 128 ve 1024 projeksiyon ile elde edilmiş kesit görüntüleri yer almaktadır.



Şekil 2.15. Arttırılan projeksiyon sayısının uzaysal ayırma gücüne etkisi

Geri yansıtılan projeksiyonlar sonucunda oluşan görüntüde gerçek objede olmadığı halde görüntüde oluşan yıldız desene, yıldız-artefaktı adı verilir. Yıldız artefakt geriye projeksiyon sonucu ortaya çıkan bir görüntü kusurudur. Geriye yansıtma işleminde projeksiyon bilgileri tüm piksellere eşit olarak aktarılmaktadır. Görüntünün olmadığı piksellere de bilgi verilmesi ile yıldız-artefaktı oluşmaktadır. Sadece gerçek obje görüntüsünün elde edilebilmesi için görüntünün olmadığı piksellerdeki bilgi kaldırılmalıdır.

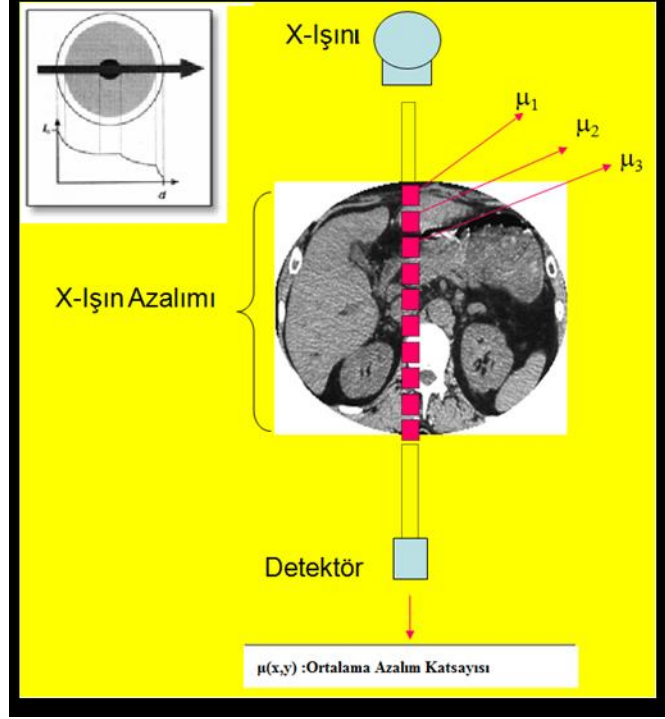
Yıldız artefaktların giderilmesi için filtre geri projeksiyon (FBP) yani geri yansıtma tekniği geliştirilmiştir. Filtre işlemi her ışının merkezi piksellerinin dışındaki kenar piksellere negatif ağırlık değer verilmektedir ve böylelikle, kesit görüntüsünde merkezi pikseller dışındaki pikseller negatif olarak fazladan gelen pozitif ağırlıkları dengeleyecektir. Şekil 2.16'da nokta obje görüntüsünde oluşan yıldız-artefaktın FBP tekniği ile giderilmesi açıklanmıştır.



Şekil 2.16. Nokta obje görüntüleme için filtre geri projeksiyon prensibi temsili gösterimi

BT sistemlerinde, objeden geçen her ışın, obje boyunca her bir noktadaki doğrusal azalım katsayılarının toplamıdır ve kesit görüntüsü ise doğrusal azalım katsayılarının nümerik bir dağılımıdır. Bir projeksiyon birçok ışın olarak düşünülürse, görüntülenecek objeye girmeden önce akısı I_0 olan bir ışın, görüntülenecek objeden geçtikten sonra

soğurulmalar nedeniyle I olacaktır. Şekil 2.17’de insan dokusundan geçen x-ışını demetinin foton azalımı temsili gösterimi yer almaktadır.

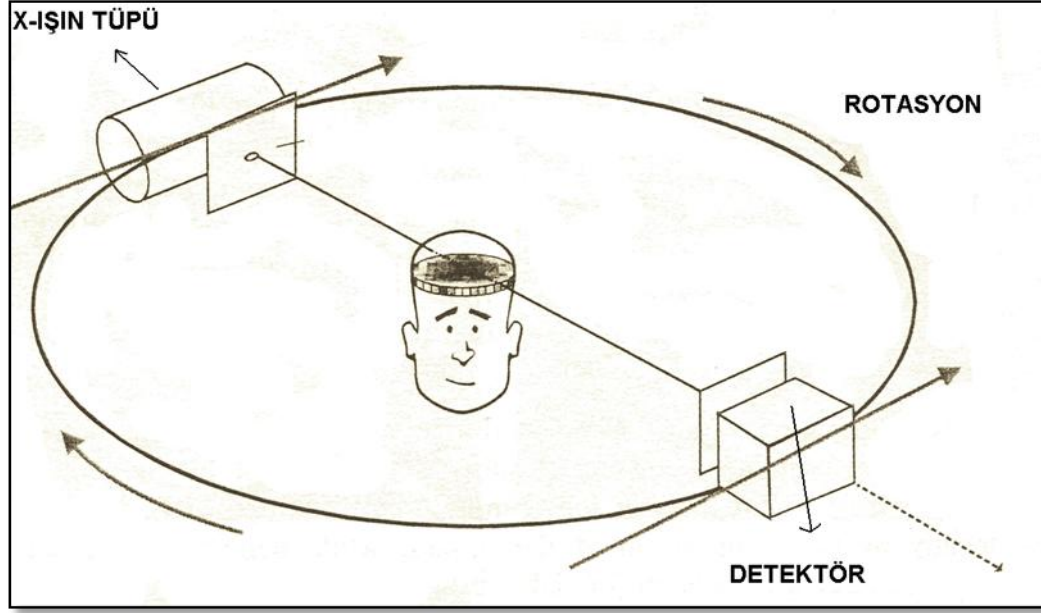


Şekil 2.17. Foton azalımı

Görüntülenecek objenin boyutu d ise I ile I_0 arasındaki ilişki;

$$I = I_0 e^{-\mu d} \text{ dir.}$$

Yukarıda anlatılan olay hastada bir kesit boyunca tüm projeksiyonlar için düşünülürse transaksiyel kesitte elde edilen bir doğrusal azalım katsayısı $\mu(x,y)$ haritasıdır.

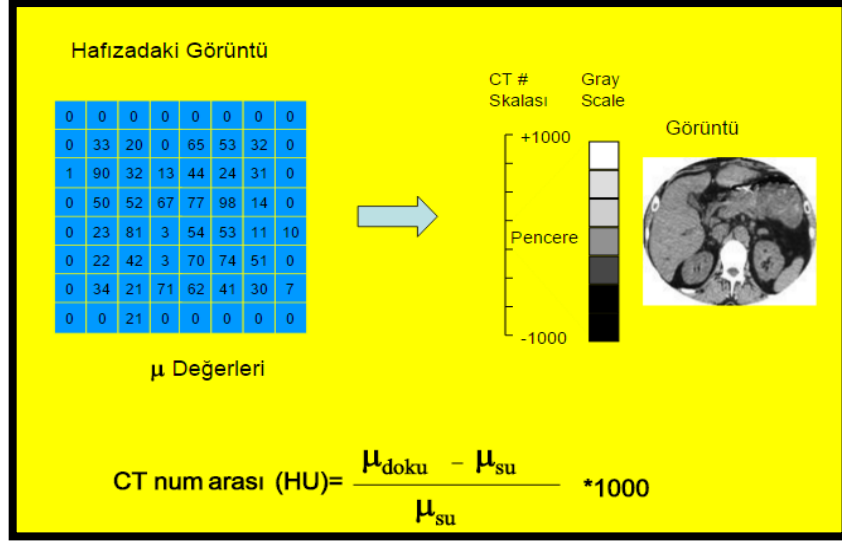


Şekil 2.18. Hastadan geçen bir projeksiyon

Doğrusal azalım katsayıları $\mu(x,y)$ kullanılan enerji spektrumuna, demetin geçtiği dokuların atom numarası ve yoğunluğuna bağlıdır. Aynı x-ışınının BT sisteminde farklı enerji ve filtrasyonla alınan görüntüleri karşılaştırılırken güçlük çekilir. Bu nedenle μ dağılımının daha anlamlı hale getirilmesi için doğrusal soğurma katsayıları BT numarası adı verilen bir numara ile temsil edilir. BT numarası dokunun doğrusal azalım katsayısının suyun azalım katsayısına normalizasyonu ile elde edilir.

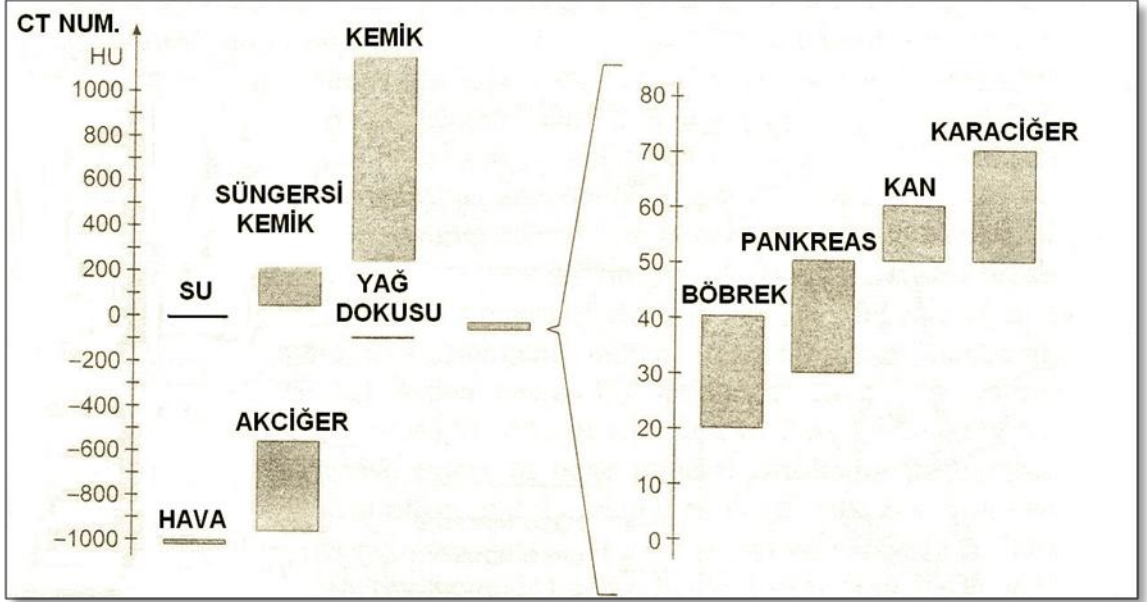
$$\text{BT numarası} = (\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}) / \mu_{\text{su}} \times 1000$$

BT numarasının birimine x-ışın bilgisayarlı tomografisini bulan nobel ödüllü fizikçi Hounsfield'in anısına Hounsfield Unit (HU) adı verilmiştir. Sayısal görüntüde piksel değerleri yerine BT numaraları vardır. Su ve su eşdeğeri yapıların doğrusal azalım katsayısına karşılık gelen suyun BT numarası 0 HU'dir. Havanın BT numarası ise $\mu_{\text{hava}} = -1000$ HU'dir. Bu iki değer demetin enerjisinden bağımsızdır ve BT numarası skalasında sabit noktalardır. Şekil 2.19'da sayısal bir görüntünün BT numarasına dönüşümü gösterilmiştir.



Şekil 2.19. Dijital görüntünün BT numarasına çevrilmesi

Su ve su eşdeğeri yapıların doğrusal azalım katsayısına karşılık gelen suyun BT numarası 0 HU'dir. Havanın BT numarası ise $\mu_{\text{hava}} = -1000$ HU'dir. Bu iki değer demetin enerjisinden bağımsızdır ve BT numarası skalasında sabit noktalardır. Vücudun çoğu bölgesi pozitif BT numarasına sahiptir. Medikal x-ışın BT sistemleri için BT numarası skalası -1024 HU ile +3071 HU arasında değişir. Bu aralık 4096 adet gri seviye gerektirir ki, bir film, monitör veya tek bir görüntüde ayırt edilemez. İnsan gözü maksimum 60 ile 80 gri seviye aralığını ayırt edebilir. Bu nedenle ilgilenilen bölgenin BT numaraları 60 ile 80 gri seviye aralığına sıkıştırılır. Bu işleme pencere adı verilir. Seçilen pencere altındaki değerler beyaz, üstündeki değerler ise siyah ile gösterilir. Pencerenin merkezi çoklukla ilgilenilecek bölgenin ortalama BT numarasına göre bilgisayar tarafından seçilir ve görüntüye uygulanır. Doğrusal azalım katsayısı farklılıklarının çok az olduğu beyin gibi klinik uygulamalarda dar pencere seçilir. Doğrusal azalım katsayısı farklılıklarının büyük olduğu toraks bölgesi gibi klinik uygulamalarda geniş bir pencere seçilir. Şekil 2.20'de abdomen bölge pencereleme işlemi ile elde edilmiş BT numarası skalası yer almaktadır.



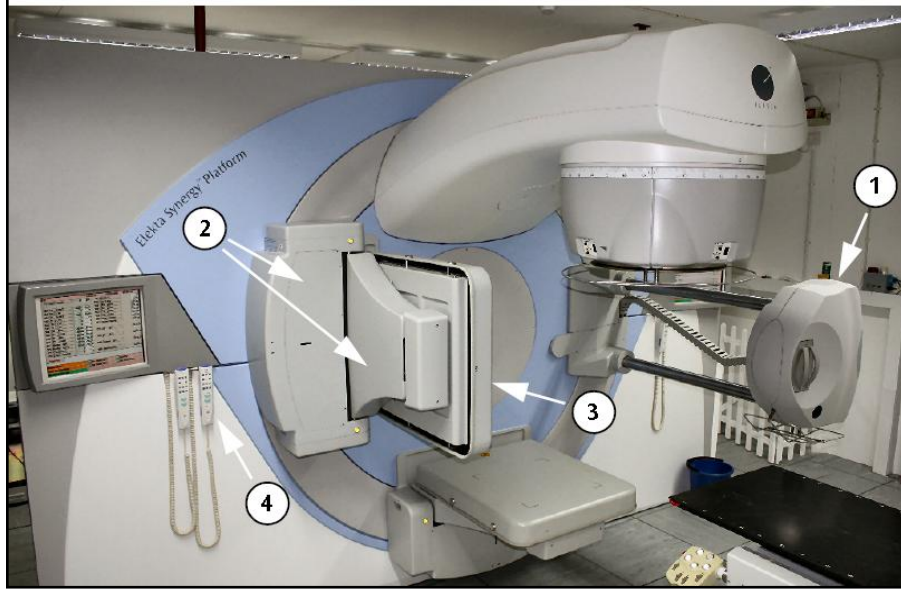
Şekil 2.20. Abdomen bölge için 80 gri seviye ile gösterilen BT numarası skalası

2.5. Elekta Synergy XVI

2.5.1. Elekta Synergy XVI Sisteminin Genel Yapısı

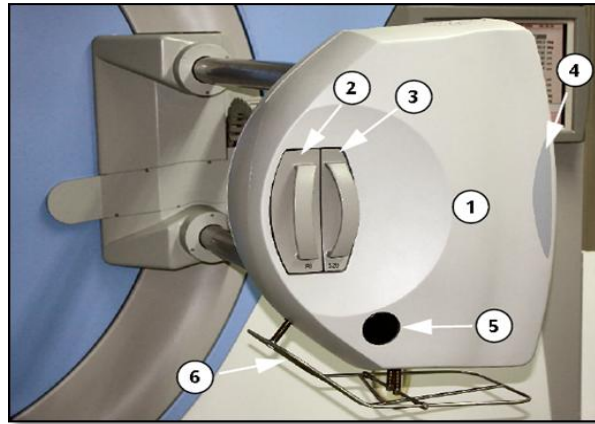
Elekta tarafından üretilen XVI görüntüleme sistemi, kV x-ışın tüpü ve karşısındaki 41×41 cm boyutlardaki Perkin Elmer amorf silikon (a-Si) düz panel görüntüleyicisi ile gantry ve elektronik portal görüntüleyici sistem arasında ortagonal olarak yerleşimlidir. XVI görüntüleme sistemi, MV tedavi merkezi ile aynı merkez eksen etrafında dönüş yaparak görüntüleme alır.

XVI sisteminin tedavi odasındaki görünür bileşenleri; kV kaynağı, kV detektör kolu, kV dedektör paneli, XVI kontrol kumandası, kolimasyon ve filtre kasetleri ile doğrusal hızlandırıcı üzerine sabitlenmiş tedavi odası XVI görüntüleme monitörüdür. Şekil 2.21'de XVI sistemin tedavi odasında bulunan bileşenleri yer almaktadır. Kontrol odasındaysa XVI kontrol bilgisayarını ve kV ışınlama mandalı bulunmaktadır (39).



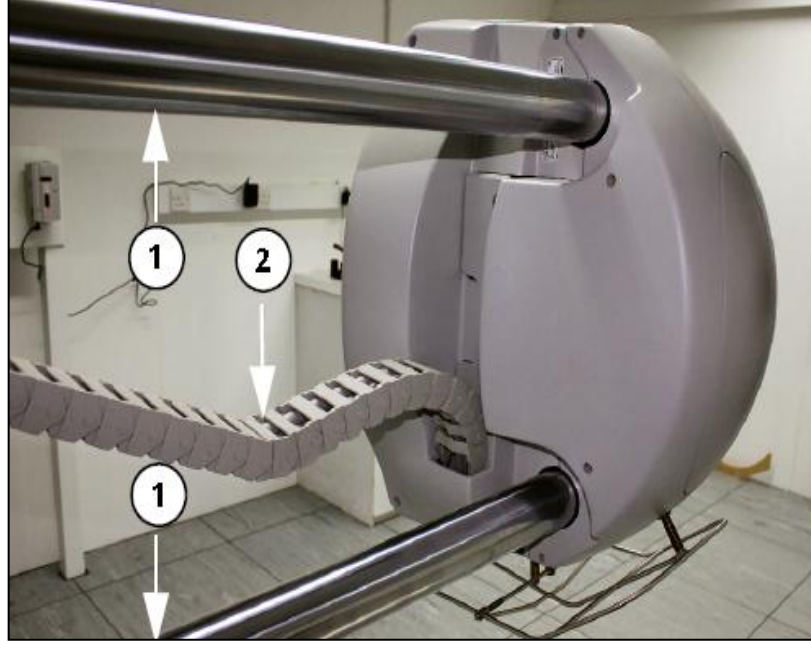
Şekil 2.21. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi görünür bileşenleri, 1) kV kaynağı, 2) kV detektör kolu, 3) kV dedektör paneli, 4) XVI kontrol kumandası.

Şekil 2.22’de gösterildiği gibi kV x-ışın kaynağının bulunduğu ünite, bir çift destek kolu ile manüel olarak geri çekilebilir. Ünite bir kilitleme butonu ile serbest bırakılır veya geri çekilerek bulunduğu noktada kilitlenir (39).



Şekil 2.22. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi kV kaynağı bileşenleri, 1) kV kaynağı, 2) Filtre kaseti, 3) Kolimatör kaseti, 4) El tutma yeri, 5) Kv kaynağı hareket kilidi butonu, 6) kV devre dışı bırakma (touchguard)

Şekil 2.23’de gösterildiği gibi kV kaynağı, portal tambur ön yüzü deliklerden çıkan bir çift paralel destek kol üzerine tutunur (39).



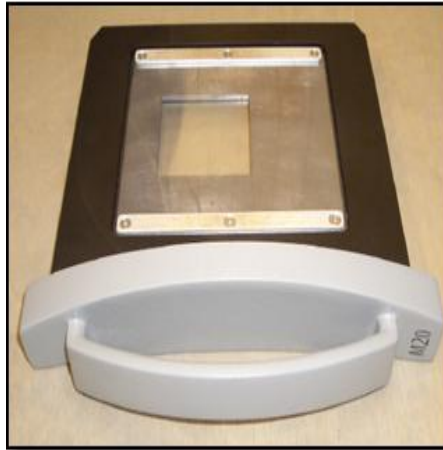
Şekil 2.23. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi kV kaynağı kolu bileşenleri, 1) kV kaynağı destek kolları 2) Geri çekilebilir kılavuz kablo

Şekil 2.24’de gösterilen kV kaynağı standart diyagnostik görüntüleme sistemlerinde kullanılan x-ışını tüpünden oluşur. X-ışını tüpü çıkış penceresi de, üretici tarafından üretilerek tüpe dışarıdan sabitlenmiş, 5,25mm. Al (alüminyum) eşdeğeri birincil kurşun kolimatör filtrasyonu vardır. İkincil kolimasyon filtreler manüel olarak yerleştirilmektedir ve tüp çıkışında filtreleme kasetlerinin yerleşimine uygun kaset yuvaları bulunmaktadır (39).



Şekil 2.24. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi x-ışını tüpü

İkincil kolimasyon filtreleme işleminde; farklı boyutlarda tarama alanları için tanımlanmış kolimatör kasetleri, saçılma kaynaklı artefaktları azaltıcı örneğin papyon filtre gibi filtre kasetleri ve kalibrasyon işlemleri için kullanılan kalibrasyon kasetleri kullanılmaktadır. Şekil 2.25’de örnek kolimasyon kaseti gösterilmiştir (39).

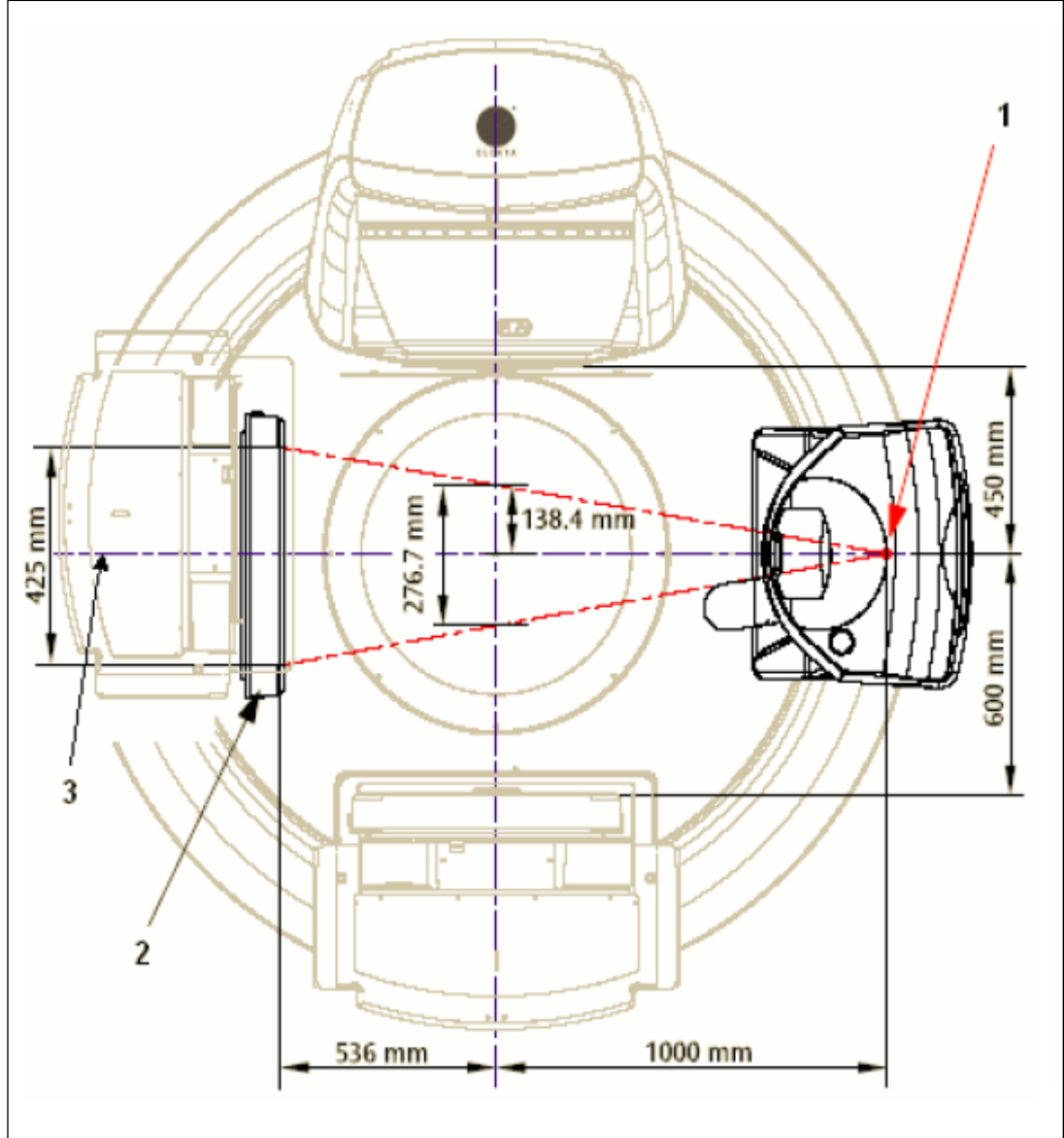


Şekil 2.25. Elekta Synergy XVI görüntüleme sistemi M20 kolimasyon kaseti

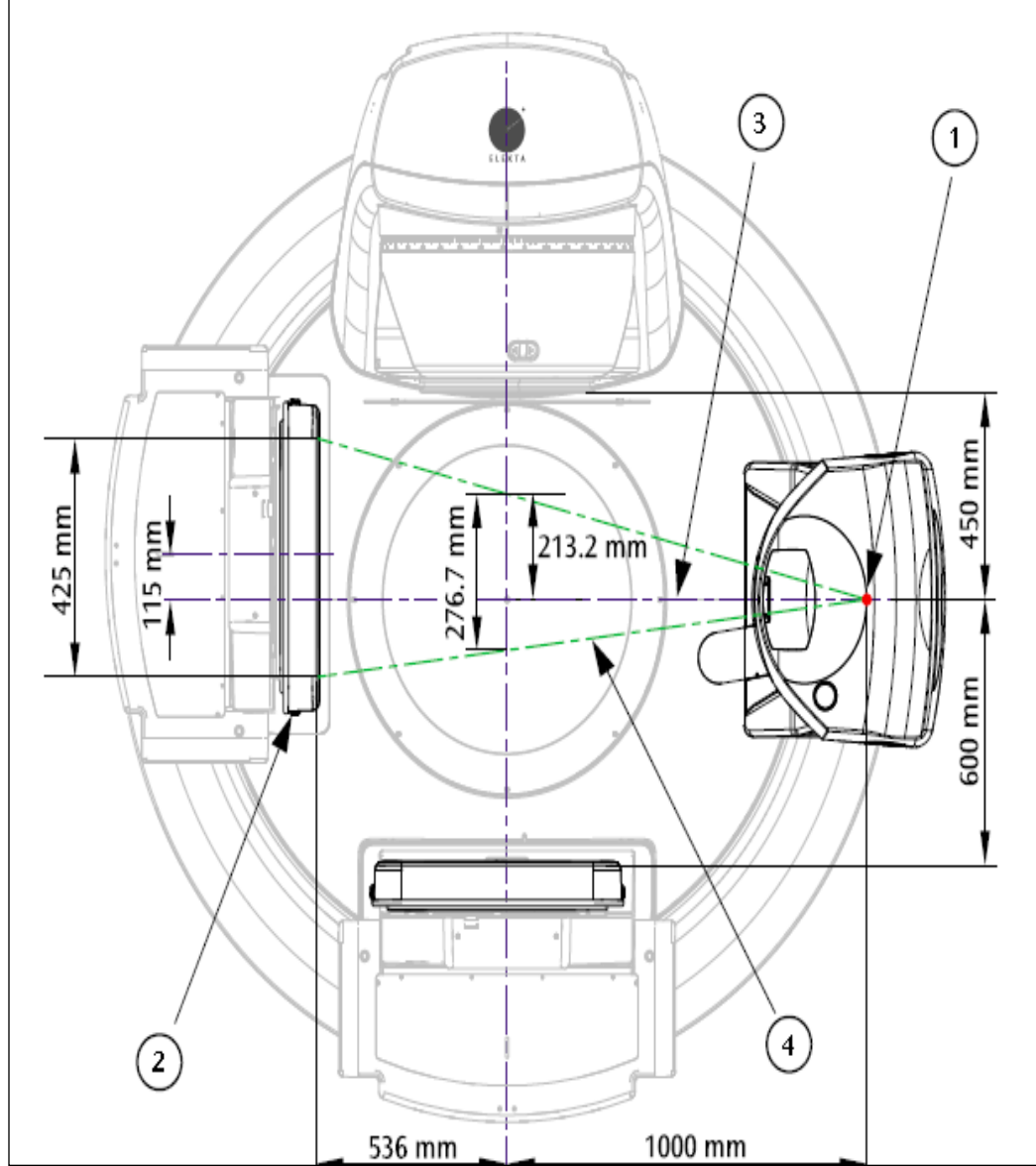
kV jeneratörü Sedecal SHF 435 DSİ Serisi Jeneratördür. Enerji ve dozu değişebilen, tek veya sürekli radyografik pozlama üretebilen 40 kilowatt'lık (kW) bir birimdir. Fonksiyon tuş takımı üzerindeki ayak anahtarı ya da kV başlat düğmesine basıldığı zaman, kV jeneratörü etkileşme sinyali ile jeneratör devreye girerek dedektör kontrol panelinden başlangıç pulsu alınır. Bunun ardından jeneratör x-ışını pulsu üretmeye başlayarak kV dedektör paneli ilk görüntüsünü alır. kV başlat düğmesi sürekli basılması durumunda 360° gantry dönüşü ile bu işlem eş zamanlı tekrarlanarak çok sayıda görüntü alabilmektedir (39).

2.5.2. kV Dedektör Paneli Görüntüleme Pozisyonları

kV fotonlar dairesel koni şeklindeki x-ışını tüpüne yönlendirilir. Kolimasyonsuz düz panel dedektör 425 mm 'lik bir çapa sahiptir ve üç farklı boyutta hacim görüntüleme (FOV field of view) elde edebilir. Bunlar dar (SFOV), orta (MFOV) ve geniş (LFOV) hacim görüntüleme olarak isimlendirilir. Üç FOV için kV orta eksenindeki mesafe SFOV için 138.4 mm, MFOV için 213.2 mm ve LFOV için ise 262.0 mm'dir (39).

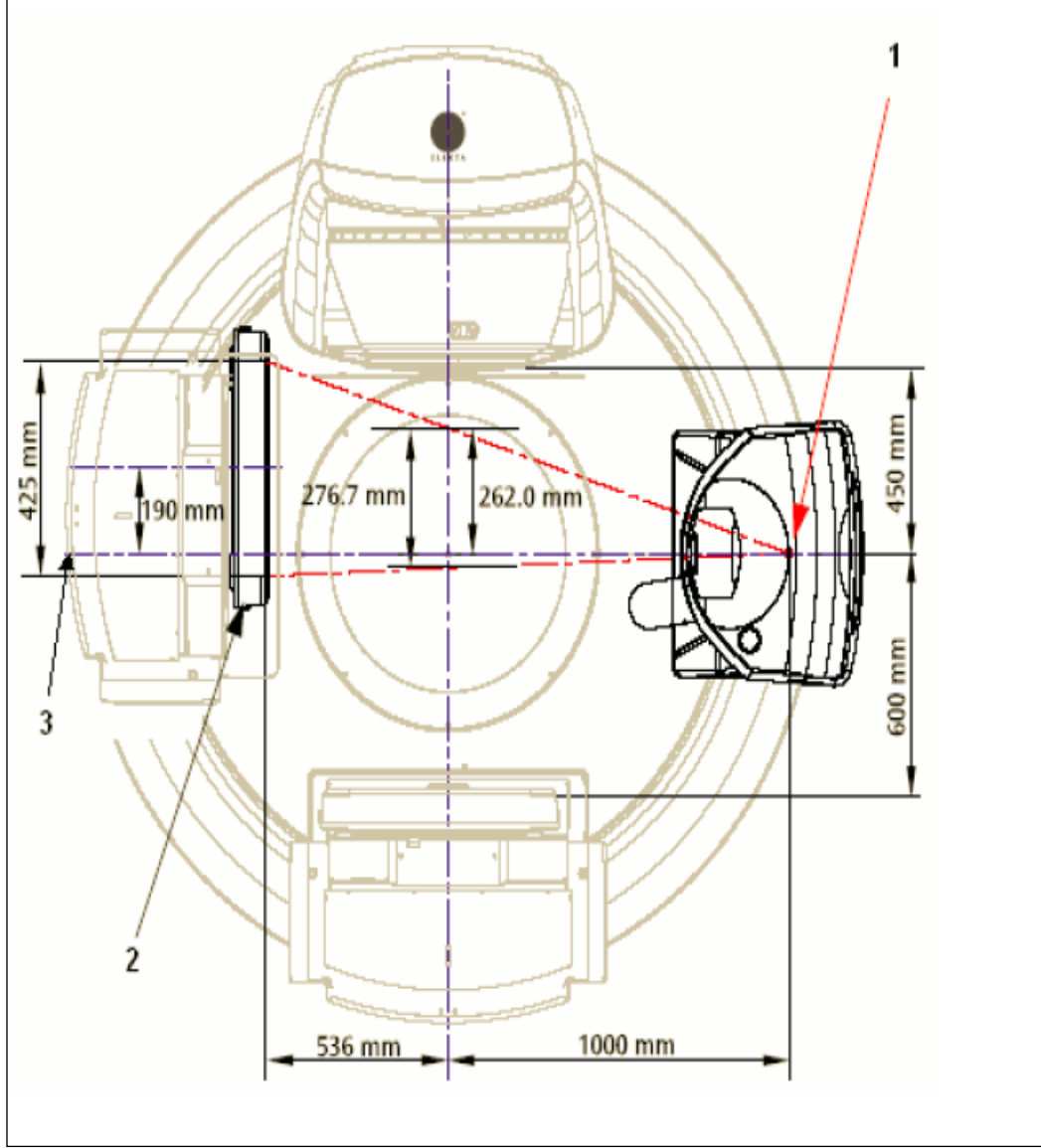


Şekil 2.26. Elekta Synergy XVI sisteminin SFOV temsili resmi, 1) kV X-Işını ışın odak nokta, 2) kV görüntüleme paneli, 3) kV X-Işını referans eksen



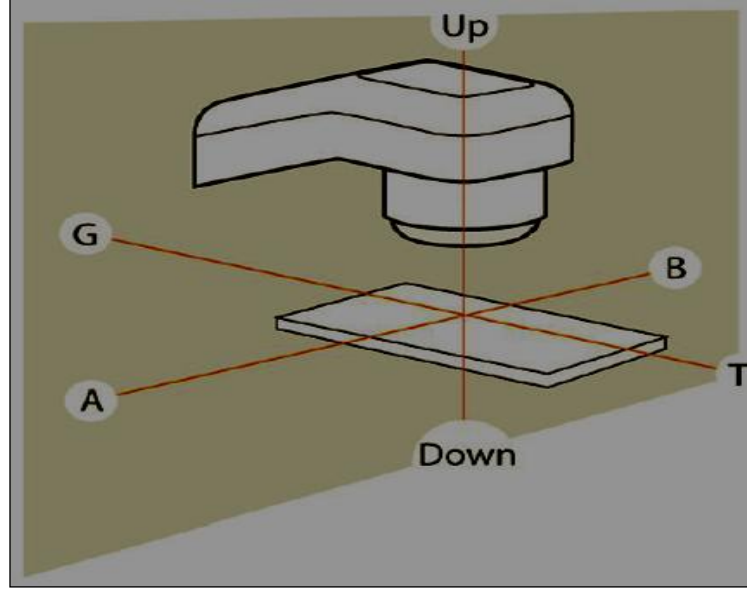
Şekil 2.27. Elekta Synergy XVI sisteminin MFOV temsili resmi; 1) kV x-ışını ışın odak noktası, 2) kV görüntüleme paneli, 3) kV x-ışını referans eksenini, 4) Görüntüleme alan x-ışını alanı

SFOV 'dan LFOV'a geçişte ışın yukarı doğru kayarken, görüntüleme paneli izomerkeze doğru 190 mm. kayarak yukarı yönde merkezlenir. İzomerkezde kV x-ışını referans ekseninden ışın uzaklıkları sırasıyla SFOV için 138.4 mm. ve LFOV için 263.0 mm. dir. Küçük ve büyük FOV için kV orta eksenini arasındaki mesafe farkı şekil 2.28'de gösterilmiştir (39).



Şekil 2.28. Elekta Synergy XVI sisteminin LFOV temsili resmi

Detektör paneli gantry 0° ve Şekil 2.28 de gösterildiği gibi ayarlanırsa, farklı FOV seçimlerinde, görüntüleme paneli yukarı / aşağı yönde hareket ederek ışını merkezine kaydırır. Şekil 2.29'da doğrusal hızlandırıcı ile ilgili değişik yönler için kullanılan isimlendirmeler yer almaktadır (39).



Şekil 2.29. Doğrusal hızlandırıcı yönleri

SFOV’da ışın dik olarak görüntüleme paneline yönlenmektedir. Bunun anlamı 138.4mm’lik görüntüleme açıklığının, kV x-ışını referans ekseninde ortalanarak yukarı ve aşağı yönde eşit alana sahip olmasıdır. Geniş FOV seçimine gidildiğinde daha geniş hacim görüntüleme açıklığı elde edilir. Dedektör üzerinde koni çapı tüm FOV’ larda, 425 mm’ dir, ancak ışın kolimatör seçimleri ile birlikte eğim farkı oluşturur (39).

Her bir FOV için üretilmiş farklı ışın kolimasyon kasetleri bulunmaktadır. Bu kasetler ışın penceresinin önüne koyularak, ışını panele düşmeden kolime eder. GT yönünde ışın önüne yerleştirilen her bir FOV için tasarlanmış üç farklı kolimatör kaseti vardır. Tablo 2.1’ de Elekta’nın nominal ışınlanan alan uzunluğu değerleri verilmektedir (39).

Tablo 2.1. Nominal ışınlanan alan uzunluğu

Sınıf	FOV
SFOV	Küçük FOV
MFOV	Orta FOV
LFOV	Büyük FOV
(GT yönde)	Görüntüleme Eksenini Genişliği
Sınıf	Işınlanan uzunluk (İzomerkezde)
2	35.16 mm Orta FOV
	36.46 mm Büyük FOV
10	135.42 mm Orta FOV
	143.23 mm Büyük FOV
20	276.7mm

SFOV pozisyonu kullanılarak 270 mm çapa kadar hacim görüntülemesi sağlanabilir. Baş boyun tedavileri veya görüntüleme çapı 270 mm daha az olan diğer tedaviler yaparken, SFOV kullanılması tercih edilir. MFOV bir pelvis taramasında 410 mm' lik yeterli çapta görüntü oluşturulabilir. Kolimatör değişimi hastada soğurulan radyasyon dozlarını azaltır ,görüntü çözünürlüğünü etkileyecek doz dağılımını düzenler (39).

2.6. Elekta Synergy XVI Yazılımı

XVI sisteminin en önemli parçası yazılımıdır. Görüntü eşleştirme işleminde yeniden yapılandırma ayarlarını içerir. Yazılım prosedürleri eşleştirme işleminde önem taşır. Ham konik ışın verilerini işlemek için çeşitli yollar vardır. Görüntü yapılandırma işlemi Feldkamp-Davis-Kress (FDK) algoritma tabanına dayanır (33,41). 360° lik dönme sonucunda detektörlerde toplanan projeksiyon bilgileri, her açıda bilgisayarda toplandıktan sonra FBP tekniği kullanılarak istenilen kalınlıkta kesit görüntüleri elde edilir (39,41).

Klinik amaçlar için kullanımda tedavi bölgelerine uygun mAs (miliamper saniye), kV ve görüntüleme sayısı gibi çekim parametrelerini değiştirmek mümkündür. Bu işlem için eski değerler değiştirilebilir ya da yeni değerler için yeni prosedürler oluşturulabilir (26). Çekim prosedürleri görüntü yapılandırmada kullanılan voksel boyutunu tanımlamak için

kullanılır. 0.1 - 10 mm arasında bir voksel boyutu kullanmak mümkündür. Çoğu klinikte çekim prosedürü için yaklaşık 300 projeksiyon ve en az 0.5 mm voksel boyutu kullanılır. Görüntüler XVI sistemine aktarıldığında yazılım her zaman görüntü hacimlerini 256 BT kesit görüntü haline dönüştürür (39,41).

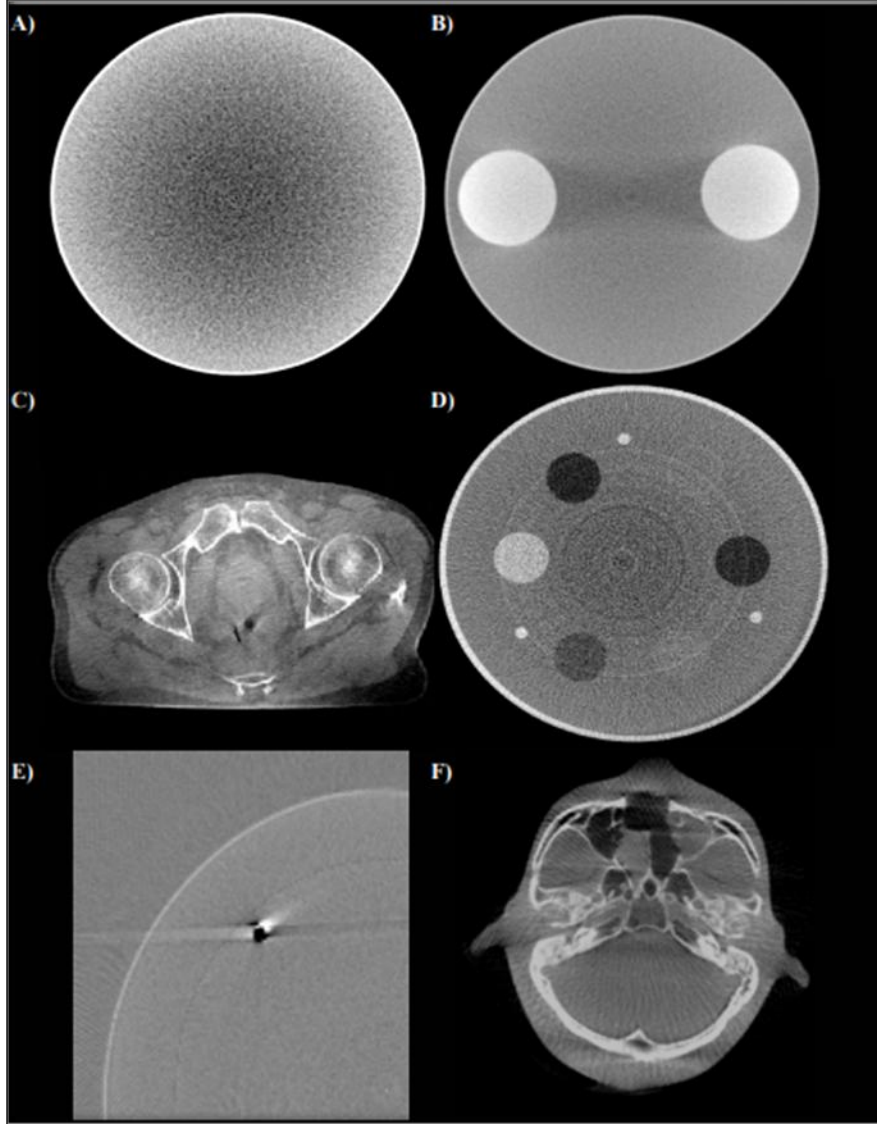
Tedavi öncesi tedavi merkezi doğrulamada, yeni alınan XVI görüntüleri ile referans BT görüntülerinin eşleştirilme işlemi üç yolla yapılabilir. Klinik uygulamalarda en iyi eşleştirme, seçim ayraçları kullanılarak, seçilen kutu hacmi içerisinde gri ton alt hacmi tanımlanması ile yapılır. Yüksek yoğunluktaki kemik doku eşleştirmelerinde otomatik eşleştirme kullanılır. Üçüncü yol ise 3D olarak manuel eşleştirmedir (39,41).

2.7. Amorf Silikon Panel Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Görüntü artefaktları ve kalitesi, kullanılan x-ışın özelliklerine göre değişebilir. Örneğin yüksek enerjili (MV) x-ışını ile alınan portal görüntülemelerde ‘‘compton etkisi’’ nedeniyle yumuşak doku kontrastı daha düşüktür (33).

Dedektör özellikleri, dedektörün eski olması, kalibrasyonlarının yapılmaması gibi durumlarda da görüntü netliğinde azalma oluşmaktadır. Bir çalışmada MV portal görüntüleme panelinde kazanç kalibrasyonu yapılarak görüntü netliğinde 23% iyileşmenin sağlanabileceği gösterilmiş ve periyodik panel kalibrasyonu ile sıcaklık ve diğer nedenlerle oluşacak hataların bu yöntemle düzeltilebileceği, cihaz ömrünün artacağı vurgulanmıştır (34).

Konik ışın görüntüleme sistemlerinde görüntüleme geometrisine göre özellikle GT yönde, alan kıyılarında görüntü netliğinde azalma oluşmaktadır. Görüntü netliğinde seçilen görüntüleme sistemi, FOV açıklığı ve enerjiye göre farklılıklar oluşacağı ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır (9-11).



Şekil 2.30. KHBCT görüntüleme artefaktları

Artefaktlar görüntülenen nesneden etkilenir. Flat panel ile görüntülenen hacim boyutu, seçilen görüntüleme prosedürüne göre büyükse, hacim dışı anatomisi eksik taranır (Şekil 2.30.F).

Klinik kullanımda, radyoterapi teknikerlerinin görüntüleri her hasta için özel akım (mAs), tüp voltajı (kVp), görüntüleme kaset seçimi gibi parametreleri seçerek görüntüleme optimizasyonu sağlamaya zamanı olmayacaktır. Bu nedenle görüntüleme tekniği, hasta boyutu ve görüntülenmek istenen alan özelliklerine göre çekim

prosedürleri oluşturularak cihazlar daha önce optimize edilmelidir. KHBT amaçlı kullanılan flat paneller, görüntüleme alanında oluşan artefaktlarını azaltmak ya da kaybetmek için ofset edilebilir. Buna ek olarak, hızlandırıcının 360° dönüşünü tamamlamak için gereken sürenin bir dakikaya yakın olması, bu süre içinde hasta hareketi ve nefes kaynaklı hareket artefaktlarının oluşmasına neden olabilir (Şekil 2.30.C).

Artefaktlar görüntüleme geometrisi kaynaklı olabilir. Fakat tamamen mekanik doğruluğa gerek yoktur. Görüntüleme ve cihaz geometrisi arasında fark olsa dahi görüntüleme sistemi destek yazılımları doğru rekonstrüksiyon sağlayabilmektedir. Görüntüleme geometrisi zamanla değişeceği için periyodik olarak flexmap kalibrasyonu yapılmalıdır.

Flat panel hataları nedeniyle artefaktlar oluşabilir. Örneğin, piksel aralıklarında tek bir çıkıntı zor fark edilebilmesine rağmen görüntü rekonstrüksiyonu sonrasında önemli halka artefaktları oluşturabilir(Şekil 2.30.D).

Görüntülenen objenin yoğunluğuna göre daha fazla artefakt oluşabilir. Örneğin metal protez gibi yüksek yoğunlukta materyal içeren bir taramada bu etkiler görülebilir (Şekil 2.30.E).

2.8. Elekta Synergy XVI Kalibrasyonları

XVI kalibrasyonları ; geometrik kalibrasyonlar, görüntüleme kalibrasyonları ve BT numarası kalibrasyonu başlıkları altında sıralanabilir.

2.8.1. Geometrik Kalibrasyonlar

2.8.1.1. Görüntü Rekonstrüksiyon Kalibrasyonu

Rekonstrüksiyon yeniden yapılandırma anlamını taşımaktadır. Görüntü rekonstrüksiyonu çeşitli yazılımlarla her bir gantry açısı ile elde edilen yaklaşık 625 projeksiyonun birleşmesi ve tarama hacmi oluşturması demektir.

Geometrik kalibrasyonun temeli Flexmap teorisine dayanmakta olup mekanik olarak yapılan kalibrasyonun ardından görüntü rekonstrüksiyon yazılımları ile desteklenmektedir. Konik ışın hacim görüntüsü yapılandırılmasını sağlamak için kV x-ışın panel dönüştürücüleri kullanılır. Bu tür dönüştürücüler farklı açı ve kV enerjilerde imaj projeksiyon görüntülerini toplayarak FBP tekniği ile volüm imaj oluşturmada birincil data girişi olarak kullanılmaktadır.

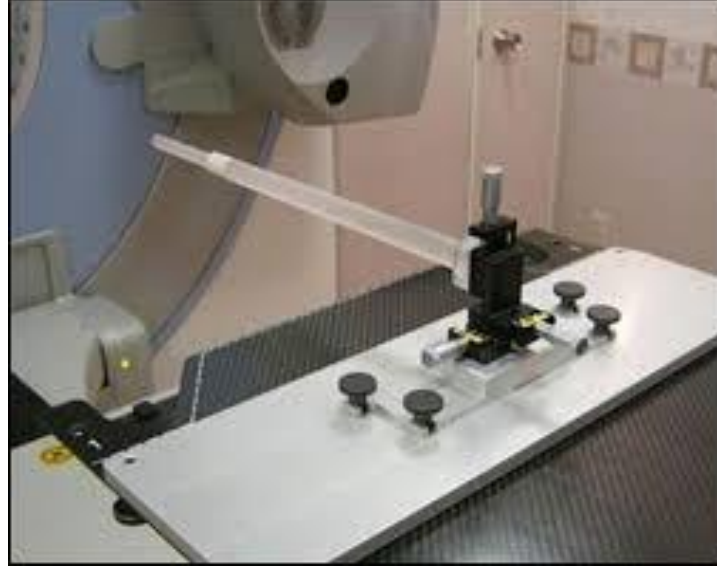
Elekta synergy XVI yazılımı rekonstrüksiyon ve kayıt işlemlerinde FDK algoritmasını kullanmaktadır (41). Bu algoritma veri hataları nedeniyle oluşan çizgi oluşumu ve bulanıklık artefaktları giderilmesinde kullanılmaktadır.

2.8.1.2. Flexmap Piksel Değer Kalibrasyonu

Teorik olarak, projeksiyon noktalarının karşısında birçok dedektör elemanının bulunduğu görüntüleme panelinde çok küçük eğimle bile, konik ışın görüntüleme imajlarında ciddi bulanıklar oluşabilir. Konik ışın imajlarından hacim yapılandırma işleminden önce konik ışın imajlara eğin düzeltme işlemi, gri hacim otomatik düzeltme algoritması 'correlation ratio algorithm' ile yapılmaktadır (32,41).

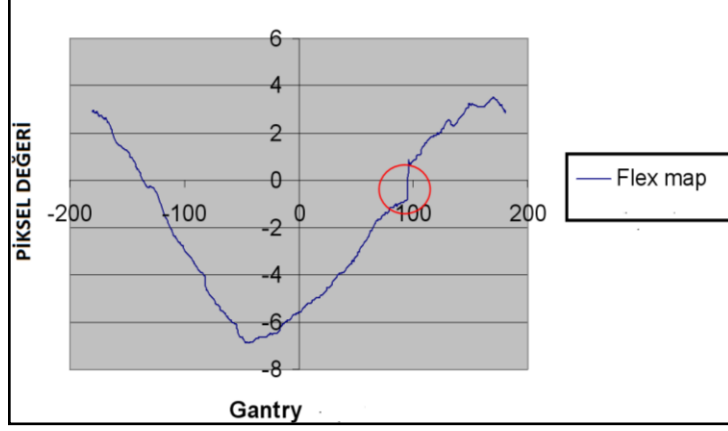
Synergy kV x-ışın tüpü, karşısındaki düz panel görüntüleyicisi ile gantry ve elektronik portal görüntüleyici sistem arasına ortogonal olarak yerleşimlidir. Sistemin tedavi cihazıyla eşzamanlı dönüşü ve arttırılabilir flouroskobik görüntü alma seçeneğiyle konik ışın görüntülerini alır.

Radyoterapi cihazının sabit ağırlığı buna ek olarak kV x-ışın tüpü ve panel ekipmanlarının ağırlıkları kaynaklı dairesel tarama yörüngesinin mekanik belirsizliğinin ölçüm ve düzeltilmesi işlemi flexmap olarak adlandırılır. Yaygın olan metot ball-bearing kalibrasyon fantomunun dikkatlice izomerkeze yerleştirilerek farklı açılarda çok sayıda projeksiyon görüntüsünün alınmasıdır. Bu görüntüler ile x-ışın tüpü ve panel izomerkez ilişkisinin ayarlandığı hassas kalibrasyon amaçlı kullanılır.



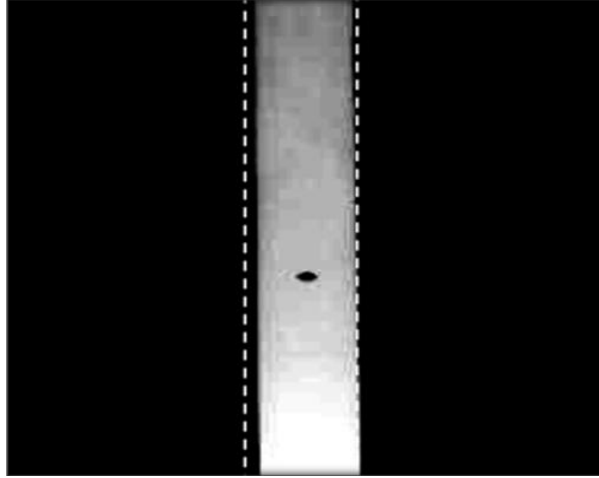
Şekil 2.31. Ball-bearing kalibrasyon fantomunun Elekta synergy XVI ve tedavi cihazı eşmerkezleşme kalibrasyonu temsili resmi

Flexmap aynı zamanda Elekta synergy XVI sistemi dönme eksenini ile Elekta synergy cihaz merkezinin aynı dairesel yörüngede döndüğünün doğrulandığı en önemli cihaz kalite kontrolüdür. Bu bağlamda XVI sisteminin rotasyon sırasında doğru izomerkezden sapması flex olarak isimlendirilir. Gantry açısının fonksiyonu olarak flex görüntülenirken bir flexmap elde edilir. Hızlandırıcı kafasının ağırlığı ve düz panel detektörü ile birlikte kV x-ışını tüpünün ilave ağırlığı nedeniyle, gantry açısının rotasyonda flexmapların incelenmesi gereklidir. Tolerans aralığı ± 0.5 mm olmalıdır.



Şekil 2.32. Uygun olmayan flexmap haritası

Görüntü dönüştürücü panelin çok az açı eğimi ya da rotasyonel uyumsuzluğu ile dedektör elemanlarının düzeni arasındaki ilişki tarama rotasyon ekseninde vektörel olarak tanımlanır. Küçük bir eğim farklılığının olması durumunda çoklu dedektör elementleri görüntüleme noktaları doğru konuma kaydırılır. Bu düzeltme etkisi eğer konik ışın profili önceden tanımlanmazsa izomerkez bir yönde uzaklaşmış olan yapılandırılmış hacim görüntüsü elde edilir.



Şekil 2.33. Panel eğimini gösteren radyografik görüntü

Üreticilerin cihaz fleksibilitesi kaynaklı oluşabilecek geometrik hataların, görüntü yapılandırma ile hesaplanarak giderildiği yazılımları için 2mm tolerans içerisinde olma

garantisi vermesi gerekmektedir. Periyodik olarak panel flexmap değerleri alınarak, gerektiğinde kalibrasyon işleminin tekrarlanması, doğru BT yapılandırmasına olanak sağlamaktadır (31).

2.8.2. Görüntüleme Kalibrasyonları

2.8.2.1. Kazanç Kalibrasyonu

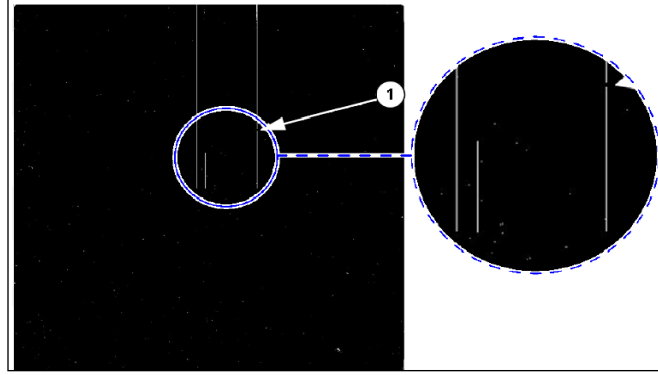
kV görüntüleme panelindeki her bir piksel ile olan elektronik ilişki netlik kazancı yada kazanç olarak isimlendirilebilir. Görüntü kalite optimizasyonu için her enerjide kazanç kalibrasyonuna ihtiyaç vardır. Kazanç kalibrasyonu, piksel değerlerin homojenite hassasiyetini ve x-işını düzleştirmeyi sağlayan tek kalibrasyondur. XVI sisteminde bu işlem için su tankı ve CAL2 kalibrasyon kaseti kullanılmaktadır. Her hangi sabit bir doz için, gri skala değerler örneğin su gibi homojen bir yapıdan geçerken görüntü boyunca farklı olduğu görülebilir. Kazanç kalibrasyonu ile aynı ortamdan geçen x-işınlarının oluşturduğu gri değerleri aynı olacak şekilde düzeltilme işlemi uygulanır (48).



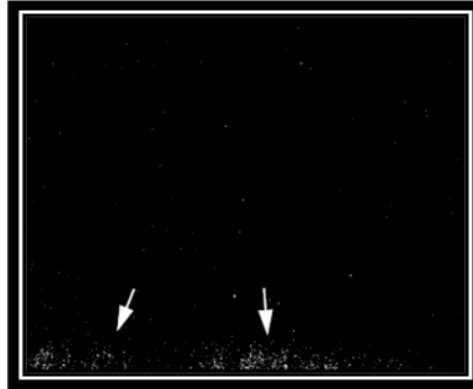
şekil 2.34. Kalibrasyon fantomu ile, a-b) Kazanç kalibrasyonu öncesi c) Kazanç kalibrasyonu sonrası alınan görüntü

2.8.2.2.Kötü Piksel Haritası Kalibrasyonu

Kötü piksel haritası görüntü pikselleri tanımlamak için kullanılır. Kötü pikseller kazanç kalibrasyonu ile düzeltilemez. Kötü piksel değeri düzeltmek için kötü pikseller komşu piksellerin ortalama değerine ayarlanır. Kötü piksel haritası, kV dedektör panel kullanım süresiyle oluşmakta olup panel yaşı arttıkça daha fazla oluşmaktadır (39).



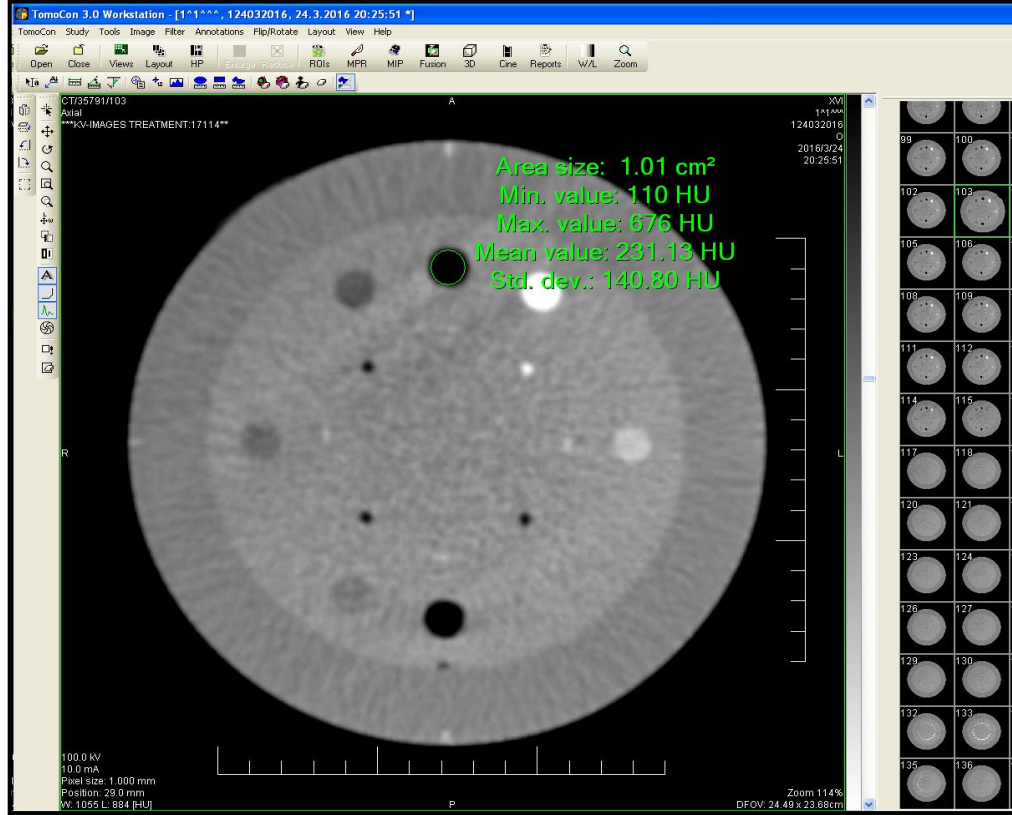
Şekil 2.35. Kötü piksel



Şekil 2.36. Kötü piksel haritası

2.8.3. BT Numarası Kalibrasyonu

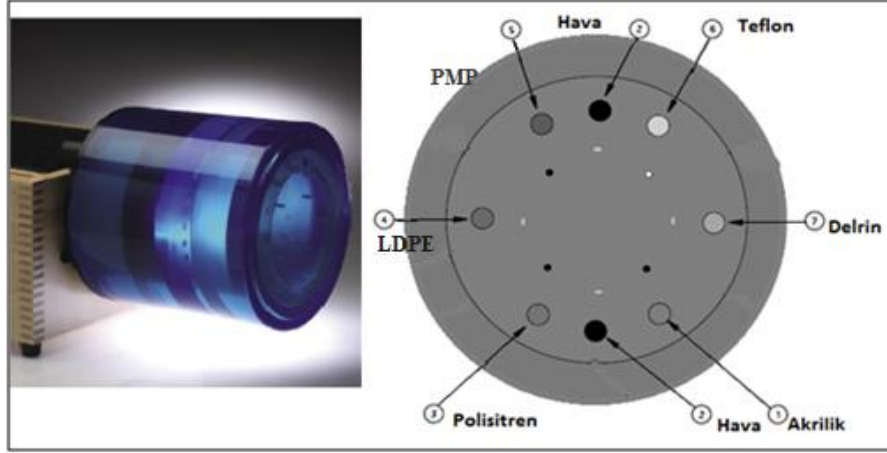
BT kesitlerin tedavi planlama sistemlerinde dozimetrik hesaplama amaçlı kullanımı için tedavi planlama sistemleri için BT numarası elektron yoğunluğu tablolarının oluşturması gereklidir. XVI sistem yazılımı BT değer hesaplaması yapamamaktadır bu nedenle çekimler ile elde edilen görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) aktarım sistemi ile uyumlu sanal simülasyon yazılımları ile BT numarası değerleri elde edilebilmektedir. Şekilde TomoCon® Workstation ile elde edilmiş HU değerleri yer almaktadır.



Şekil 2.37. BT numarası okunması

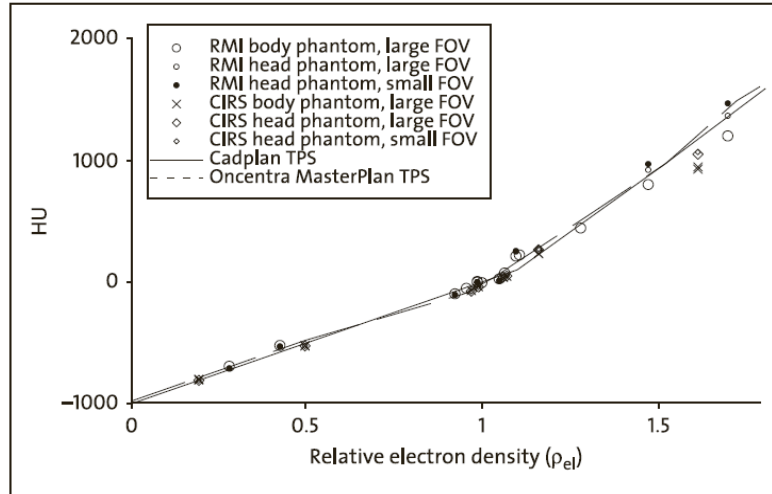
BT numarası kalibrasyon işlemleri için gerekli fantom, insan anatomisinde bulunan farklı yoğunluklara uygun materyalleri içermesi ve ebatlarının insan boyutuna yakın ve homojen olması gerekmektedir (36).

BT sistem kalibrasyon işlemlerinde yaygın olarak kullanılan Catphan® Fantom ve kontrast ayırma modülünün temsili resmi şekil 2.38’de gösterilmiştir (42).



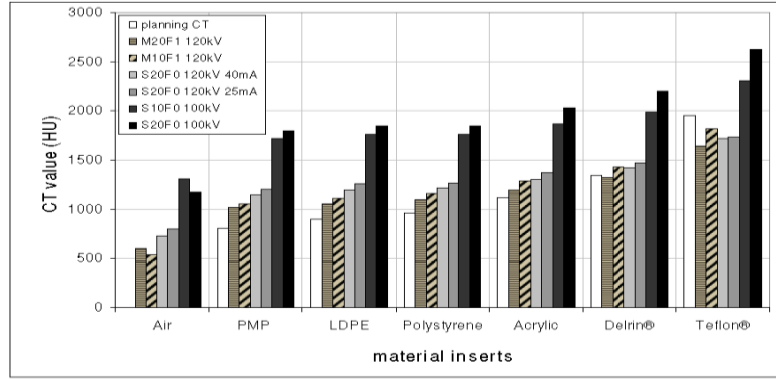
Şekil 2.38. Catphan® Fantom ve kontrast ayırma modülü

BT numarası kalibrasyonu için ticari üreticiler çeşitli fantomlar üretmişlerdir. Skrzyński ve ark. yaptığı çalışmada kalibrasyonda kullanılan fantom özelliklerine ve fantom boyutuna göre dozimetrik farklılıkların oluştuğunu göstermişlerdir (Şekil 2.33)(35).

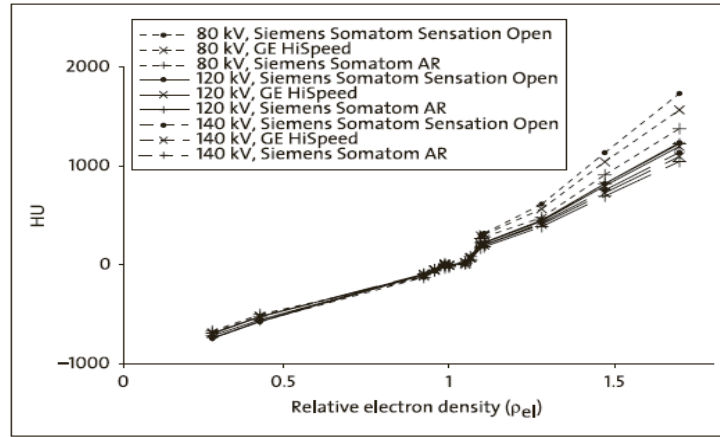


Şekil 2.39. Farklı kalibrasyon fantomları için BT numarası elektron yoğunluğu eğrisi

XVI klinik kullanımında farklı FOV açıklıkları için tanımlanmış farklı prosedürler bulunmaktadır. Her bir tarama prosedüründe tüp voltajı, kolimasyon ve ışın filtreleme tipi parametreleri bununla birlikte görüntü özellikleri ve BT numarası elektron yoğunluğu arasındaki ilişki değişmektedir. Richter ve ark yaptığı çalışmada, KHBT sistemlerinin farklı tarama prosedürleri için BT numarası elektron yoğunluğu ilişkisini şekil 2.40 ve değişik yoğunluktaki materyallerin BT numarası değer değişimini şekil 2.41’de gösterildiği gibi elde etmişlerdir (16).



Şekil 2.40. Farklı görüntüleme prosedürleri ve değişik yoğunluktaki materyallerin BT numarası değer değişimi



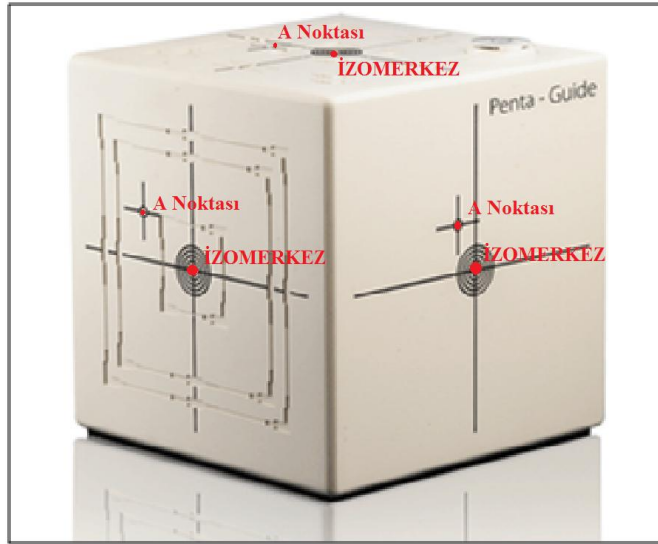
Şekil 2.41. Farklı görüntüleme prosedürleri için BT numarası - ED eğrisi

2.9. Kalite Kontrol Testleri:

2.9.1. Geometrik Kalite Kontroller:

2.9.1.1. KHBT ve Doğrusal Hızlandırıcı Eş Merkez Kontrol Testi:

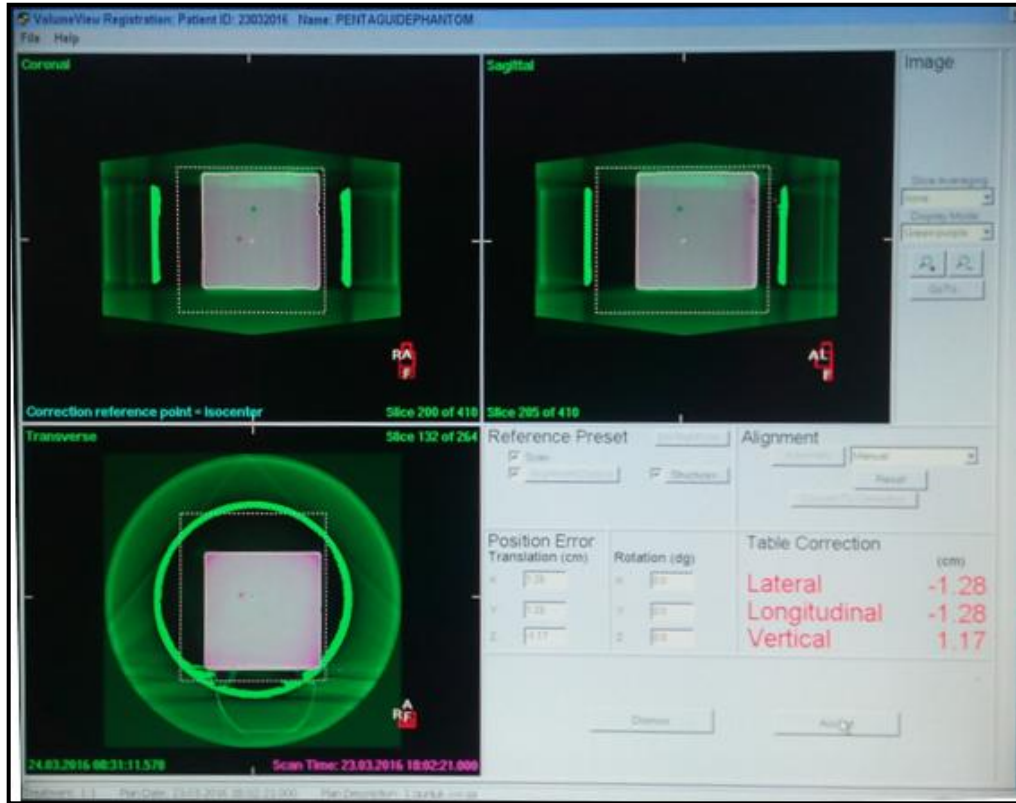
Doğrusal hızlandırıcı ve XVI sistem eş merkezlemede flexmap kalibrasyon amaçlı tasarlanmış BB fantom kullanılabileceği gibi bu test için özel tasarlanmış fantomlarda kullanılabilmektedir (Şekil 2.42). Fantomun özelliği hacmi ortasına konumlandırılmış farklı yoğunluklardaki işaretleyicilerdir. Kalite kontrolde ilk önce fantom tedavi masasına yerleştirilerek gantry 0° ve 90° 'de elektronik port görüntüleri alınır ve fantom ışın merkezine masa hareketleri ile kaydırılarak doğru konumlandırılır. İkinci adımda fantomun KHBT görüntüsü alınır ve elde edilen görüntüler, referans fantom hacim görüntüsü ile karşılaştırılarak KHBT ve cihaz eşmerkezliği kontrol edilir. Merkezler arası tolerans limitleri tüm eksenlerde 2 mm'dir. Farkın tolerans limiti dışında çıkması durumunda flexmap kalibrasyonu yapılması gerekmektedir.



Şekil 2.42. Penta Guide kalite kontrol fantomu

2.9.1.2.Yeniden Pozisyonlandırma Kontrol Testi:

Otomatik masa hareketlerinin kontrol edildiği bu test için çeşitli yöntemler vardır. Genel olarak aradaki mesafenin belli olduğu iki nokta arasında fantom hareketi ve otomatik masa hareketi kontrol edilmesi ile test gerçekleştirilir. Penta Guide fantom bu test için kullanılabilir. Şekil 2.42'deki Penta Guide fantomun izomerkez uzaklığı belli olan A noktasına cihaz lazerleri oturtulur. Bu noktada gantry 0° ve 90° 'de elektronik port görüntüleri alınarak fantom A noktasına masa hareketleri ile kaydırılır. İkinci adımda fantomun KHBT görüntüsü alınır ve elde edilen görüntüler, referans fantom hacim görüntüsü ile karşılaştırılır (Şekil 2.43). Fantom izomerkezine otomatik masa hareketleri ile kaydırılır. Aradaki mesafe farkı oluşması durumunda fark cetvelle ölçülür ve tüm eksenlerde en fazla 2 mm fark olması gerekmektedir (13).



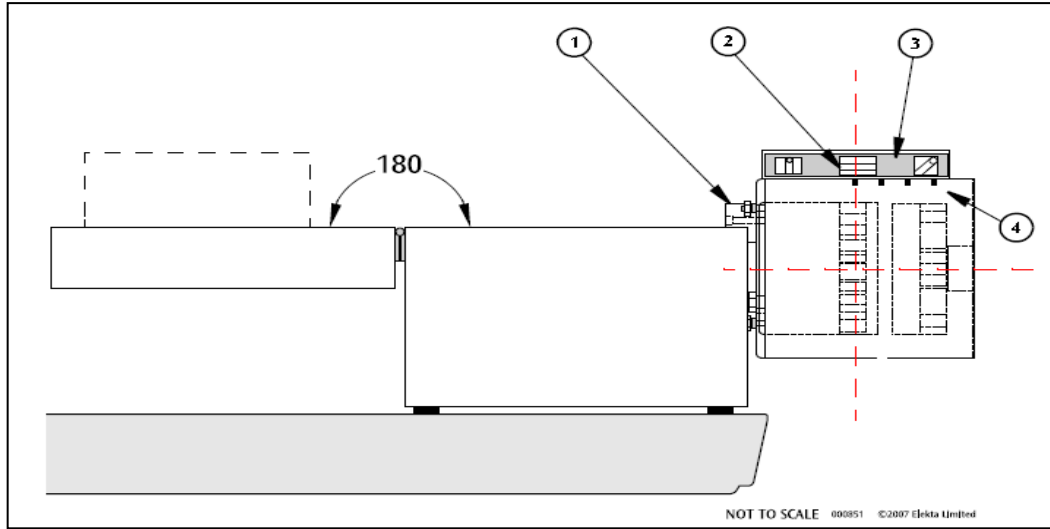
Şekil 2.43. Penta Guide kalite kontrol fantomu ile yeniden pozisyonlandırma kontrol testi

2.9.2. Görüntü Kalite Kontrol Testleri:

Görüntü kalite kontrol testlerin de kalibrasyon işlemlerinde kullanılan Catphan® fantom kullanılabilir. İlk olarak fantom üreticinin teknik referans kitabında belirtildiği gibi ahşap koruma sandığına asılarak, üzerinde bulunan noktalara tedavi cihazı lazerleri oturtulacak şekilde masada konumlandırılır.

Fantomun yüzeyinde her bir kalite kontrol işlemi için tasarlanan hacim elemanlarının merkezlerini belirten dört nokta bulunur. Kalite kontrol için gerekli fantom modülü merkezine tedavi masası ile kaydırma yapılır. Gerekli kalite kontrol için üretici tarafından belirtilen tarama prosedürü ile hacim görüntüsü elde edilir.

XVI sistemi için gerekli görüntü kalite kontrolleri aşağıdaki bölümlerde detaylı olarak anlatılmıştır.

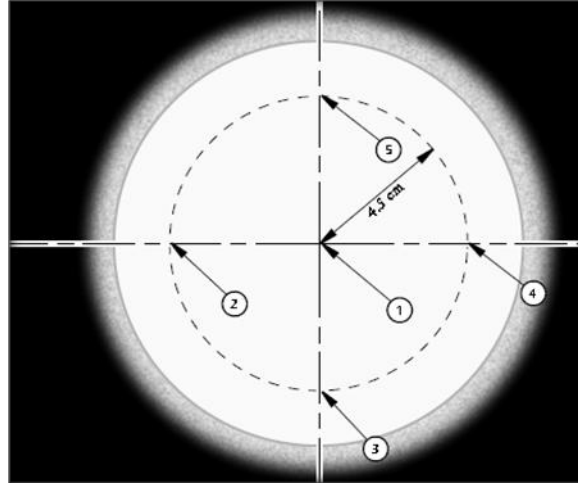


Şekil 2.44. Catphan® fantom kalite kontrol işlemleri için yerleşimi

2.9.2.1. 3D BT Numarası Tutarlılığı ve Doğrusallığı (3D Uniformity)

Belirli enerjide seçilen X-ışın demetinin ortalama enerjisi, soğurucudan geçerken saçılmalar ve soğurulmalar nedeniyle artar ve buna demet sertleşmesi adı verilir. Homojen bir su fantomu görüntüsünde demet sertleşmesine bağlı olarak merkezde ve kenarlarda ölçülen BT numaraları birbirlerine göre değişkenlik gösterebilir. Bu değişkenliğin belirli kabul sınırları vardır ve kontrolü yapılan sistemde ölçülen değerlerin bu aralığın içinde olup olmadığı kontrol edilmelidir.

BT numarası doğrusallığı testinin yapılabilmesi için kafa veya vücut büyüklüğünde içi su dolu veya eşdeğeri katı madde dolu homojen bir fantoma ihtiyaç vardır. Kalite kontrolde Şekil 2.45’de gösterilen Catphan® fantomun ilgili kısmı kullanılabilmektedir.



Şekil 2.45. Catphan® fantom 3D BT numarası doğrusallığı

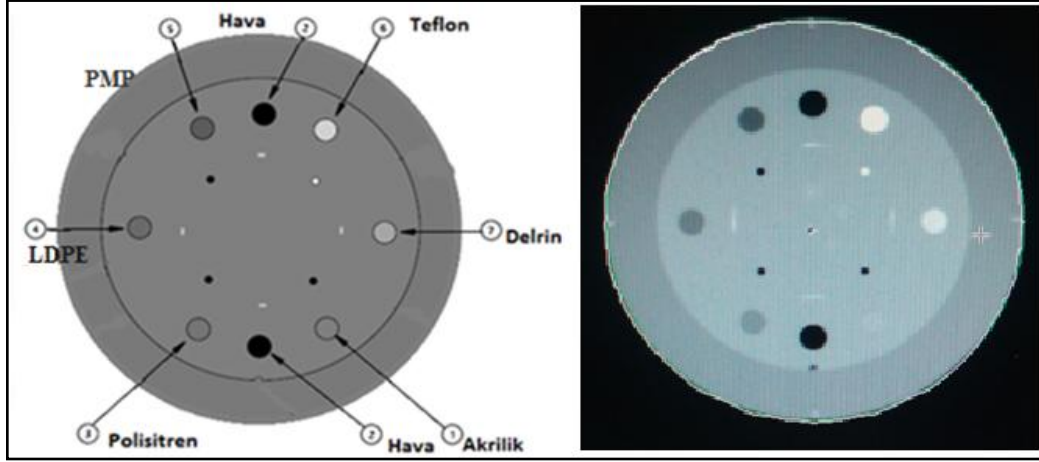
Şekilde gösterilen ilgili kesit üzerinde kenarlar ve merkezde alınan 5 farklı hacim için elde edilen ortalama piksel hacim değerleri okunur

$$\left(\frac{\text{BT ort. yüksek} - \text{BT ort. düşük}}{\text{BT ort. yüksek}} \right) \times 100\%$$

Formülü kullanılarak ortalama fark ve yüzde hata farkı elde edilir. Tolerans limiti 1,5% dir. Hata limitten büyükse XVI kazanç ve flexmap kalibrasyon işlemleri yapılarak kalite kontrol testleri tekrarlanmalıdır (39).

2.9.2.2. 3D Düşük Kontrast Çözünürlük

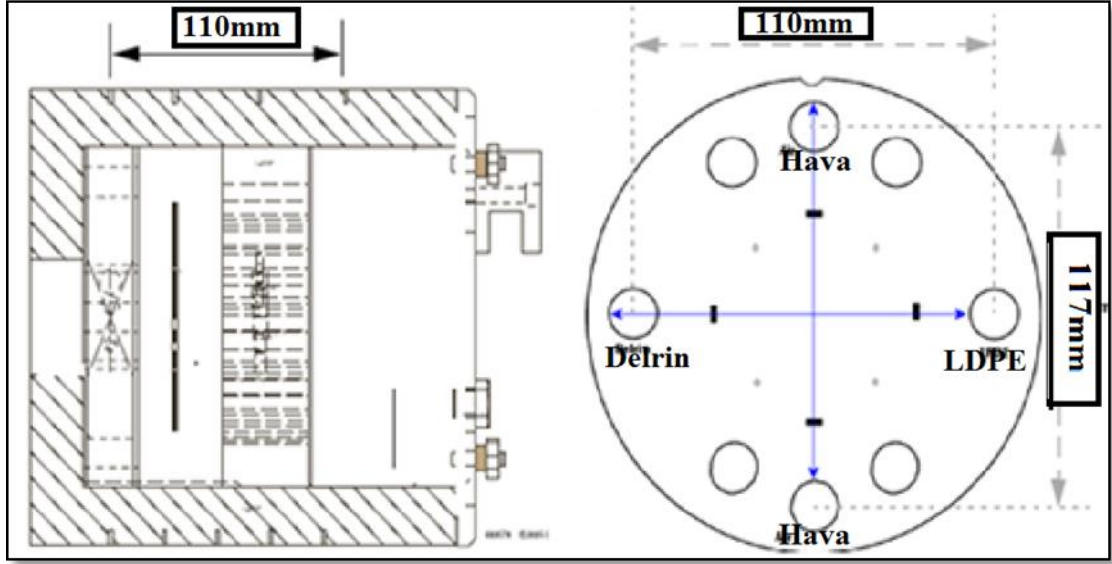
Kalite kontrolde Şekil 2.46'da gösterilen Catphan® fantomun ilgili kısmı taranarak alınan hacim görüntüsü üzerinde ilgili kesitte, LDPE (Low Density Polyethylene) ve polistiren için BT numarası ve standart fark değerleri okunur.



Şekil 2.46. Catphan® fantom 3D düşük kontrast çözünürlük

$$\text{Düşük kontrast çözünürlüğü \%} = \frac{(BT_{\text{polistiren}} - BT_{\text{LDPE}})/10}{\left(\frac{(\text{Ort. polistiren} - \text{Ort. LDPE})}{(\text{SD}_{\text{polystyrene}} + \text{SD}_{\text{LDPE}})/2} \right)}$$

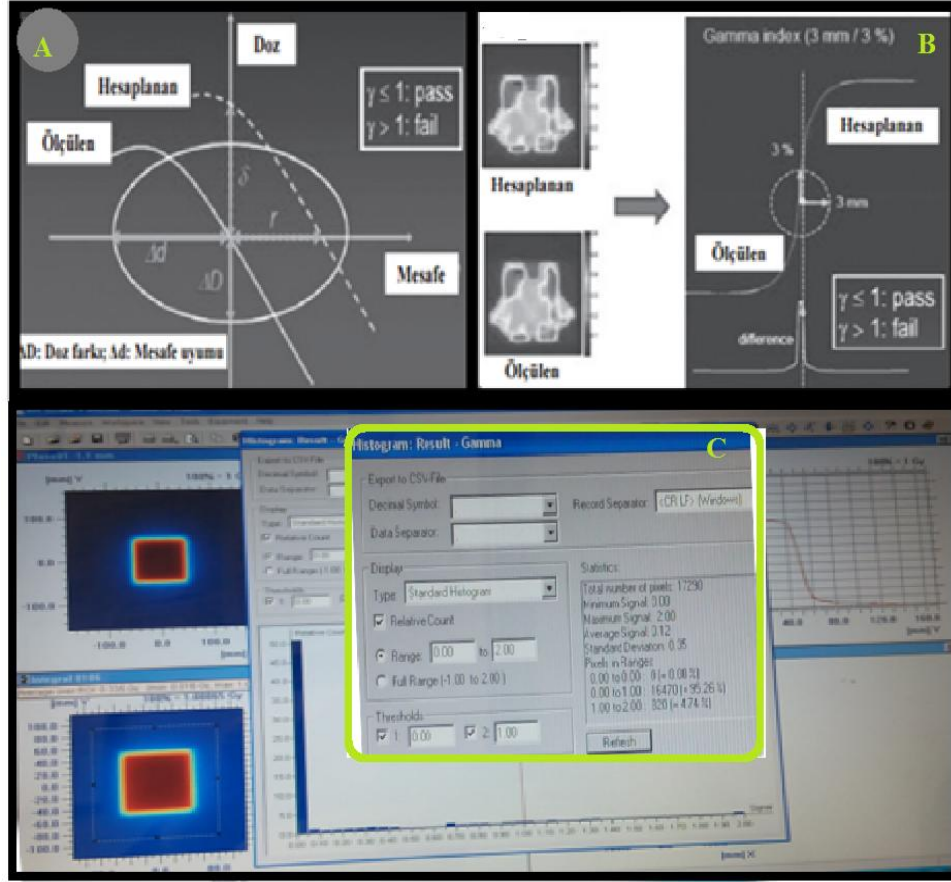
Formül üzerinden elde edilen sonuç 1.5% den büyük olursa görüntüleme kalibrasyon işlemleri tekrarlanır.



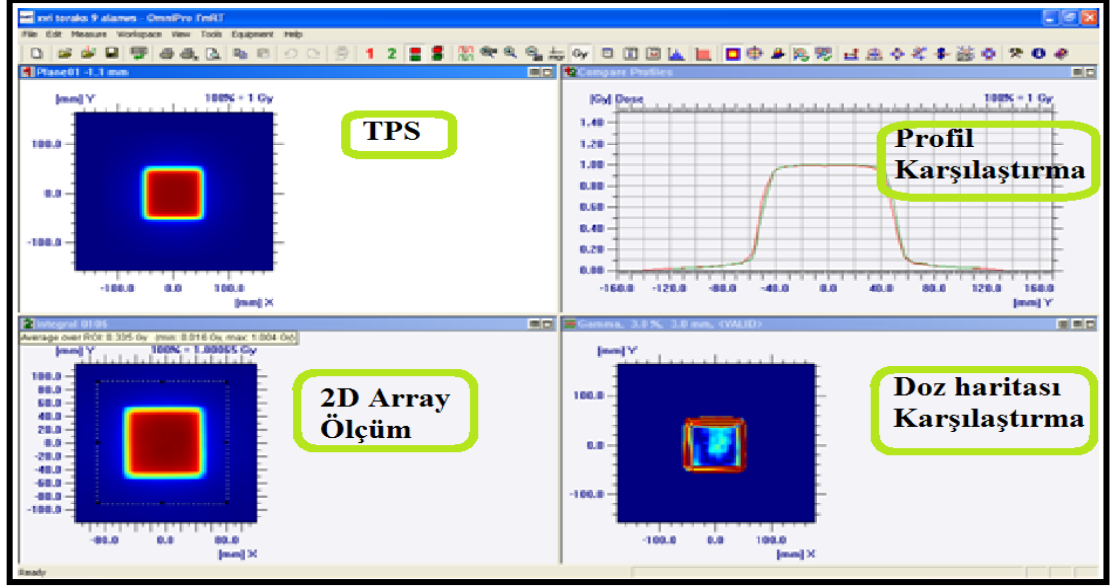
Şekil 2.48. Catphan® fantom 3D eksen geometri ölçümü

2.10. Gama Histogram Analizi

Gama analizi metodu yaygın olarak tedavi planlarının rölatif doz doğruluğu sağlanması amacıyla, çoklu alan radyoterapi planlarının doğrulamasında kullanılmaktadır. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı (DD: Dose difference) ve mesafe uyumuna (DTA: Distance to agreement) dayanarak analiz yapan bir yöntemdir (27-30). Şekil 2.49 Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanmıştır. Gama histogram analiz yöntemi TPS'den gelen doz haritasını referans olarak cihazdan elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma prensibine dayanır (45).



Şekil 2.49. a-b) Gama histogram analiz yöntemi geometrik tanımı, c) Gama histogram analiz yöntemi geometrik olarak tanımlanması ve 2 mm DTA ve 2%DD için 2B Array ile elde edilen gama analizi sonucu (95% tolans değer içerisinde)



Şekil 2.50. TPS’de hesaplanan doz haritasının 2D Array ile ölçülen doz haritasıyla karşılaştırılması

Şekil 2.50’de TPS de elde edilmiş bir akı haritası referans alınmıştır ve TPS akı haritasının, 2D Array ile elde edilen akı haritası ile karşılaştırılması görülmektedir. Şekil 2.49’da da elde edilen akı haritalarının analiz sonuçları görünmektedir. Kırmızı ile görünen noktalar $\gamma (rm) \geq 1$ olup analizi geçemeyen noktalar yeşil ile görünen noktalar ise $\gamma (rm) \leq 1$ olup elips içerisinde kalarak analizi geçen noktaları göstermektedir.

Gama analiz değerlendirmede birçok araştırmacı 3 mm DTA ve 3%DD farkını standart almaktadır ancak her klinik kendi kalite kontrol programı doğrultusunda 3 mm DTA ve 5% DD tolerans aralığında kendisine uygun gama analiz kriteri seçebilir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

XVI görüntüleme sistemi ile elde edilen fantom kesitleri üzerine uygulanan planların dozimetrik doğrulamalarında, referans amaçlı GE Light Speed RT 3.nesil BT tarayıcı ile elde edilen fantom kesitlerine uygulanan planlar kullanılmıştır. Bu cihaz aynı anda 16 sıra tarama verisi toplayabilen, geniş çaplı çok kesitli bir BT sistemidir. Tek bir dönüşte 16 aksiyel kesit elde ederek bu kesitlerden 16 resim oluşturmak için bağımsız olarak rekonstrüksiyon yapılabilmektedir. Bu resimler, kompozit resimler oluşturacak şekilde birleştirilebilmektedir. 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 saniyede 360 derece dönebilmektedir. 1 mm'nin altında $0.625 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ 'den başlayarak $10 \text{ mm} \pm 1 \text{ mm}$ 'ye kadar değişen tomografik kesit kalınlıklarında görüntü alabilir. X- ışını tüpü 80, 100, 120, 140 kV voltaj seçeneklerine ve maksimum 440 mA akıma sahiptir.



Şekil 3.1. GE Light Speed RT bilgisayarlı tomografi cihazı

3.1.2. Doğrusal hızlandırıcı

KHBT görüntülerinin elde edilmesinde ve elde edilen kesitler üzerine yapılan tedavi planları dozimetrik hesap ve dozimetrik kalite kontrollerinde Elekta Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Cihaz 4 MV, 6 MV ve 18 MV değerinde 3 foton; beş farklı elektron enerjisi kullanan doğrusal hızlandırıcı cihazıdır(Şekil 3.2). SSD 100 cm'de tedavi yapmaktadır. IGRT yapma özelliğine sahiptir ve Mega voltaj elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile alan kontrolü yapılabilmektedir. KHBT teknolojisi ile üretilmiş üzerine entegre olan XVI sistemi ile IGRT alanların kontrolü yapılabilmektedir.



Şekil 3.2. Elekta Synergy doğrusal hızlandırıcı cihazı

3.1.3. Tedavi Planlama Sistemi

İki farklı görüntüleme sistemi ile elde edilen kesitler üzerine yapılan tedavi plan uygulamalarında kullanılan PrecisePLAN® 2.15 versiyon tedavi planlama sistemi (TPS), Linux işletim sistemi tabanlı olup, Elekta ve DICOM aktarım sistemi ile uyumlu başka marka lineer hızlandırıcılar için Elekta tarafından tasarlanmış planlama sistemidir (44). Foton ve elektron ışınlarının doz hesabında yalnızca bir algoritma kullanılabilir. Hesaplama foton ışınları için 'Full Area Integration' ve elektronlarda 'Hogstrom's Pencil Beam' algoritmalarını kullanmaktadır. İnhomojenite düzeltme seçeneği ile otomatik olarak planlama görüntülerindeki farklı yoğunluklar için dozimetrik düzeltme yapabilmektedir. PrecisePLAN® IMRT doz hesapları için geliştirilmiş 'Cimmino' metodu ile 'Segmental Inverse optimization' yöntemini kullanmaktadır.



Şekil 3.3. Elekta PrecisePLAN® 2.15 planlama sistem

3.1.4. Farmer Tipi İyon Odası

Bu tez çalışmasında TPS ile elde edilen planların dozimetrik kalite kontrollerinde IBA-Wellhöfer farmer tipi FC65P iyon odası kullanılmaktadır. Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili foton ve elektron ışınlarının absolut dozimetre ölçümleri için tasarlanmış

iyon odasıdır. Kullanılabilir enerji aralığı fotonlar için Co60 - 50 MV ve elektronlar için 4 MeV - 50 MeV 'dir. Absolut dozimetri ölçümleri için prensip olarak silindirik iyon odasının hacmi $\geq 0.1 \text{ cm}^3$ olmalıdır. Farmer tip iyon odası ile hava, katı fantom ya da suda absolut dozimetre ölçümleri yapılabilmektedir.

Aktif ölçüm hacmi $0,65 \text{ cm}^3$ POM dış elektrod yoğunluğu $1,42 \text{ g/cm}^3$ Al(Alüminyum) iç elektrot yoğunluğu $2,7 \text{ g/cm}^3$, ölçüm hassasiyeti $5\text{Gy/C} \times 10^7$ 'dir.



Şekil 3.4. IBA-Wellhöfer farmer tipi FC65P iyon odası

3.1.5. Elektrometre

Dozimetrik plan kalite kontrollerinde absolut doz ölçümlerinde IBA Dose-1 elektrometre kullanılmıştır. Elektrometreler radyasyonla etkileşim sonucu oluşan akımın miktarını yük doz ve doz hızı değerlerini Gy, Sv, R, Gy/dk, Sv/saat, R/dk cinsinden okuyabilen elektronik sistemlerdir.

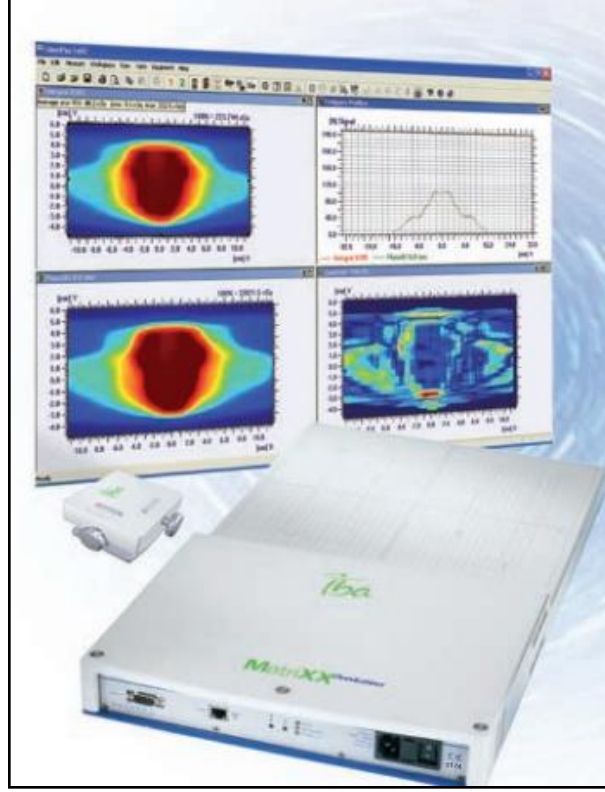
Dose 1 portatif tek kanallı ve yüksek hassasiyetli referans sınıf elektrometredir. Absorblanan doz ölçümlerinde iyon odası ve semikandektör dedektör ile kullanılabilir.



Şekil 3.5. IBA-Wellhöfer Dose-1 elektrometre

3.1.6. 2D Array Dozimetri Sistemi

Dozimetrik plan kalite kontrollerinde absolut ve rölative doz ölçümlerinde 2D Array dozimetri sistemi olan İBA MatriXX ve OmniPro-İmRT yazılım programı kullanılmıştır. MatriXX etkin alan boyutu 24x24 cm² olan her birinin hacmi: 0,08cm³ olan toplam 1020 adet iyon odasından oluşan sistemdir. IMRT / IGRT / Rotasyonel radyoterapi uygulamalarında OmniPro-İmRT yazılımı ile planlama sisteminden aktarılan Gantry 0⁰ de (koronal planda) her bir ışın için yoğunluk haritasının ölçümler sonucu alınan doz haritalarının (matrixx ya da film) matematiksel analizi temeline dayanır ve tedavi öncesi plan kalite kontrolü amaçlı tasarlanmıştır.



Şekil 3.6. İBA MatriXX ve OmniPro-I'mRT yazılım programı

3.1.7. Vücut Fantomu

KHBT kesitler üzerine tedavi planının uygulamalarının dozimetrik doğrulamalarında Alderson Rando® fantom kesit görüntüleri elde edilerek TPS' de kullanılmıştır. Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. Rando® fantom vücut dokusu, kemik, akciğer ve hasta boşluklarına benzer materyallerden oluşmuştur. Rando® materyalleri X-ışını ve elektronlar için insan dokusunun radyasyona karşı eşdeğeri. Etkin atom numarası 7.30 g/cm^3 'tür. Fantom 2.5 cm olan 32 adet yatay kesite ayrılmıştır. Kesitler içerisinde yer alan TLD boşlukları ile TLD ölçümleri yapılabilmektedir.



Şekil 3.7. Alderson Rando® fantom

3.1.8. Katı Su Fantomu

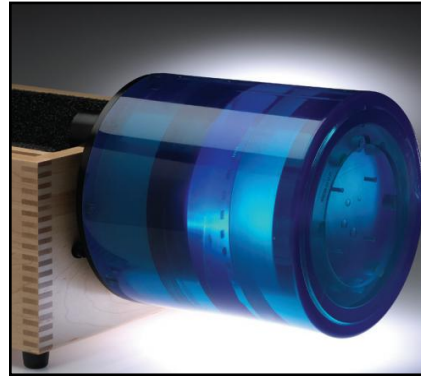
Tedavi planlarının dozimetrik kalite kontrollerinde absolut doz ölçümlerinde PTW marka katı su fantomu kullanılmıştır. PTW marka katı su fantomu Cs137 enerjisinden 50 MV foton enerjisine kadar ve 1 MeV ile 50 MeV elektron enerjisine kadar su eşdeğeri olan bir fantomdur. 1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm kalınlıklı 30 cm x 30 cm plakalar şeklindedir. Bu fantomlar kalibrasyon ve kalite kontrol amaçlı kullanılmaktadır. Fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu ise $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ 'tür. Kullanılacak iyon odalarına uygun boşluklarla birlikte bu fantomların üzerinde doğru merkezlemenin yapılabilmesini sağlayacak çizgiler bulunmaktadır.



Şekil 3.8. Katı su fantomu

3.1.9. Kalibrasyon Fantomu

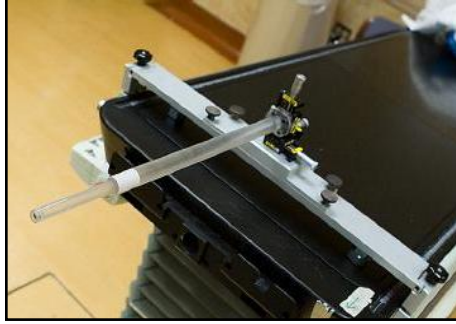
Bu çalışmadaki tüm görüntü kalite kontrol testlerinde ve görüntü kalibrasyonlarında Catphan® fantom kullanılmıştır. 3 Boyutlu görüntüleme sistemlerinde BT görüntü kalite testleri amaçlı geliştirilmiş bir kalite kontrol ve kalibrasyon fantomudur. Catphan® Fantom 4 farklı bölümden oluşmuştur. Her bir bölüm BT numarası tutarlılığı ve gürültü, bt numarası doğruluğu, BT numarası doğrusallığı, düşük kontrast ayırma gücü, yüksek kontrast ayırma gücü gibi testler için özel olarak tasarlanmıştır (42).



Şekil 3.9. Catphan® fantom

3.1.10. Flexmap Kalibrasyon Fantomu

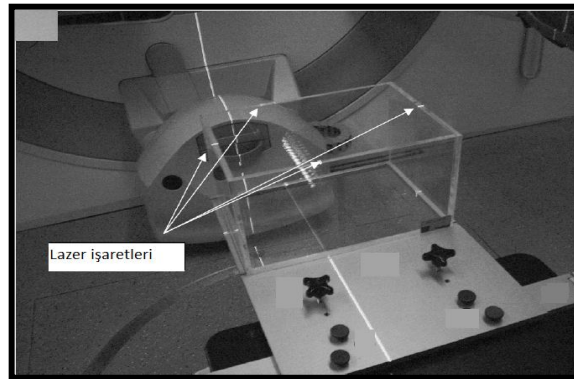
Görüntüleme kalibrasyonlarında kullanılmış olan Elekta ball-bearing (BB), fantom Elekta synergy XVI sistemi dönme eksenini ile Elekta synergy cihaz merkezinin aynı dairesel yörüngede döndüğünü doğrulanmak için geliştirilen kalite kontrol fantomudur. Geometrik kalibrasyonlar sonrasında elde edilen kesitlerin hacim rekonstrüksiyonu işleminde, 3D imaj çakıştırma doğruluğu testi amaçlı kullanılmaktadır.



Şekil 3.10. Elekta ball-bearing (BB) fantom

3.1.11. Su Tankı

XVI sistem panel kazanç kalibrasyonunda Elekta su tankı kullanılmıştır. Su tankı Elekta Synergy XVI panel kazanç kalibrasyonu için tasarlanmış pleksiglas materyalden üretilmiş kalibrasyon fantomudur.



Şekil 3.11. Elekta su tankı

3.1.12. Görüntü Aktarım Sistemi

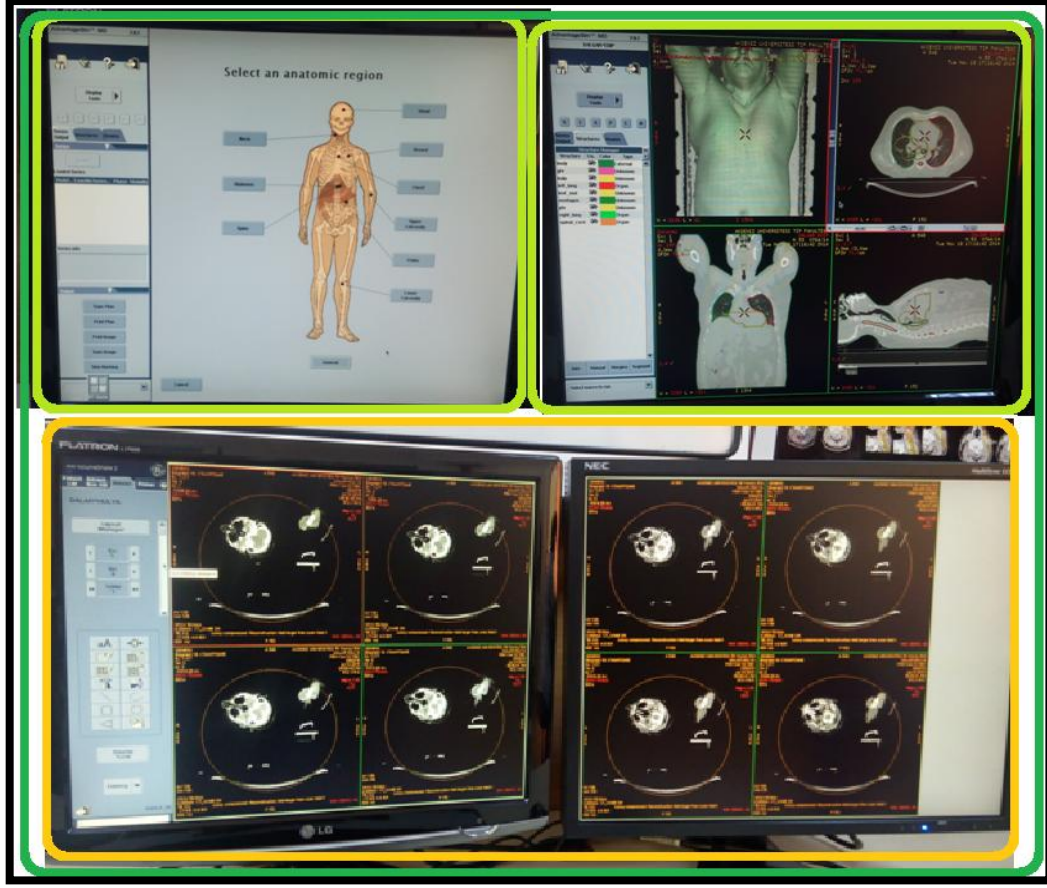
DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) sağlık alanında dijital görüntülemenin sağlandığı aktarım sistemidir.

American College of Radiology (ACR) ve National Electrical Manufacturers Association (NEMA) çeşitli satıcılar tarafından üretilmiştir cihazlar arasında görüntü ve ilişkili bilgileri aktarmak için standart bir yöntem önererek ve 1983 yılında, NEMA ve ACR bir standart geliştirmek için ortak bir komite kurmuşlardır.

Bu standartlar yayımlanarak donanım ara yüzü, yazılım komutları veri formatları için DICOM standartları olarak tanındı. DICOM Standartları medikal görüntüler aletleri, bilgisayarlar ve hastaneler arasında değiş tokuş izni gibi bir dizi kural temsil etmektedir. Bu bir satıcının makinede üretilen medikal görüntünün başka bir satıcıdan iş istasyonunda görüntülenebilir olacağı garanti ortak bir dil kurar. DICOM Standartları belirterek tıbbi görüntüleme donanımları birlikte çalışabilirlik kolaylaştırmayı amaçlamaktadır.

3.1.13. Sanal Simülasyon Yazılımı

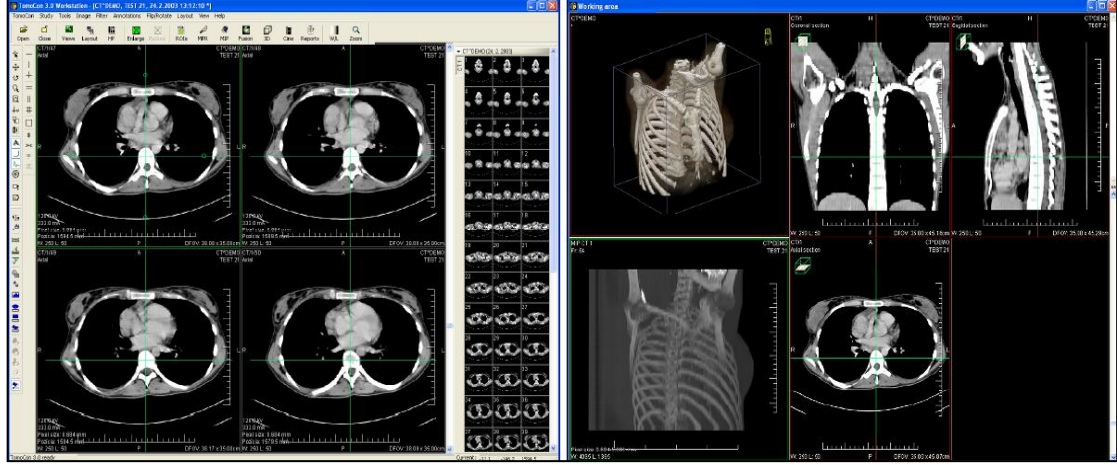
BT kesitler üzerine anatomik yapıların kontrolenerek, TPS aktarımında GE Advantage Sim MD Yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, planlama dozimetrisinden önce önerilen eksternal radyoterapi tedavisine ilişkin geometrik ve anatomik verileri hazırlamak için kullanılır. Anatomik hacimleri uygun tedavi pozisyonunda hasta ile elde BT görüntüler kullanarak üç boyutlu otomatik veya manüel olarak tanımlanabilir. Anatomik hacimlerinin tanımında BT ile birlikte BT, MR ya da PET çalışmaları da yardımcı olabilir. Önerilen tedavi alanının geometrik parametreleri dozimetrik işlem yapmadan, tedavi alan kapsamı için seçilebilir.



Şekil 3.12. GE Advantage Sim MD Yazılımı

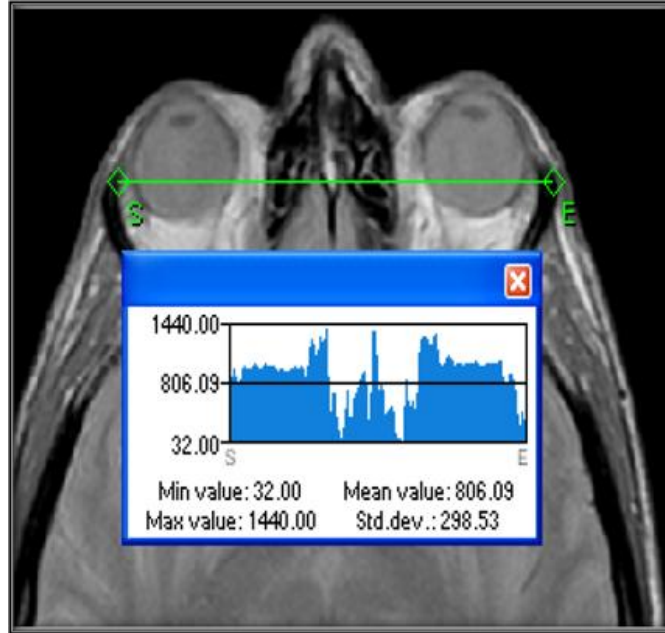
3.1.14. İş İstasyonu

Çalışmada BT kesitleri BT numarası değerlerinin elde edilmesinde TOMOCON iş istasyonu kullanılmıştır. TOMOCON dijital formda BT, MR, PET görüntüleri depolama, işleme ve görselleştirme sistemidir. Ayrıca DICOM uyumu ile herhangi bir iş istasyonunda görüntülere erişim sağlanabilir. BT / MR / PET füzyon yapabilme özelliği vardır TPS lerine DICOM bağlantısı ile görüntü aktarabilmektedir.



Şekil 3.13. TomoCon 3.0 uygulamaları

TomoCon BT kesitler üzerinde rastgele iki nokta arasındaki BT numarası profilini yada noktasal BT numarası değerlerini verebilmektedir.



Şekil 3.14. Her hangi bir noktadaki ya da iki nokta arasındaki doğrusal yoğunluk farkı

3.1.15. Hasta Data Aktarım Sistemi

Çalışmada tedavi planlarının tedavi cihazına aktarımında ve XVI ile elde edilen kesitlerin sanal simülasyon yazılımına aktarımında MOSAIQ aktarım sistemi kullanılmıştır.

Hastaya ait BT kesitler, DRR ve PORT görüntüleri, tedavi planlama ile gönderilen tedavi alanları MOSAIQ® üzerinde depolanabilir ve tedavi cihazında bu aktarım sistemi ile klinik modda tedavi uygulanabilir.

MOSAIQ hastayla ilgili bilgilerin toplanarak ve erişilebildiği, teşhis tedavi takip olanağını da sağlar. MOSAIQ yazılımı radyoterapi ve kemoterapi kayıtları için ortak bir veritabanı kullanmaktadır.

DICOM aktarım sistemine uyumlu tüm tedavi cihazlarına ortak bir ara yüz üzerinden bağlanabilir. Sistem veri giriş hatalarını ortadan kaldırarak olası tedavi hataları azaltmak amaçlı geliştirilmiştir.



Şekil 3.15. MOSAIQ® Data Director

3.2. YÖNTEM

XVI sistemi ile elde edilen görüntülerin planlama amaçlı kullanımında mevcut sistemin görüntü kalitesinden emin olmamız gerekir. Bunun için görüntü kalite kontrol ve kalibrasyon işlemlerinde kullanılacak olan prosedürler oluşturulmuştur. Prosedürler oluşturulurken AAPM TG 142, AAPM TG 179, AAPM TG 66 ve AAPM TG226 2a'nın önerilerinden faydalanılmış ve bu konuda literatürler incelenmiştir (13,14, 36, 38, 47, 48).

3.2.1.XVI Sistem Kalite Kontrol ve Kalibrason İşlemleri

İlk olarak XVI sistemin genel kalite kontrol testleri yapılmıştır. BT numarası doğrusallığının tolerans değer dışında bulunması nedeniyle XVI sisteminin kalibrasyon işlemleri Tablo 3.1deki sırayla yapılmıştır.

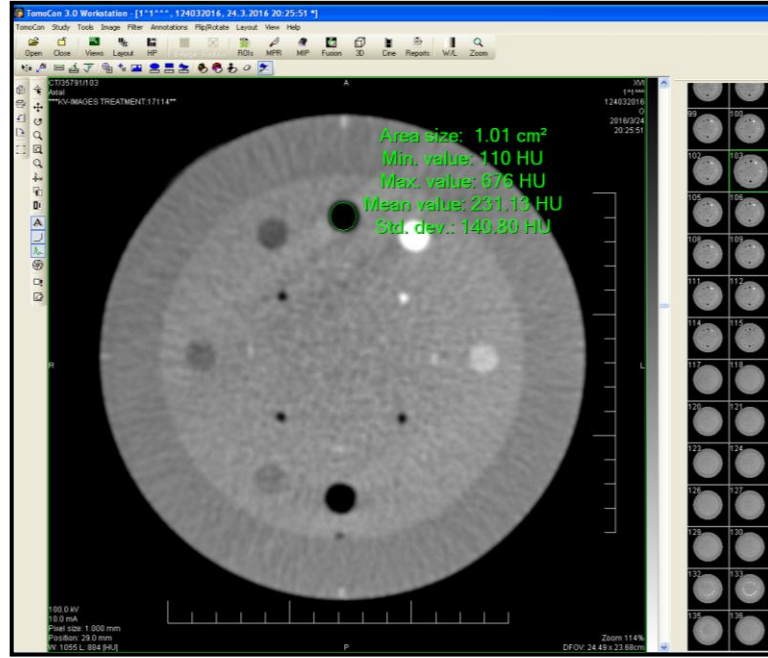
Tablo 3.1: XVI sistem kalibrasyon işlemleri sırası

1. Kazanç kalibrasyonu
2. Kötü piksel haritası kalibrasyonu
3. Flexmap piksel değer kalibrasyonu

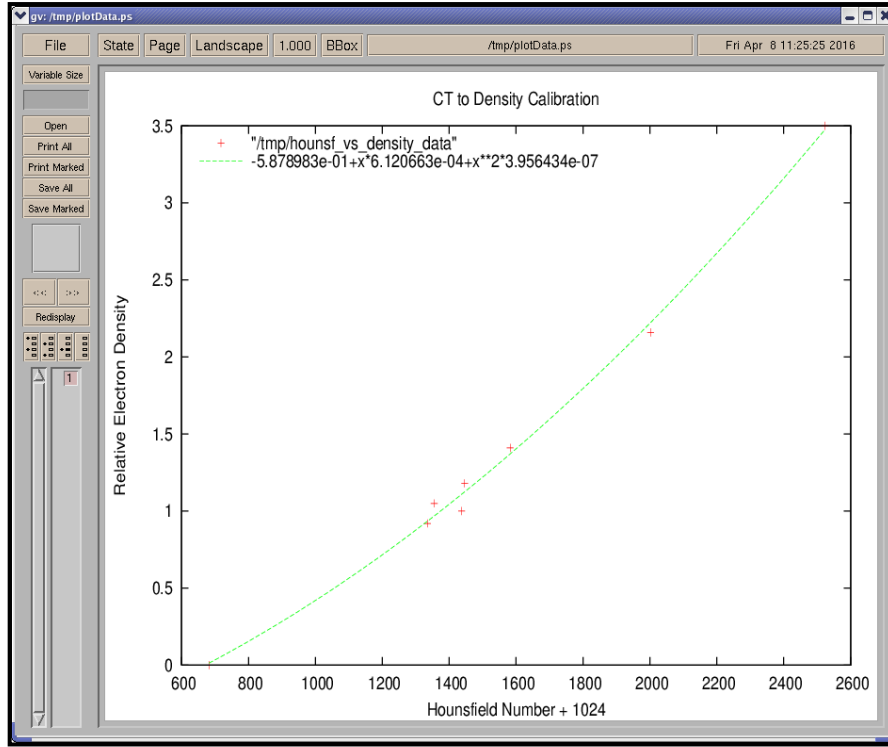
Sistemin kalibrasyonu sonrasında kalite kontrol testleri tekrarlanarak sonuçlar tolerans değerler içerisinde bulunup, görüntü kalitesi arttırılmıştır.

XVI sistemi ile klinik prosedürde tanımlı üç farklı tarama modu için CATPHAN kalibrasyon fantomu görüntüleri alınarak BT numarası- ED tabloları oluşturulmuş görüntü kaliteleri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmadan sonra görüntü kalitesinin en iyi olduğu tarama M20 kolimatör ve F0 filtre kaseti ile 120 kV-25 mAs voltaj ve akım değerleri ile alınan görüntüleme prosedürü seçilmiştir.

CATPHAN kalibrasyon fantomunun XVI sistemindeki benzer prosedürle BT kesit görüntüleri alınmış ve BT numarası elektron yoğunluğu tablosu, TOMOCON iş istasyonu ile elde edilerek TPS'e aktarılmıştır (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17).



Şekil 3.16. Tomocon iş istasyonu ile BT numarası görüntüleme penceresi



Şekil 3.17. TPS’de BT numarası elektron yoğunluğu değerleri grafiği

3.2.2. Tedavi Planlamalarının Oluşturulması:

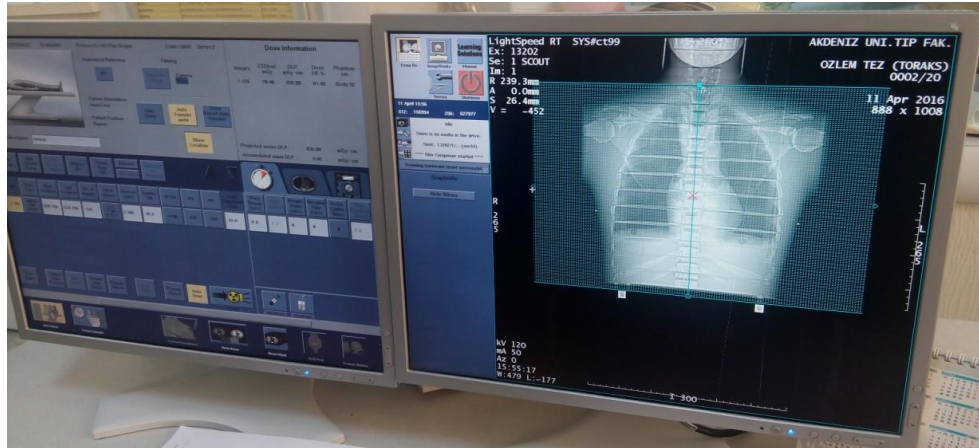
Ge Light Speed BT sistemi ile elde edilen kesit görüntüleri üzerine uygulanan tedavi planları referans kabul edilerek, XVI görüntüleme sistemi ile elde edilen tedavi planları bu planlar ile karşılaştırılmıştır.

Tedavi plan karşılaştırmaları Rando fantomun toraks ve baş BT görüntüleri üzerinde yapılmıştır. Her iki görüntüleme sisteminde de BT kesitler elde edilirken, alan orta noktalarına kurşun işaretleyiciler konulmuş tedavi plan merkezleri belirlenmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Rando fantom toraks ve baş tarama alanları

Ge Light Speed BT çekimlerinde kesit kalınlığı 2,5 mm olarak 120 kV-220 mAs tıp voltaj ve akım değerleri ile kesitler alınmıştır (Şekil 3.2). XVI BT çekimlerinde ise M20 kolimatör ve F0 filtre kaseti ile 120 kV-25 mAs voltaj ve akım değerleri ile kesitler alınmıştır.



Şekil 3.19. Ge Light Speed BT toraks alanı taraması

XVI görüntüleme sistemi ile elde edilen hacim görüntüleri, XVI yazılımı ile kesit görüntülere çevrilerek DICOM aktarım sistemi üzerinden Mosaiq tedavi kullanıcı arayüzüne aktarılmıştır. Mosaiq üzerinden TOMOCON iş istasyonuna, buradan da GE Advantage Sim MD sanal simülasyon sistemine gönderilen kesit görüntüleri üzerine dış

hacim konturlaması yapılarak Precise TPS'e aktarılmıştır. Ge Light Speed BT ile elde edilen kesit görüntüleri ise GE Advantage Sim MD sanal simülasyon sisteminde dış hacim konturlama işlemi yapılarak Precise TPS'e aktarılmıştır.

İki farklı görüntüleme sistemi ile elde edilen 2 bölgenin, 4 farklı BT datası için hasta isimleri GE BT-bas, GE BT-toraks, XVI-bas ve XVI-toraks olarak belirlenmiştir. TPS'de her bölge için 2F ve 9F olmak üzere 2 farklı konformal radyoterapi planı oluşturulmuştur. 2F planlar toraks ve baş için farklı olup, 2FT ve 2FB olarak isimlendirilmiştir. TPS'e bu üç plan kayıt edilmiştir (Tablo 3.2).

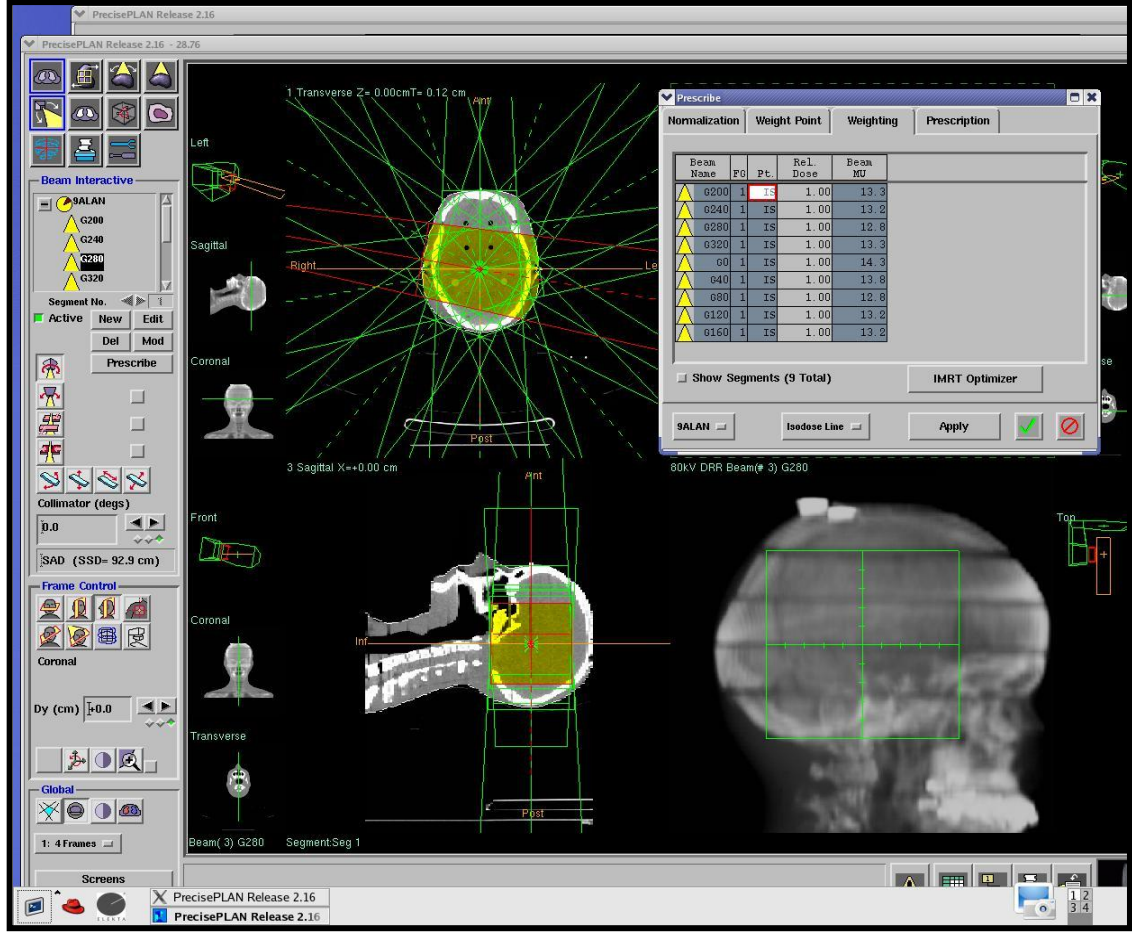
Tablo 3.2. Tedavi planlarının isimlendirilmesi

GE Light Speed BT	GeBT-bas	2FB,9F
	GeBT-toraks	2FT,9F
XVI	XVI-bas	2FB,9F
	XVI-toraks	2FT,9F

9F tedavi planı, 6MV enerjide gantry açıları sırasıyla 200°, 240°, 280°, 320°, 0°, 40°,80°,120° ve 160° 'dir (Tablo3.3) 9 açı için de 10x10 korumasız tedavi alanı ile tedavi planlaması oluşturularak TPS'e kayıt edilmiştir (Şekil 3.20).

Tablo 3.3. 9F planlama için alanlara ait gantry, kolimasyon, masa açısı, alan boyutu ve enerji bilgileri

ALAN BİLGİSİ	Alan Adı	Gantry	Kolimasyon	Masa Açısı	X Alan Boyutu	Y Alan Boyutu	Enerji
	G200	200°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G240	240°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G280	280°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G320	320°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
9F	G0	0°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G40	40°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G80	80°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G120	120°	0°	0°	10cm	10cm	6MV
	G160	160°	0°	0°	10cm	10cm	6MV



Şekil 3.20. 9F tedavi planlarının baş kesitler üzerine uygulanması

Çalışmada kullanılan diğer iki tedavi planı ise 2F tedavilerdir. Bunlardan ilki 2FB 4MV enerji ile gantry açıları 270° ve 90° de 10×10 açık alan olarak kurulmuş ve baş kesitleri üzerine uygulanmıştır. İkinci plan 2FT ise 18MV enerji ile gantry açıları 0° ve 180° de 10×10 açık alan olarak toraks kesitleri üzerine uygulanmıştır (Tablo 3.4).

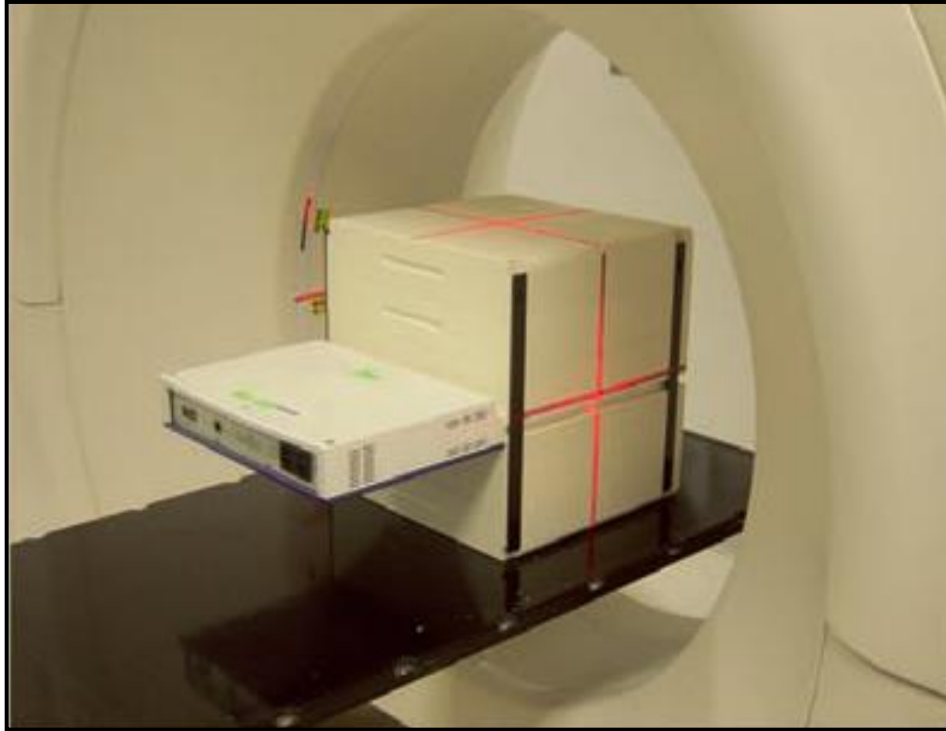
Tablo3.4.2FT ve 2FB planlama alanlarına ait gantry, kolimasyon, masa açısı, alan boyutu ve enerji bilgileri

ALAN BİLGİSİ	Alan ismi	Gantry	Kolimasyon	Masa Açısı	X Alan Boyutu	Y Alan Boyutu	Enerji
TORAKS 2FT	AP	0°	0°	0°	10cm	10cm	18MV
	PA	180°	0°	0°	10cm	10cm	18MV
BAŞ 2FB	RLAT	270°	0°	0°	10cm	10cm	4MV
	LLAT	90°	0°	0°	10cm	10cm	4MV

Randofantomun BT çekimleri sırasında üzerine yapıştırılan kurşun işaretleyicileri yardımıyla 3D merkez geometrisi, planlama sisteminde görüntülenmiştir. Toraks ve baş kesitleri üzerine uygulanan planların merkezi, toraks ve baş için şekil 3.3' de gösterilen noktalar olarak ayarlanmıştır. TPS'e kayıt edilen 9F ve 2FT ve 2FB planlar, tek fraksiyonda izomerkeze, %100 100cGy doz olacak şekilde hesaplanarak oluşturulmuştur.

3.2.3. Kalite Kontrol Planlarının Oluşturulması

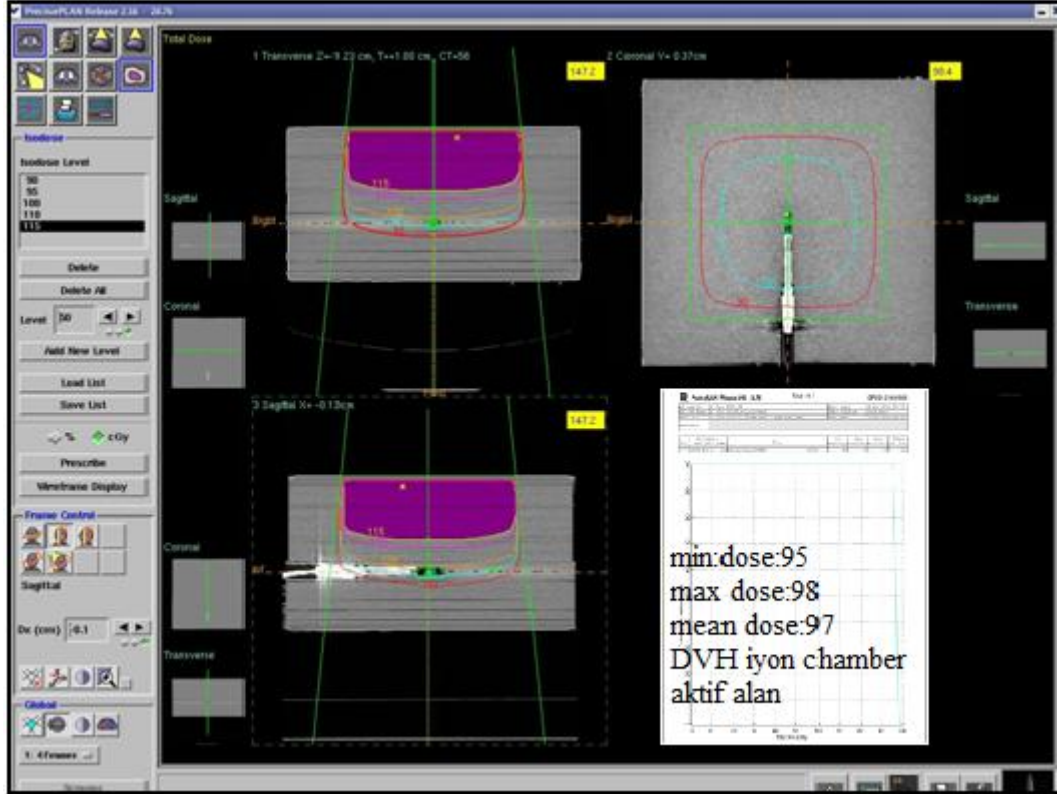
2F ve 9F radyoterapi kalite kontrol planlarının hazırlanması için iki farklı fantom düzeneğinin (2D Array, farmer tipi iyon odası kullanılarak) tomografik görüntüleri GE Light Speed BT cihazında çekilmiştir. BT görüntüleri PrecisePLAN TPS'de iyon odası ve 2D Array için kalite kontrol fantomu olarak kullanılmıştır.



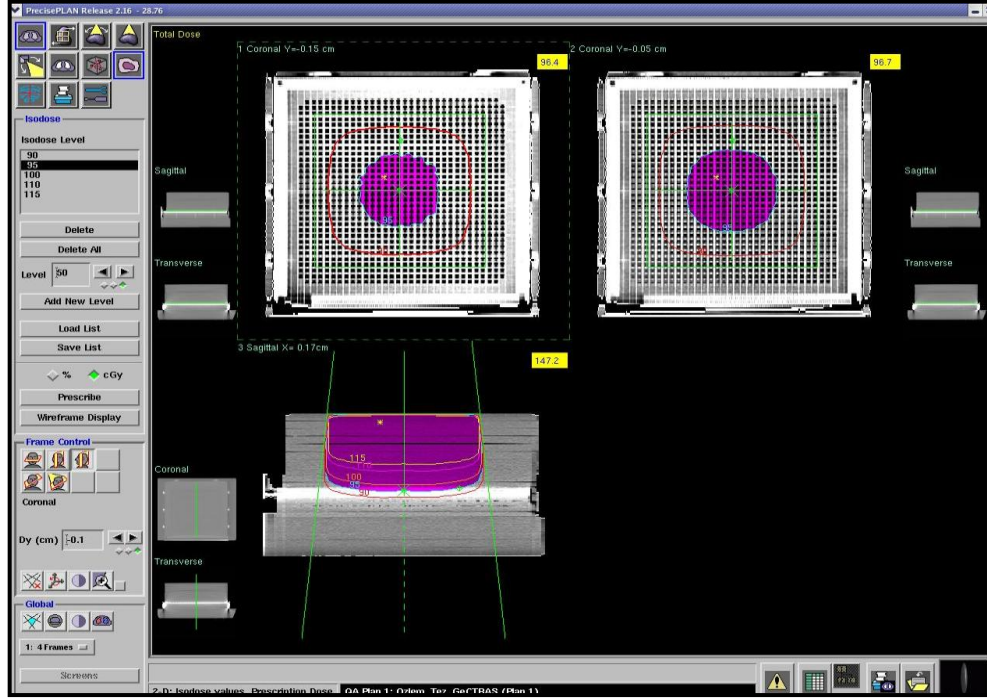
Şekil 3.21. 2D Array fantom düzeneğinin GE Light Speed BT ile kesit görüntülerinin elde edilmesi.

Merkezi eksen doz doğrulama işlemi için, hastalara ait planların, gantri açıları 0° olarak değiştirilerek ilgili kalite kontrol fantomuna aktarılmıştır. 2D Array ve farmer tipi iyon odası ile oluşturulan kalite kontrol planları, fantoma aktarılan planların izomerkezi 10 cm derinlikte, SSD 90 cm olacak şekilde yeniden hesaplatılarak kalite kontrol planları oluşturulmuştur.

İyon odası ölçümleri için kalite kontrol planı oluşturulurken, fantom görüntüleri üzerine farmer tipi iyon odasının aktif ölçüm aldığı noktalar konturlanmış, DVH üzerinden ortalama iyon odası doz değerleri bu şekilde elde edilmiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. İyon odası kalite kontrol fantomu üzerine uygulanmış GECT-2FB planı ve DVH ile elde edilen ortalama doz değeri



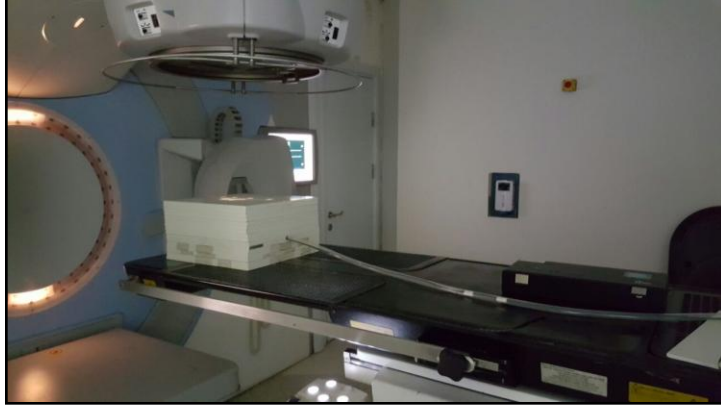
Şekil 3.23. 2D Array kalite kontrol fantomu üzerine uygulanmış 2F tedavi planı

2D array ile elde edilen referans plan, kablo bağlantısıyla OmniPro-I'mRT sistemine aktarılmıştır.

3.2.4. Farmer Tipi İyon Odası İle Nokta Dozun Ölçülmesi

Doz ölçümleri aynı oda koşullarında IBA farmer tipi FC65P iyon odası ve IBA Dose-1 elektrometre ile elde edilmiştir. İyon odaları 100 cm SAD, 90 cm SSD mesafesinde, yüzeyden 10 cm derinlikte olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Ölçüm düzeneği iyon odası altına 5cm ve iyon odası merkez elektrot eksenine de 10 cm katı fantom yerleştirilerek oluşturulmuştur (Şekil 3.24).



Şekil 3.24. İyon odası dozimetrik ölçüm düzeni

IAEA TRS-398 protokolüne göre, fotonlar için belirli bir derinlikte absorblanan doz:

(46)

$$D_{W,Q}(P_{EFF}) : M_Q \times N_{D,W,Q_0} \times k_{Q,Q_0}$$

M_Q : Basınç, sıcaklık, polarite ve yeniden birleşme faktörleri ile düzeltilmiş okuma değeri.

N_{D,W,Q_0} : İkincil standart laboratuvarının göndermiş olduğu ölçümleme katsayısı

k_{Q,Q_0} : Demet kalite faktörü.(IAEA TRS-398 protokolünden alınmıştır.)

$$M_Q : M_0 \times C_{TP} \times k_{POL} \times k_S$$

M_0 : Okuma değeri

C_{TP} : Basınç-sıcaklık düzeltmesi

k_{POL} : Polarite faktörü

k_S : Yeniden birleşme faktörü

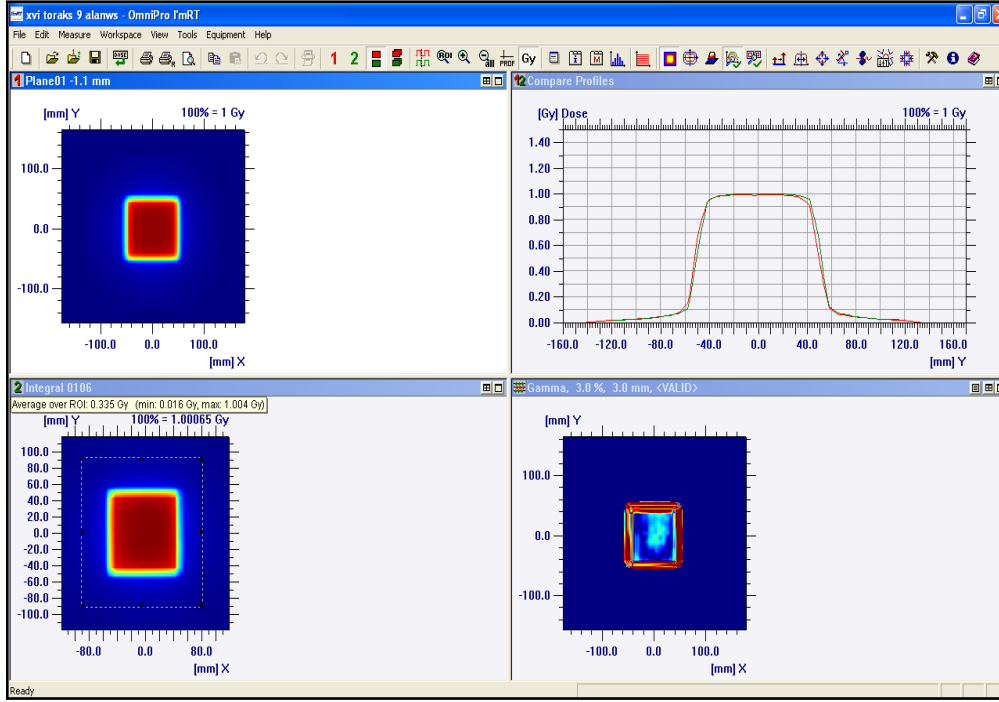
İyon odası kalite kontrol fantomu üzerine uygulanmış 8 tedavi planı gantry 0°de ışınlanmıştır. Işınlanmadan sonra elektrometreden okunan okuma değeri IAEA'nın TRS 398 protokolüne göre mutlak doza dönüştürülmüştür (46).

3.2.5. 2D Array İle Göreceli Doz ve Nokta Dozu Ölçümü

6 MV enerjide 9F planların ölçülen doz dağılımlarının karşılaştırılmasında İBA MatriXX ve OmniPro-İmRT yazılım programı kullanılmıştır. 2D Array kalite kontrol planı için tüm açılar gantry 0°'ye çevrilmiş, izomerkezi 10 cm derinlikte, SSD 90 cm için doz dağılımı hesaplatılmış ve doz haritası bağlantı kablosuyla OmniPro-İmRT sistemine aktarılmıştır. Ölçümler aynı oda şartlarında ve aynı gün alınmıştır. Sistem yazılımı ile merkezdeki mutlak nokta doz değeri referans planda ve ölçüm planında elde edilmiştir. Ayrıca sistem üzerinden doz haritaları gama analizi ile incelenerek göreceli doz karşılaştırması değerleri de bulunmuştur (Şekil 3.25 ve Şekil 3.26).



Şekil 3.25. 2D Array dozimetrik ölçüm düzeni



Şekil 3.26. OmniPro-I'mRT yazılım programı ile gama analizi ve nokta dozu ölçümü

4. BULGULAR

4.1. XVI Sistem Kalibrasyonu Öncesi ve Sonrası Elde Edilen Görüntü Kalitesi Testleri

Elekta Synergy XVI görüntüleme sisteminin ilk kalite kontrolünde, eş merkez doğruluğu testinde XVI sistemi ile hızlandırıcı merkezi arasında 2 mm olan tolerans değerinin üstünde bir fark gözlenmiştir. Yine aynı gün yapılan görüntü kalitesi testlerinde ise elde edilen BT numarası doğrusallığı değeri %3,66 bulunmuştur. BT numarası doğrusallığı tolerans değeri % 1,5 olduğu için cihaz kalibrasyon işlemleri tekrarlanmış, elde edilen sonuçlar tablo 4.1’de yer almaktadır.

Tablo 4.1. XVI sistemi kalite kontrol sonuçları

Kalite Kontrol Testi
KHBT ve doğrusal hızlandırıcı eş merkez kontrol testi: $\leq 2\text{mm}$
Yeniden pozisyonlandırma kontrol testi: $\leq 2\text{mm}$
3B BT numarası tutarlılığı ve doğrusallığı: $\leq 1,5$
3B düşük kontrast çözünürlük: 1,36
3B çözünürlük: cm/10çizgi çifti
3B eksen geometri ölçümü: Tüm eksenlerde $\pm 1\text{mm}$

Tüm değerler üretici ve tavsiye edilen raporların tolerans sınırları içinde bulunmuştur (13,38).

4.2. XVI Sistemi Kalibrasyon Öncesi ve Sonrası BT Numarası Değerleri

XVI sistem kurulumunda klinik kullanım için tanımlanan üç farklı çekim prosedüründe görüntü kalitesi incelenmiştir. Prosedürler tablo 4.2’de yer almaktadır.

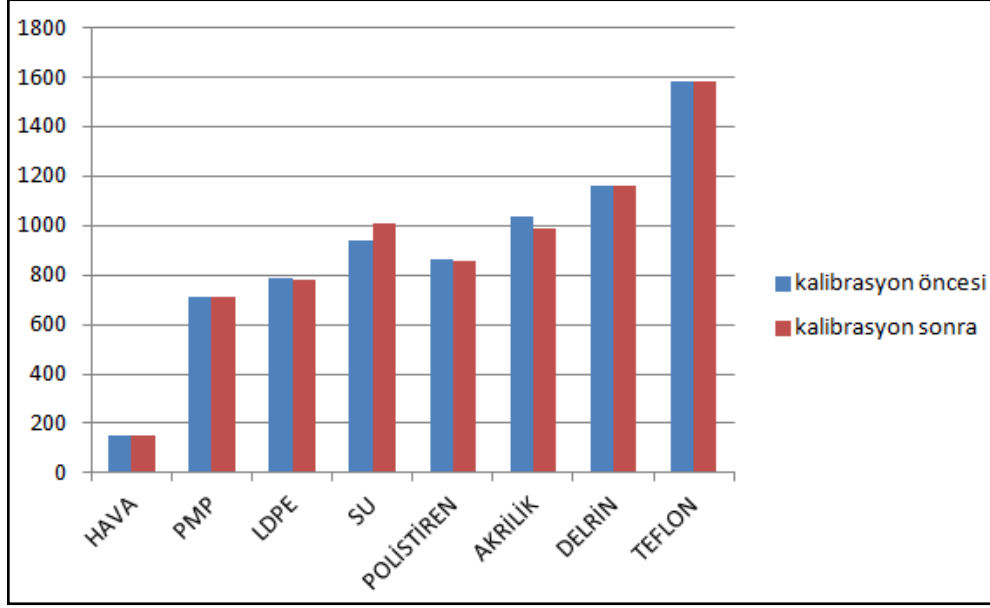
Tablo 4.2. Farklı tarama prosedürleri

FOV	Kolimasyon kaseti	Filtre kaseti	Tüp voltajı	Tüp akımı	Projeksiyon açısı
S	S20	F0	100kV	10mA	180°
M	M20	F0	120kV	25mA	360°
L	L20	F0	100kV	10mA	180°

SFOV için XVI sistem kalibrasyon öncesi ve sonrası catphan fantom BT numarası elektron yoğunluğu değerleri ölçüm sonuçları tablo ve grafiği aşağıda yer almaktadır (Tablo 4.3 ve Şekil 4.1).

Tablo 4.3. Kalibrasyon öncesi ve sonrası BT numarası standart sapma değerleri

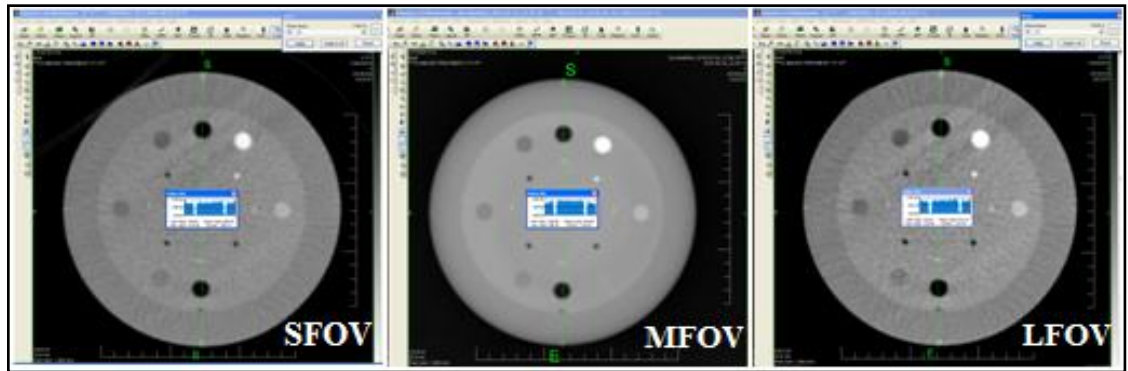
Malzeme	Hava	PMP	LDPE	Su	Polistiren	Akrilik	Delrin	Teflon
Kalibrasyon öncesi BT numarası	148	712	788	938	862	1037	1162	1580
Kalibrasyon sonrası BT numarası	153	710	779	1009	858	985	1163	1583
Standart sapma	3,54	1	6,36	50,2	2,83	36,77	0,71	2,12



Şekil 4.1. SFOV kalibrasyon öncesi ve sonrası BT numarası elektron yoğunluğu değerleri değişimi grafik gösterimi

4.3. XVI Sistemde Farklı Tarama Prosedürleri İçin BT Numarası Elektron Yoğunluğu Tabloları

XVI sistemin kalibrasyon ve kalite kontrol işlemleri yapılmıştır. Sonrasında dozimetrik hesaplamalarda kullanılacak olan görüntülerin çekim prosedürüne karar vermek için SFOV, MFOV ve LFOV olarak daha önce tablo 4.2’ de tanımlanmış olan prosedürlerle catphan kalibrasyon fantomu taramaları yapılarak, görüntü kalitesi karşılaştırmaları yapılmıştır (Şekil 4.2).

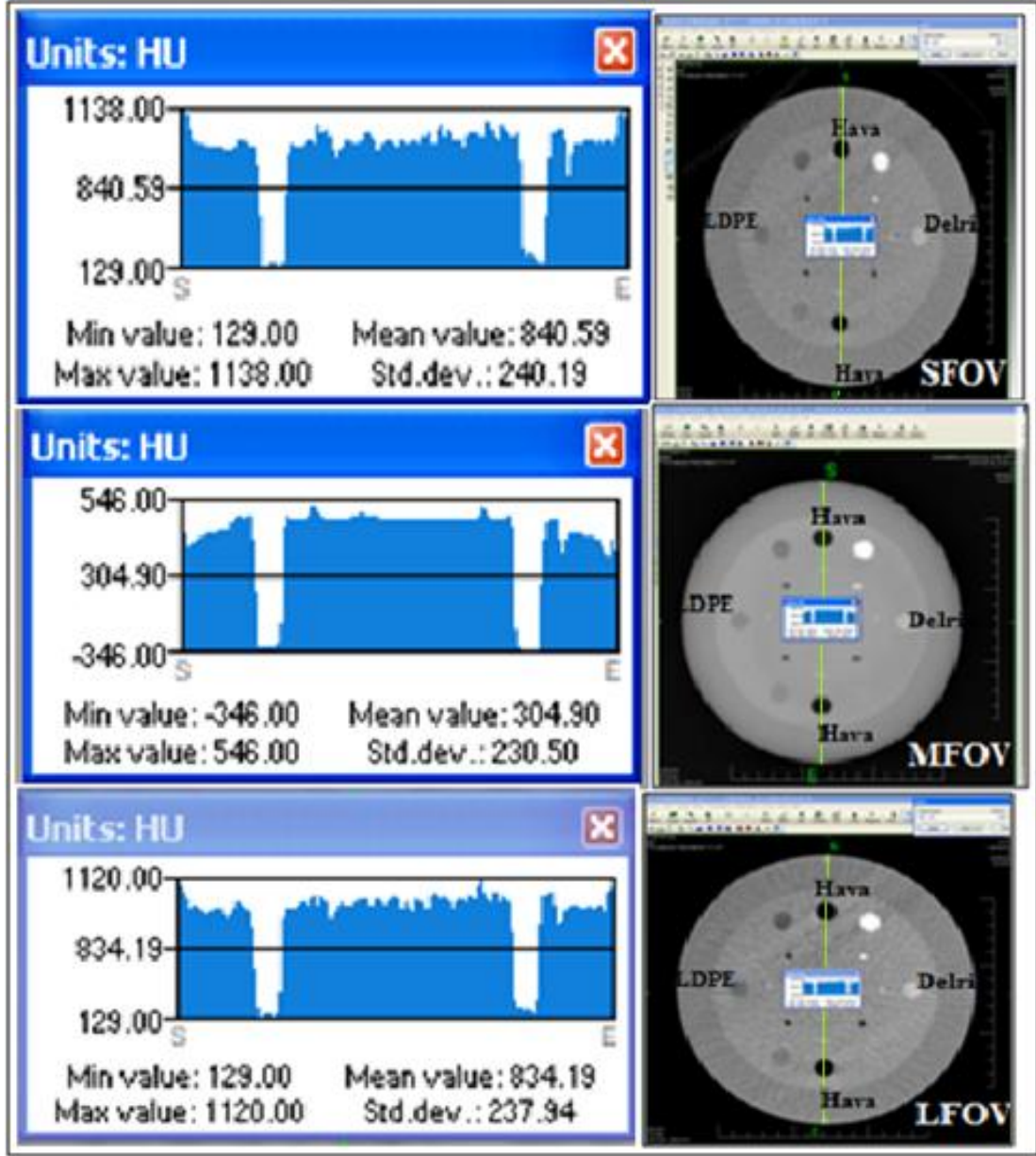


Şekil 4.2. Üç farklı tarama prosedürü için görüntü çözünürlüğü

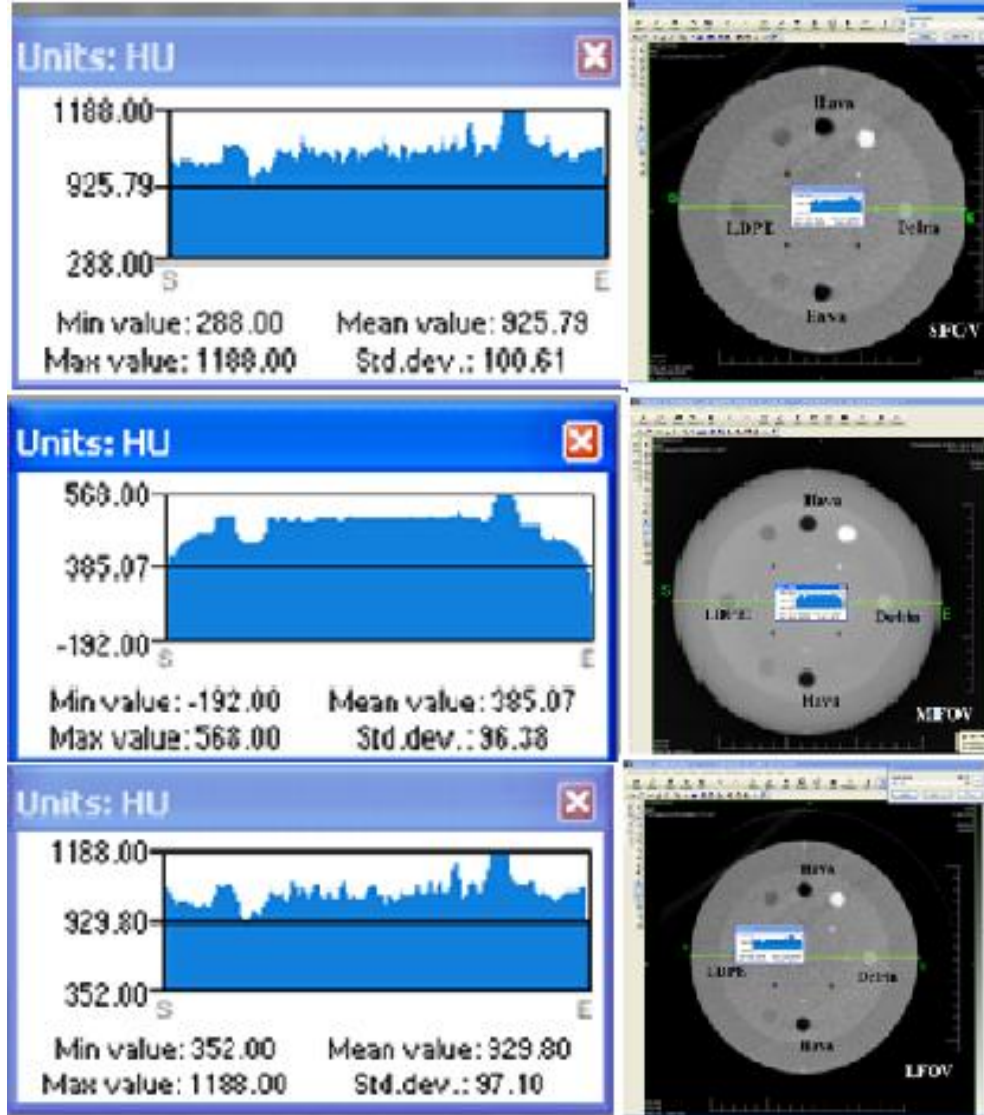
BT numarası doğrusallığı amaçlı catphan fantomun 3 prosedürle elde edilen kesit görüntülerinde, farklı yoğunluk modüllerinin bulunduğu kesitlerde HU değer değişimleri incelenmiştir. Bu inceleme TOMOCON iş istasyonu üzerinden yapılmıştır. Cathphan fantomun teknik referans kitabında belirtilen, ilgili kesitleri üzerinde; dikey eksende şekil 4.3 'de gösterildiği gibi iki hava ihtiva eden modüller arasında, yatay eksende ise şekil 4.4 'de gösterildiği gibi LDPE modülünden Delrin modülü arasında çizgisel eksen oluşturulmuştur. Eksenler boyunca HU değerlerinin en yüksek, en düşük, ortalama ve standart sapma değeri elde edilmiş ve tablo 4.4 oluşturulmuştur.

Tablo 4.4. Üç tarama prosedürü için Yatay ve dikey eksen BT numarası değerleri

BT numarası	SFOV	MFOV	LFOV	SFOV	MFOV	LFOV
	Yatay Eksen(LDPE-Delrin)			Dikey Eksen(Hava-Hava)		
En yüksek HU	1188	568	1188	1138	546	1120
En düşük HU	288	-192	352	129	-346	129
Ortalama HU	926	385	929	841	305	834
Standart sapma HU	101	96	97	240	230	238



Şekil 4.3. SFOV, MFOV ve LFOV için Hava'dan hava'ya yatay ekseninde HU değişimi

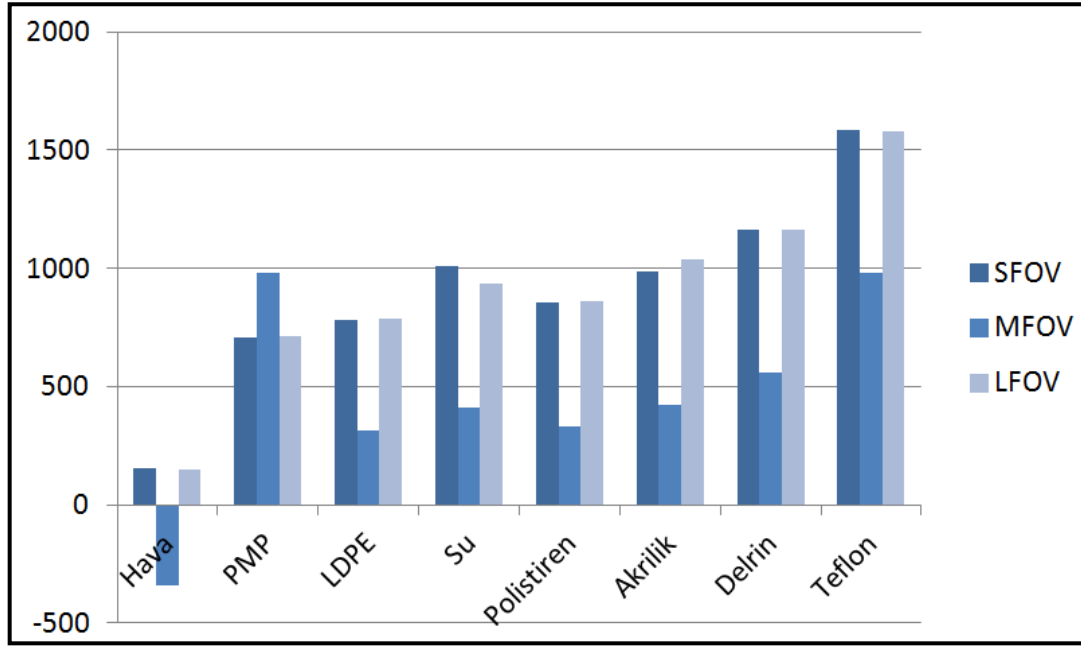


Şekil 4.4.SFOV, MFOV ve LFOV için LDPE ‘den Delrin’e yatay ekseninde HU değışimi

Üç tarama prosedüründe catphan fantom ile tarama işlemleri ardından malzemelerin BT numaraları tablo 4.5 ve şekil 4.5’de yer almaktadır.

Tablo 4.5. Üç tarama prosedürü ile elde edilen Catphan fantom malzemelerinin BT numarası değeri

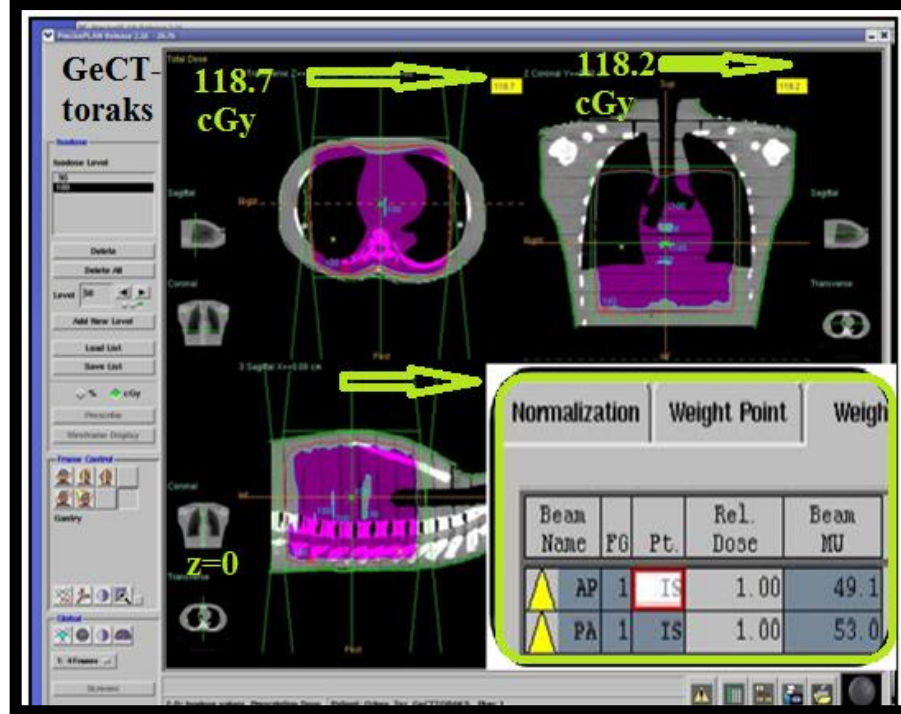
Tarama prosedürü	Hava	PMP	LDPE	Su	Polistiren	Akrilik	Delrin	Teflon
SFOV	153	710	779	1009	858	985	1163	1583
MFOV	-342	980	312	412	331	421	558	978
LFOV	148	712	788	938	862	1037	1162	1580



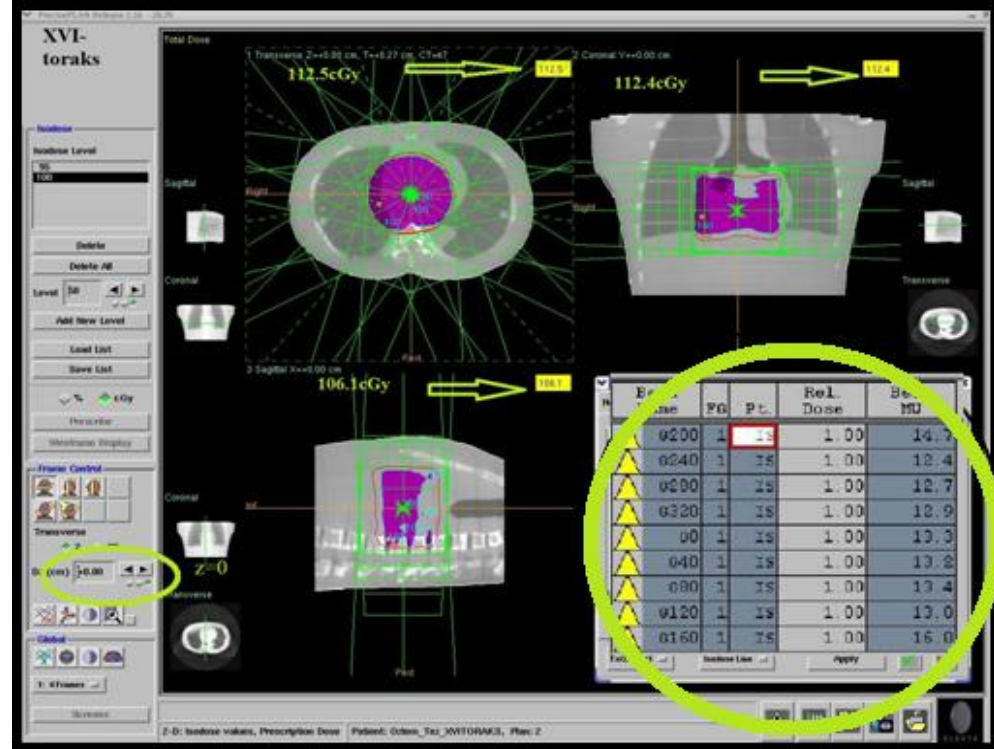
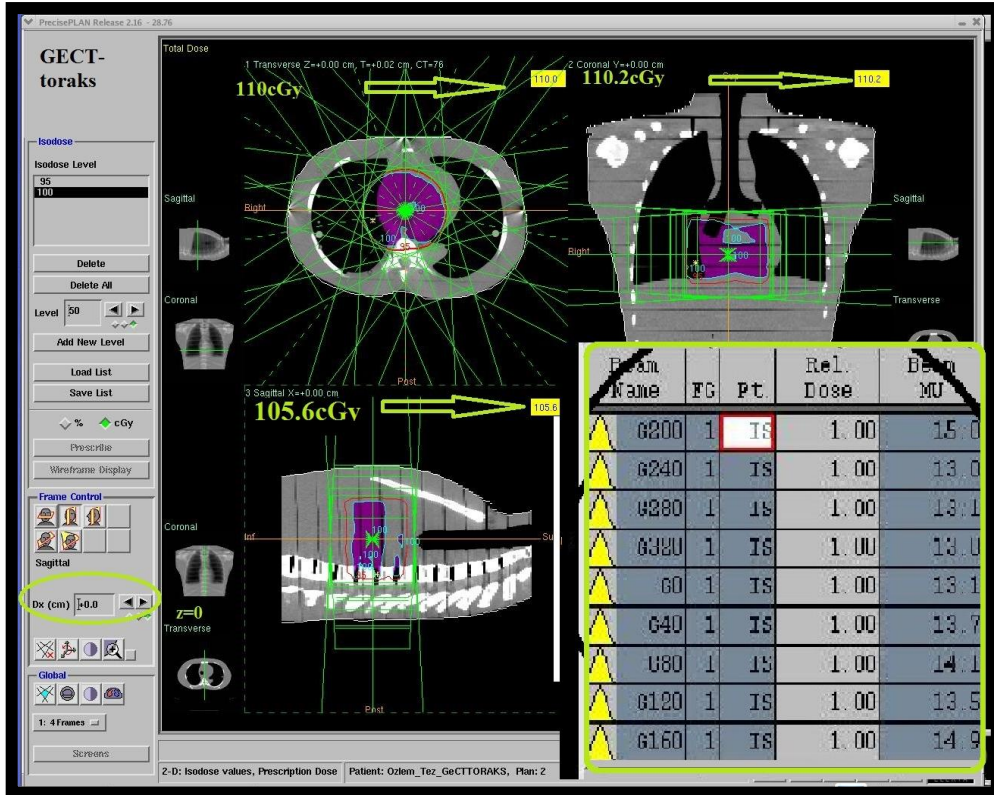
Şekil 4.5. Üç farklı görüntüleme prosedürü için BT numaraları değişim grafiği

4.4. Rando Fantomun XVI ve GEBT ile Alınan Kesitleri Üzerinde, İki Alan ve Dokuz Alan Planların MU Değer Karşılaştırması

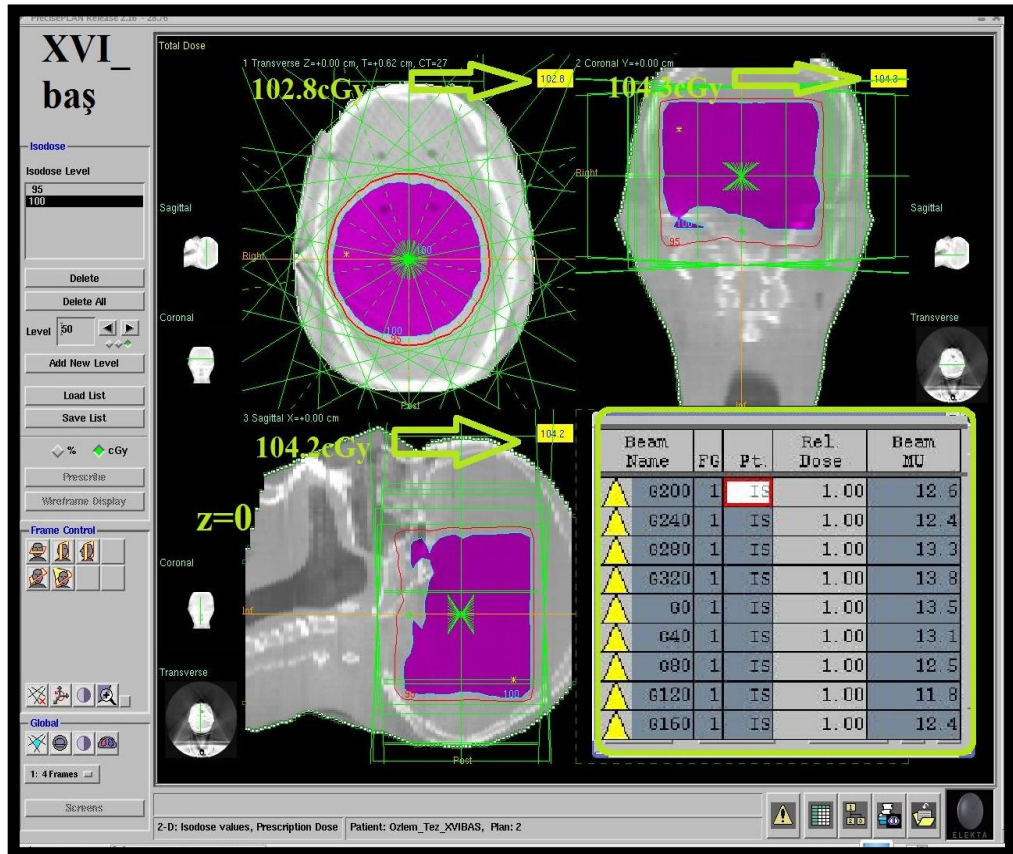
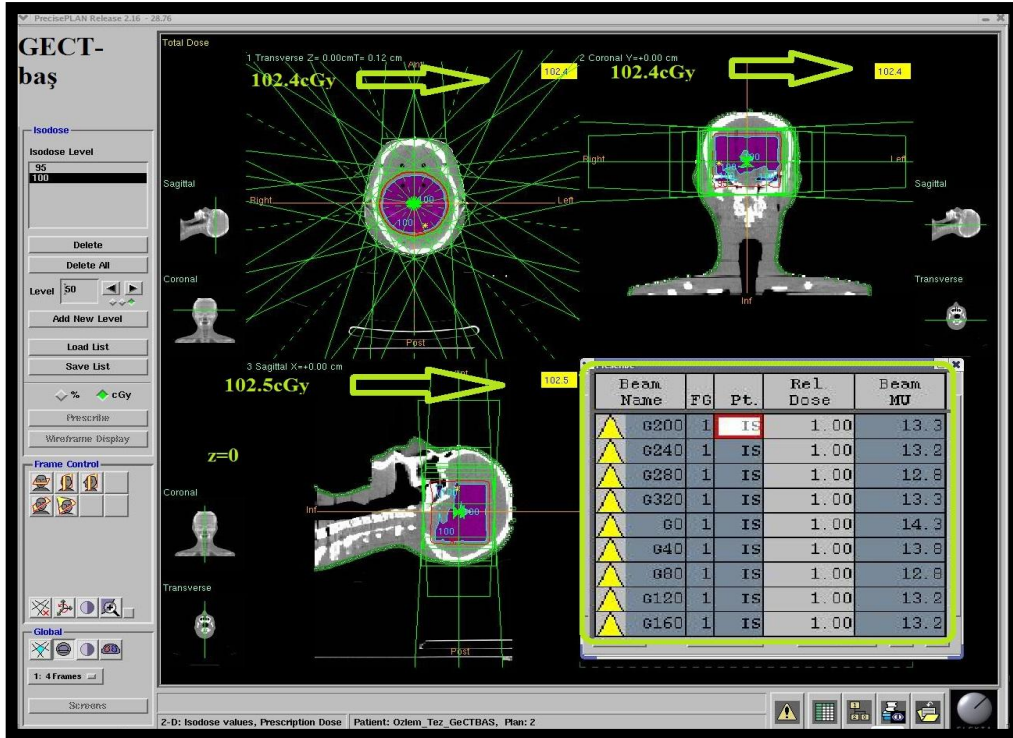
XVI ve GEBT kesitler üzerine uygulanan 9F, 2FT ve 2FB tedavilerinde merkezde %100 dozun (100cGy) sağlandığı planlara ait bilgiler aşağıdaki şekillerde yer almaktadır (Şekil 4.6-Şekil 4.9)



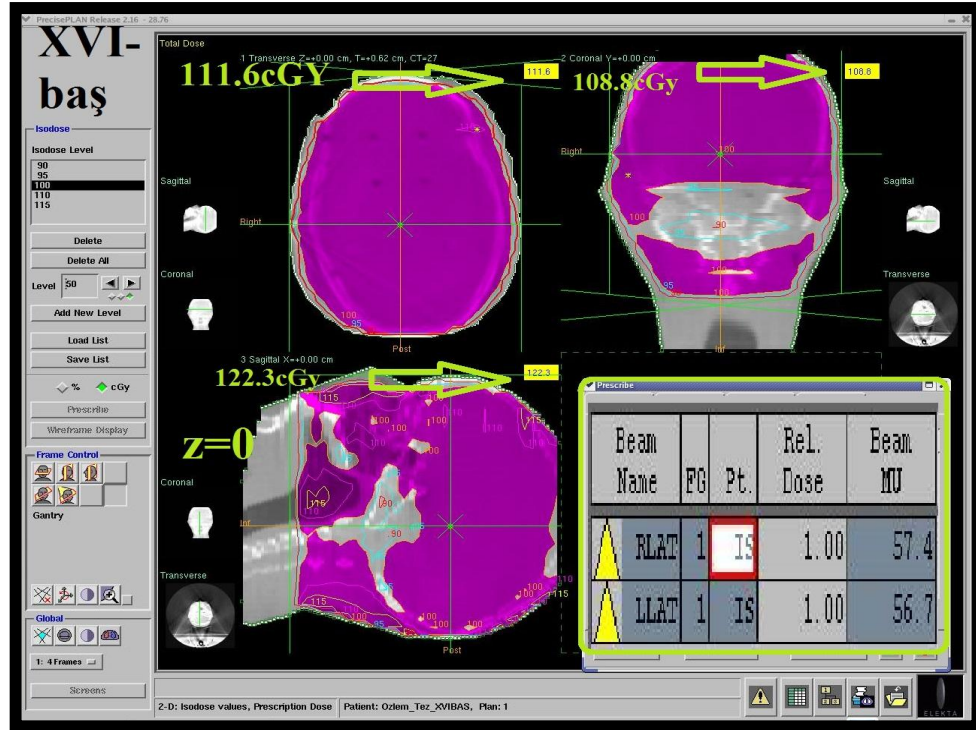
Şekil 4.6. GEBT-toraks ve XVI-toraks görüntüleri üzerine uygulanan 18MV 2FT plan



Şekil 4.7.GEBT-toraks ve XVI-toraks görüntüleri üzerine uygulanan 6MV 9F plan



Şekil 4.8. GECT-baş ve XVI-baş görüntüleri üzerine uygulanan 6MV 9F plan



Şekil 4.9. GEBT-baş ve XVI-baş görüntüleri üzerine uygulanan 4MV 2FB plan

Tablo 4.6-4.9’da XVI ve GEBT kesitler üzerine 2FB, 2FT ve 9F planların uygulanmasıyla merkeze %100, 100cGy dozun verildiği hesaplama parametreleri ile elde edilen MU değerleri ve yüzde farkları yer almaktadır.

Tablo 4.6. 9F planın GEBT-toraks ve XVI-toraks kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri

ALAN ADI	G200 MU	G240 MU	G280 MU	G320 MU	G0 MU	G40 MU	G80 MU	G120 MU	G160 MU	Toplam MU
GeBT-torak	15	13	13,1	13	13,1	13,7	14,1	13,5	14,9	123,4
XVI-toraks	14,7	12,4	12,7	12,9	13,3	13,2	13,4	13	16	121,6
yüzde fark	-2	-4,6	-3,1	-0,8	1,5	-3,6	-5	-3,7	7,4	-1,5

Tablo 4.7. 9F planın GEBT-baş ve XVI-baş kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri

ALAN ADI	G200 MU	G240 MU	G280 MU	G320 MU	G0 MU	G40 MU	G80 MU	G120 MU	G160 MU	Toplam MU
GeBT-baş	13,3	13,2	12,8	13,3	14,3	13,8	12,8	13,2	13,2	119,9
XVI-baş	12,6	12,4	13,3	13,8	13,5	13,1	12,5	11,8	12,4	115,4
yüzde fark	-5,3	-6,1	3,9	3,8	-5,6	-5,1	-2,3	-10,6	-6,1	-3,8

Tablo 4.8. 2FT planın GEBT-toraks ve XVI-toraks kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri

ALAN ADI	AP MU	PA MU	Toplam MU
GeBT-torak	49,1	53	102,1
XVI-toraks	49,7	54,1	103,8
yüzde fark	1,20%	2,10%	1,70%

Tablo 4.9. 2FB planın GEBT-baş ve XVI-baş kesitleri üzerine uygulanmasıyla elde edilen MU değerleri

Alan Adı	RLAT MU	LLAT MU	Toplam MU
GeBT-baş	56	58	114
XVI-baş	57,4	56,7	114,1
Yüzde fark	2,50%	-2,20%	0,10%

4.5. Planlanan ve Ölçülen Doz Değerleri

9F plan uygulamalarının absolut doz doğruluğunu sağlamak için 2D Array ve iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları Tablo 4.10 ve Tablo 4.11 'de yer almaktadır.

Tablo 4.10. 9F planların iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları

BT	PLAN	ENERJİ	TPS hesaplanan izomerkez %100 100cGy	İyon odası ölçüm izomerkez dozu	yüzde fark
GeBT-baş	9F	6MV	94,6	95,8	1,25
XVI-baş	9F	6MV	93	94,4	1,48
GeBT-toraks	9F	6MV	99,8	101,1	1,29
XVI-toraks	9F	6MV	97,3	98,6	1,32

Tablo 4.11. 9F planların 2D Array ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları

BT	PLAN	ENERJİ	TPS hesaplanan izomerkez %100 100cGy	2B Array ölçüm izomerkez dozu	(TPS hesap-2B Array ölçüm dozu) % fark
GeBT-baş	9F	6MV	94,6	97,3	2,8
XVI-baş	9F	6MV	93	93,6	0,6
GeBT-toraks	9F	6MV	99,8	100,2	0,4
XVI-toraks	9F	6MV	97,3	98,9	1,6

9F plan uygulamalarının göreceli doz doğruluğunu sağlamak için 2D Array ile 3mm DTA %3 DD değerleri için gama analizi sonuçları Tablo 4.12'de yer almaktadır.

Tablo 4.12. 9F planların 2D Array ile elde edilen gama analizi sonuçları

BT	PLAN	ENERJİ	2B Array Gama analizi
			3mm DTA %3 DD
GeBT-baş	9F	6MV	95,5%
XVI-baş	9F	6MV	95,7%
GeBT-toraks	9F	6MV	95,6%
XVI-toraks	9F	6MV	95,3%

2FT ve 2FB plan uygulamalarının mutlak doz doğruluğunu sağlamak için iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları tablo 4.13 'de yer almaktadır.

Tablo 4.13. 2FT ve 2FB planların iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçüm sonuçları

BT		ENERJİ	TPS hesaplanan	İyon odası ölçüm	(TPS hesap-iyon
			izomerkez %100 100cGy	izomerkez dozu	odası ölçüm dozu)
% fark					
GeBT-baş	2FB	4MV	95,6	97	1,4
XVI-baş	2FB	4MV	95,5	96,8	1,3
GeBT-toraks	2FT	18MV	103,6	102,7	-0,9
XVI-toraks	2FT	18MV	105,6	104,7	-0,9

4.6. Planlama Sistemi ile Plan Karşılaştırmaları

GEBT ile elde edilen kesitler üzerine uygulanan 2FB, 2FT ve 9F planların tedavi planlama sistemi ile elde edilen 3D doz dağılımları referans kabul edilmiş ve KHBT ile elde edilen planlar değerlendirilmiştir.

GEBT ve XVI baş kesitleri üzerine uygulanan 2FB planın dozimetre işlemlerinde, işaretleyicilerle BT çekimi sırasında belirlenen merkez noktasına 100cGy doz alacak şekilde normalize edilmiştir. 3D doz dağılımında merkez kesitte elde edilen maksimum nokta dozu GEBT-baş ve XVI-baş için sırasıyla 122,3 cGy ve 121,6 cGy olup fark % 0,6 olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde 9F GEBT-baş ve ve 9F XVI-baş Maksimum nokta dozu sırasıyla 102,4 cGy ve 102,8 cGy olup fark %-0,4'tür.. 2FT GEBT-toraks ve

2FT XVI-toraks için maksimum nokta dozu değerleri ve % fark sırasıyla 118,7 cGy, 122,3 cGy ve %-3'tür. Son olarak ta 9F GEBT-toraks ve 9F XVI-toraks için maksimum nokta dozu değerleri ve % fark sırasıyla 105,6 cG, 106,1 cGy ve -%0,5'tir.

5. TARTIŞMA

BT sistemlerinde yapılması gereken kalite kontrol testleri, sistemlerin geometrik testleri ve görüntü kalite kontrol testleri olarak iki başlık altında toplanabilir. Geometrik testler görüntüleme sistemine göre farklılık yaratırken, görüntü kalite testleri, XVI sistemler de dahil tüm BT sistemlerinde hemen hemen aynıdır. Görüntü kalitesi kontrol testleri, BT numarası doğrusallığı, düşük ve yüksek kontrastta çözünürlük, eksen geometri ölçüm testleridir. BT numarası doğrusallığı testi sonucu sayısal bir değerdir ve sonucunun % 1,5 tolerans değer içerisinde olması gerekir. Aksi durumda görüntüleme sistemlerine kalibrasyon yapılmalıdır. XVI sistem üretici teknik referans kitaplarında, görüntü kalite kontrol testlerinin nasıl yapılması gerektiği, test sonucu değerlerin tolerans sınırları, değerlerin düzeltilerek görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için yapılması gereken sistem kalibrasyonları ve kalibrasyonların nasıl yapılması gerektiği yer almaktadır (39). XVI sistem üretici teknik referans kitapları, BT numarası doğrusallığı testi sonucu % 1,5 tolerans değer dışında olması durumunda sırasıyla; kazanç kalibrasyonu, kötü piksel haritası kalibrasyonu ve geometrik kalibrasyon olan flexmap kalibrasyonu işlemlerinin tekrarlanmasını önermektedir. Kalibrasyonlar sonrasında sistem kalite kontrolleri tekrarlanarak, tolerans değerler içerisinde olduğunun doğrulanması gerekir. Tedavi planlama sistemleri için gerekli HU değer tablosunun doğru bir şekilde oluşturulabilmesi için ise sistemin görüntü kalitesinin tolerans değerler içerisinde olması gerekmektedir. Bu nedenle HU değer tablosu kalibrasyon ve testler sonrasında oluşturulmalıdır.

XVI sistemin geometrik kontrol temelini flexmap kalibrasyonu oluşturmaktadır. Elekta XVI sistem ve doğrusal hızlandırıcı, tedavi sırasında görüntüleme yapabilmek için eşmerkezli olarak tasarlanmıştır. Eşmerkezlik farkı olarak da adlandırılabilen cihaz esnekliği kaynaklı oluşan flexmap, görüntü kalitesini, çözünürlüğünü ve doğruluğunu değiştirir. Bu nedenle cihaz kalibrasyonları arasında flexmap kalibrasyon testi önemli bir yer almaktadır. XVI sistem üretici teknik referans kitapları bu tolerans değer 2 mm olarak tanımlanmıştır. Sistemin bu değer dışarısına çıkması durumunda flexmap kalibrasyon işleminin yapılması gerekmektedir. Aynı zamanda flexmap testi eğer

tolerans değer içerisinde değil ise BT numarası doğrusallığı testinin de limit dışında olması beklenir.

KHBT sistemleri görüntülerinin tedavi planlama sistemlerinde dozimetrik hesaplama amaçlı kullanımında, kesit görüntülerinin kalitesi önem taşımaktadır. Çalışma başlangıcında mevcut XVI sistemin görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için literatür taramaları yapılmıştır. Bu literatür taramaları sonucunda ilk olarak Jaffray ve ark.'nın 2002 yılında yaptığı çalışma incelenmiştir. Bu çalışmada görüntüleme sisteminin performansı değerlendirilmiş ve geometrik hataların görüntü kalitesine etkisi araştırılmıştır. Çalışma sonucunda 0,2 cm' den büyük sistem eşmerkezlik farkında görüntü artefaktları ve görüntülerde bulanıklıklar oluştuğu gözlemlenmiştir (1). Diğer bir çalışma ise A. Amer ve ark.'nın 2004 yılında yaptığı çalışmadır. Bu çalışmada ise doğrusal hızlandırıcılarında bulunan KHBT görüntüleme sistemlerinde, görüntüleme paneli esnekliğinin görüntü kalitesine etkileri ve bu sebeple oluşan görüntü bulanıklığının giderilmesi için geliştirilen algoritmaların görüntüleme kalitesine etkileri incelenmiştir. Çalışma sonucundaki öneriler, görüntüleme sistemi ve hızlandırıcı eşmerkez farkının en fazla 0,2 cm olması gerektiği daha hassas ayarların ise algoritma desteği ile düzeltilebileceği şeklindedir (32).

Jaffray ve A. Amer çalışmalarında görüntüleme kalitesinin iyileştirilmesi için görüntüleme sistemi ve doğrusal hızlandırıcı eşmerkezlik kalibrasyonu olan flexmap kalibrasyonu ile KHBT görüntüleme sistemlerinin görüntü kalitesinin artacağı vurgulanmıştır. Bu iki çalışmada görüntü kalitesini iyileştirmek için sadece flexmap kalibrasyon işlemi yapılmıştır ve kazanç kalibrasyonu ve kötü piksel haritası kalibrasyonlarından bahsedilmemiştir. Jaffray ve A. Amer alışmaları 2002-2003 tarihlerinde yapılmış olduğu için 2012 de yayınlanan AAPM TG 179 ' un BT sistemlerinde görüntü kalite kontrol nerileri doğrultusunda görüntü kalite kontrol testleri yapılamamıştır. Bu nedenle çalışmalarda, kalibrasyon öncesi ve sonrasında görüntü kalitelerinin karşılaştırılmasında BT numarası doğrusallığı değeri yer alamamaktadır (1,32).

Huber ve ark.'nın 2013 yılında yaptığı çalışmada elektronik portal görüntüleme sistemlerinde, görüntüleme panelinin sıcaklıkla ve zamandan etkilendiği gösterilmiştir. Görüntü kalitesindeki bulanıklıkların giderilmesi için kazanç kalibrasyonlarının belirli aralıklarla tekrarlanması görüntü kalitesini arttırdığı gösterilmiştir ve bu kalibrasyonların cihaz ömrünü arttıracığı vurgulanmıştır (34).

Yapmış olduğumuz çalışmada ise XVI sisteminin kalite kontrol testlerinin tümü üretici teknik referans kitapları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda Elekta Synergy XVI görüntüleme sistem eşmerkez doğruluğu testinde gözlenen fark 2 mm' den fazladır. Bu geometrik fark kaynaklı olarak aynı gün yapılan BT numarası doğrusalığı testi % 4,5 olarak bulunmuş ve % 1,5 tolerans değerini aşmıştır. Görüntü netliğini buna paralel BT numarası doğrusalığı değerini değeri tolerans aralığına indirmek için yapılan kalibrasyonlar, hem Huber' in önerdiği kazanç kalibrasyonları hem de Jaffray ve Amer'in önerdiği flexmap kalibrasyon işlemlerine ek olarak kötü piksel haritası kalibrasyon işlemleridir ve yine üretici teknik referans kitapları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Bu kalibrasyonlar kazanç kalibrasyonu, kötü piksel haritası kalibrasyonu ve ardından flexmap kalibrasyonu şeklinde gerçekleştirilmiştir (39). Kalibrasyonlar sonrası tekrarlanan görüntü kalite testlerinde BT numarası doğrusalığı değeri % 1,5 olarak bulunmuş ve tolerans değer aralığındadır.

XVI sistemi ile alınan kesit görüntülerinin TPS' ne tanımlanmasında gerekli BT numarası kalibrasyonu için çeşitli literatürler araştırılmıştır. Witold S. ve ark.'nın yaptığı çalışmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin kalite kontrol ve kalibrasyonu amaçlı tasarlanan fantomlar incelenmiştir (35). Çalışmamızda bu çalışmadaki öneriler dikkate alınmış ve BT numarası değerleri elde edilmesi için Cathphan kalibrasyon fantomu kullanılmıştır.

Kalibrasyon işlemleri yapılmadan sistemin bu haliyle elde edilen HU değer tabloları ile sistemin kalibrasyonları sonrası elde edilen BT numarası tabloları arasında, özellikle su için %50,2 standart sapma bulunmuştur. Bu nedenle tedavi planlama sistemleri için gerekli BT numarası değer tabloları, kalibrasyonlar sonrasında yeniden hesaplanmalıdır.

Ayrıca AAPM TG-179 önerileri doğrultusunda XVI sistemin görüntü kalite testleri her ay tekrarlanmalı ve BT numarası değerleri ise üçer aylık periyotlarla kontrol edilmelidir (48).

XVI sistem görüntüleme prosedür seçenekleri, iki farklı tipte filtre kaseti kullanımına izin vermektedir. Bunlardan biri, çalışmamızda kullanılan F0 filtresiz kaset diğeri ise papyon filtre kaseti olarak isimlendirilen F1 kasetidir. F1 filtre kaseti ile elde edilen görüntülerde, saçılma kaynaklı oluşacak artefaktların azaltılması ya da yok edilmesi hedeflenmiştir (39). N. Mail ve ark.'nın yaptığı çalışmada klinik uygulamalarda papyon filtre kullanımı ile görüntüleme, hastanın aldığı dozda ve görüntü kalitesinde oluşan saçılma artefaktlarında azalma olduğu saptanmıştır (39). Bizim yaptığımız çalışmada ise kliniğimizde kullanılan SFOV, MFOV ve LFOV olarak isimlendirdiğimiz üç farklı görüntüleme prosedürü ile görüntüler elde edilerek görüntü kalitesi incelenmiştir. En iyi görüntü kalitesi M20F0 120kV-25 mAs prosedürü için bulunmuştur. Çalışmada kullanılan görüntüler bu prosedür ile elde edilmiştir. XVI sistemi ile çalışmada kullanılacak çekim prosedürünü tanımlamak için çeşitli literatürler araştırılmıştır. Ancak kliniğimizde kullanılan üç farklı görüntüleme prosedürü SFOV 100 kV-10mA, MFOV 120kV-25mA ve LFOV 100kV-10mA'dır ve bu üç prosedür dışında yeni bir prosedürle görüntü elde edebilmek için, sistem kullanıcı ayarlarının değiştirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle Richter ve ark.'nın 2008 yılında yaptığı çalışmada dikkate alınarak bu üç prosedürün görüntü kaliteleri karşılaştırılmıştır (39). Karşılaştırma Mail ve ark. 2013 yılında yaptığı görüntü kalitesinin çalışmaya benzer olarak, kesitler üzerinde oluşturduğu yatak ve dikey eksen BT numarası değer değişim profillerini inceleyerek yapılmıştır. XVI sisteminin bu üç farklı tarama prosedürü için yatay ve dikey eksende profil taramalarında, profiller üzerinde elde edilen BT numarası, standart sapma değerleri TOMOCON iş istasyonu üzerinde incelenmiştir. En düşük standart sapma değerinin MFOV ile elde edilmiş çalışmada bu prosedür kullanılmıştır. MFOV ile elde edilen görüntü kalitesinin daha iyi olma nedeni, diğer iki görüntüleme için 180°lik açı dönüşü ile projeksiyon bilgisi toplanırken MFOV' da 360° lik açı dönüşü ile daha fazla projeksiyon bilgisinin toplanıyor olmasıdır.

N. Mail ve ark.'nın yaptığı çalışma dikkate alınarak hastaların görüntüleme dozu düşeceği ve görüntülenen pelvis ve toraks gibi geniş hacimli bölgelerde, saçılma artefaktlarını azaltarak görüntü kalitesini arttıracığı için klinik kullanımda tercih edilmelidir. Ancak özellikle F1 filtre kullanımında cihaz kurulum kalibrasyon işlemleri gerekmekte ve bu kalibrasyonlar sonrasında yeniden görüntüleme kalibrasyon işlemlerinin de tekrarlanması gerekmektedir. Her farklı görüntüleme prosedürü ayrı görüntü kalitesine ve dolayısıyla ayrı BT numarasına sahip olduğu için, tanımlanan her görüntüleme prosedürü için BT numarası değerlerinin yeniden hesaplanması gereklidir. Gelişmiş planlama sistemleri BT numarası değerlerini sisteme aktarmaya gerek duymayabilir. Bu çalışmada kullanılan Precises Plan TPS'inde bu değerler sisteme TOMOCON iş istasyonu üzerinden hesaplanarak aktarılmıştır.

Tedavi planlama sistemi ile elde edilen planların dozimetrik doğruluğu göreceli ya da mutlak doz ölçümleri ile sağlanmalıdır. Planların dozimetrik doğruluğu bu şekilde sağlanabileceği gibi Richter ve ark.'nın 2008 yılında yaptığı çalışmada ki gibi referans plan verileri üzerinden de göreceli olarak karşılaştırılabilir. Richter ve ark.'nın yaptığı çalışmada referans plan oluşturulurken KHBT ile elde edilen hacim taraması farklı bir görüntüleme sistemi ile de taranmış ve aynı tedavi planı verileri iki farklı görüntüleme sistemi ile elde edilen kesitler üzerine uygulanmıştır. Ama bu ikincil belirsizliği de beraberinde getirir. Bunu önlemek için referans kesitlerin elde edildiği görüntüleme sisteminin kalite kontrol testlerinin yapılması ve bu görüntüleme sistemine ait BT numarası değerlerinin de kontrol edilmesi gerekmektedir.

Richter ve ark.'nın 2008 yılında yaptığı çalışmada filtreli M20F1 120kV ve filtresiz S10F0 100 kV ile elde edilen XVI KHBT görüntülerinin planlamada kullanımı için farklı BT numarası kalibrasyonları yapılmıştır. Kalibrasyonlar için cathphan fantom, vücut fantomu ve gerçek hasta BT kesit görüntüleri kullanılmıştır. Gerçek hastalara ait baş, toraks ve pelvis alanları görüntüleri üzerine uygulanan 1F 6MV, 18MV; 4F 6MV, 18MV ve IMRT plan uygulamaları dozimetrik karşılaştırılmıştır. Dozimetrik karşılaştırmalar referans kabul edilen Ge Light Speed RT BT kesitler üzerine uygulanan planların doğru olduğu kabul edilerek yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda cathphan

fantomla oluşturulan BT numarası tablosu ile elde edilen planların baş hastalarında, pelvis ve toraks hastalarından daha doğru sonuç verdiği gösterilmiştir. Bunun sebebi olarak da cathphan fantomunun baş kesitleri ile hemen hemen aynı büyüklükte olması gösterilmiştir. Buna paralel olarak toraks ve pelvis hastalarında ise gerçek hasta ya da vücut fantomu BT numarası tabloları ile elde edilen planların dozimetrik doğruluğunun daha iyi olduğu gösterilmiştir (9).

Bizim çalışmamızda da Richter ve ark.'nın yaptığı çalışmadaki gibi, cathphan kalibrasyon fantomu ile oluşturduğu BT numarası tablosu ile hesaplanan, toraks ve pelvis bölge planlarının dozimetrik farkı bulunmamıştır. Çalışmamızda aynı bu çalışmadaki gibi farklı enerji ve alan sayısına sahip planlar oluşturulmuştur. Bu planlar Ge Light Speed RT BT ve XVI sistem ile elde edilen baş ve toraks bölgeler üzerine uygulanmıştır. Aynı doz haritasının elde edildiği benzer planlar üzerinden karşılaştırma yapılmıştır. Richter ve ark.'nın yaptığı çalışmada gerçek hasta kesit görüntüleri kullanılmış bizim çalışmamızda ise vücut fantomu kullanılmıştır. Richter ve ark.'nın çalışmasında gerçek hastaların iki görüntüleme sistemi ile görüntülenmesi sırasında, organ hareketleri kaynaklı dozimetrik farklar oluşmuş olabilir. Bu nedenle XVI sistemle elde edilen kesitlerin dozimetrik karşılaştırmasında fantom kullanımı bu farkı ortadan kaldıracaktır. Richter ve ark.'nın yaptığı çalışmada XVI sisteminde referans BT'nin de görüntü kalitesinden ve BT numarası kalibrasyon işlemlerinin yapılıp yapılmadığından bahsedilmemektedir. Bu nedenle cihaz görüntü kalitesi kaynaklı da XVI sistem kesitleri üzerinde dozimetrik fark oluşmuş olabilir. Ayrıca planları dozimetrik doğruluğu göreceli olarak karşılaştırılmıştır. Bu kesitler üzerine uygulanan planların mutlak doz ölçümlerinin alınması daha kesin sonuçlar verecektir. Yapmış olduğumuz tez çalışmasında gerçek doz karşılaştırması AAPM TG53 önerileri doğrultusunda yapabilmek için toraks ve baş bölge ile elde edilen kesitler üzerine uygulanan tüm planlar dozimetrik ölçümlerle doğrulanmıştır (49).

Çalışmamızda, Richter ve ark.'nın aksine, XVI sistemle elde edilen görüntülerin, gerekli kalite kontrol ve Cathphan kullanılarak yapılacak BT numarası kalibrasyonunun önerilen aralıklarda tekrarlanması şartıyla, tüm tedavi bölgelerinde tedavi planlama

amaçlı kullanılabilceği şeklinedir. Richter ve ark. yaptıkları çalışmada BT numarası kalibrasyonunu çalışma süresince tekrar ettiklerinden bahsetmemişlerdir. Bu nedenle çalışmaları süresince BT numarası değeri değışmiş ve sistemin kalibrasyona ihtiyacı olmuş olabilir, bununda dozimetrik farklılıklara katkı sağlamış olması muhtemeldir. Çalışmalarının sonucunda elde ettikleri toraks ve pelvik bölgede rölâtif doz farkının bir nedeni bu olabilir. Bunun yanı sıra referans BT ile doz karşılaştırma işlemi yapılacağı durumda referans BT sisteminin de, BT numarası kalibrasyonu ve sistem görüntü kalite testlerinin tekrarlanması fayda sağlayacaktır. XVI ile elde edilen planla yapılacak rölâtif doz karşılaştırmasında BT numarası kalibrasyonu ve görüntü kalitesi iyi olmayan bir BT sisteminin referans olarak kabul edilmesi ikincil bir belirsizliği de beraberinde getirecektir. Çalışmada yine bu konu ile ilgili bilgi bulunmamaktadır. Richter ve ark. yaptıkları çalışmada pelvik ve toraks bölge tedavi planlarını eğer iyon odası nokta doz ölçümü yada mutlak doz ölçümü ile dozimetrik olarak kontrol etmiş olsalardı buldukları sonuç daha anlamlı olacaktır.

Hu, Weigang ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptığı çalışmada XVI KHBT görüntülerin baş boyun ve beyin tümörüne sahip hastaların radyoterapi tedavisinde planlama amaçlı kullanımını incelemişlerdir. Tedavi planlama amaçlı kullanılan XVI KHBT görüntülerini, S20FO 100kV-65mAs prosedürü ile elde edilmişlerdir. Görüntülerin BT kalibrasyonunda Cathphan kalibrasyon fantomu kullanılmış ve gerçek hasta baş BT kesitleri üzerine tedavi planları uygulanmıştır. Dozimetrik doğrulama amaçlı konvansiyonel BT ile elde edilen kesitler üzerine de aynı planlar uygulanmış ve KHBT görüntüler üzerinde elde edilen plan hesaplarının doğruluğu karşılaştırılmıştır. Çalışmaları süresince sistem HU değeri kalibrasyonlarını üçer aylık periyotlarla tekrarlamışlardır. Görüntü kalite kontrol testlerini ise er ay tekrarlamışlardır. Tüm planların dozimetrik doğruluğu gama analizi metodu ile tolerans değeri aralığında bulunmuştur (15). Weigan ve ark. Richter ve ark.' da baş bölgede cathphan BT numarası tablosu ile elde edilen, planların dozimetrik doğruluğunu göstermişlerdir. Weigan Richter'den farklı olarak planların dozimetrik doğruluğunda gama analizi metodu da kullanmıştır. Her iki çalışmaya paralel bu tez çalışmasında da baş bölge planlarının dozimetrik doğrulaması, AAPM TG53 önerileri doğrultusunda, iyon odası, 2D Array

ölçümleri ile elde edilmiştir. Göreceli doz karşılaştırmalarında 2D Array iyon odası ile elde edilen doz haritaları planlama doz haritasıyla gama analizi metodu ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca planların iyon odası ile mutlak doz ölçümleri alınarak plan doğruluğu sağlamıştır. Richter ve Weigan'ın çalışmalarından farklı olarak plan karşılaştırmaları rando vücut fantomu üzerinde yapılmıştır. Bu şekilde organ hareketi kaynaklı oluşabilecek kesit farklılık hataları minimuma indirilmiştir. Planların rölatif karşılaştırması daha anlamlı hale gelmiştir. Tedavi planı karşılaştırmalarında bu çalışmalarda da yapılan farklı enerji ve alan sayısına sahip üç farklı tedavi planı oluşturulmuştur. Richter çalışmasında sadece baş bölge için dozimetrik doğruluğu araştırmışken, Weigan baş pelvis ve toraks bölge içinde araştırmıştır. Sonuç olarak pelvik ve toraks uygulamalarında planların dozimetrik doğruluğu bu iki çalışmada sağlanamamıştır. Bu çalışmada, sistem kalite kontrolleri, BT numarası kalibrasyonları XVI sistem üretici teknik referans kitapları ve görüntü kalitesi testleri AAPM TG179 doğrultusunda tekrarladıktan sonra, elde edilen kesit görüntüleri planlama amaçlı kullanılmıştır. Bu işlemler ardından vücut fantom toraks, pelvis ve baş bölgeler üzerinde yapılan planların dozimetrik doğruluğu sağlanmıştır.

XVI görüntüleme sistemi ile elde edilen görüntülerin, dozimetrik kullanımında benzer çalışmalarda sadece HU kalibrasyonu yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise cihazın üretici tavsiyelerinde belirtilmiş olan tüm geometrik ve görüntüleme kalibrasyonları tekrarlanarak görüntü kalitesi artırılmıştır. Bu kesitler üzerine planlamalar yapılmıştır. Bu nedenle diğer çalışmadaki pelvis ve toraks bölge için elde edilen sonuçların aksine plan doğruluğu sağlanmış olabilir.

Ayrıca çalışmamızda diğer çalışmalardan farklı olarak plan değerlendirmelerinde dört farklı karşılaştırma ile sonuçlar yorumlanmıştır. XVI ve BT kesitler üzerine aynı planlar uygulanmış MU farklılıkları analiz edilmiştir. 9F, 2FB ve 2FT tedavi planlarının dozimetrik doğrulamasında iyon odası ile merkez nokta dozu ölçümleri elde edilmiştir. Ayrıca 9F planların gama analizi metodu rölatif doz dağılımı karşılaştırması yapılmış ve 2D Array ile merkez nokta dozu ölçümleri elde edilmiştir. Bu nedenle sonuçların doğruluğu daha anlamlı olmaktadır.

XVI sistem kesit görüntüleri tedavi planlama amaçlı kullanılabilir. Ancak sistem geometrik ve görüntü kalite kontrollerinin aylık olarak tekrarlanmalı ve gerekli durumda kalibrasyonlarla görüntü kalitesi iyileştirilmelidir. BT numarası değeri sistem esnekliği kaynaklı değişebilecektir bu nedenle cihaz flexmap kalibrasyonunun da tekrarlanması gerekebilir. 2013 yılında Huber' in yaptığı çalışmada görüntüleme panelinin sıcaklık ve kullanım sıklığı nedeniyle kazanç kalibrasyonuna ihtiyaç duyduğu vurgulanmıştır. Bu nedenle rutin kullanımda üçer aylık periyotlarla kazanç kalibrasyonunun tekrarlanması hem cihaz ömrünü arttıracak hem de elde edilen görüntülerin kalitesini arttıracaktır. Mail ve ark. yaptığı çalışmada gösterilen F1 filtre kullanımı, geniş hacim taramalarında görüntüleme sırasında saçılma kaynaklı oluşacak artefaktları azaltması ve hasta dozunun düşmesi gibi olumlu faydaları nedeni ile klinik kullanımda tercih edilmelidir. Ancak bu filtre için de görüntü kalibrasyonlarının tekrarlanması gerekmektedir. Her farklı görüntüleme prosedürü ayrı bir BT değer tablosu oluşturmaktadır, bu nedenle her çekim prosedürü için ayrı bir BT numarası kalibrasyonu gereklidir ve bunlar gerekliyse planlama sistemine ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Tüm bu işlem adımları izlenirse tedavi planlama amaçlı kullanımda dozimetrik doğruluk sağlanacaktır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1) XVI sisteminin kalibrasyon öncesi elde edilen BT numarası doğrusalılığı test değeri % 4,5 bulunmuştur. Kazanç kalibrasyonu, kötü piksel haritası kalibrasyonu ve geometrik kalibrasyon olan flexmap kalibrasyonu kalibrasyonlar sonrası elde edilen değer % 1,5 (tolerans değer aralığında) bulunmuştur.

2) Kalibrasyon öncesi ve kalibrasyon sonrası SFOV görüntüleme prosedürü ile elde edilen Cathphan kalibrasyon fantomu görüntü kaliteleri incelenmiştir. Kesit görüntüler üzerinde bulanıklığın kaybolduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca Cathphan fantomun yoğunluk modüllerinin olduğu kesitlerde TOMOCON iş istasyonu üzerinde BT numarası değerleri elde edilerek karşılaştırılmıştır. XVI sistem kalibrasyonu sonrası elde edilen BT numarası standart sapma değerleri; % 50,2 su, % 36,77 akrilik, % 6,36 düşük yoğunluklu polietilen (LDPE), % 3,54 su, polistiren % 2,83, % 2,12 teflon, % 1 Polimetilpentende (PMP) ve delrin için % 0,71 bulunmuştur.

3) Görüntüleme sistem eşmerkez doğruluğu testinde gözlenen fark 2 mm'den fazla bulunmuştur. Sistemin bu haliyle elde edilen BT numarası doğrusalılığı testi %4,5 elde edilmiştir. Gerekli Flexmap ve sistem kalibrasyonları ardından tekrarlanan BT numarası doğrusalılığı testi değeri % 1,5 olarak bulunmuş ve tolerans değer içerisindedir.

4) SFOV, MFOV, LFOV prosedürleri ile elde edilen BT numarası değerlerinin dikey ve yatak eksen profil taramaları TOMOCON iş istasyonu üzerinden elde edilmiştir. Dikey eksen için BT numarası standart sapması sırayla; 240, 230, 238. Yatay eksen profil taraması SFOV, MFOV, LFOV için sırayla 101, 96, 97 bulunmuştur.

Bu bulgularla XVI klinik kullanımı için görüntüleme amaçlı MFOV prosedürünün seçilmesi tavsiye edilebilir. Bu üç prosedürden biri ile planlama dozimetrisi yapılacak ise, daha doğru tedavi dozimetrisi sonucu vereceği için görüntüleme MFOV prosedürü seçilmelidir.

5) XVI ve GEBT kesitler üzerine 9F, 2FT ve 2FB planların uygulanması ile elde edilen MU değerleri karşılaştırmalarında; 9F planın GEBT-toraks ve XVI-toraks kesitlere uygulaması sonucu toplam MU farkı %-1,5, GEBT-baş ve XVI-baş uygulaması sonucu toplam MU farkı %-3,8 bulunmuştur. 2FB planın GEBT-baş ve XVI-baş kesitlere uygulaması sonucu toplam MU farkı % 0,1 ve 2FT planın GEBT-toraks ve XVI-toraks kesitlere uygulaması sonucu toplam MU farkı % 1,7 bulunmuştur. Sonuçlar tek başına anlamlı olmamakla birlikte elde edilen iyon odası ölçümleriyle karşılaştırıldığında, tüm planların %2 tolerans limitleri içerisinde olduğu görülmektedir.

GEBT kesitleri üzerine uygulanan 2FB, 2FT ve 9F planların tedavi planlama sistemi ile elde edilen 3D doz dağılımları referans kabul edilerek, KHBT ile elde edilen planlar buna göre değerlendirilmiştir. Bu yöntemle merkez kesitte oluşan maksimum nokta dozu incelendiğinde oluşan % farklar sırasıyla; baş kesitlerde 2FB plan 0,6 ve 9F plan - 0,4 toraks kesitlerde 2FT plan -3 ve 9F plan -0,5 olarak hesaplanmıştır.

6) 9F planların iyon odası ile elde edilen noktasal doz ölçümü sonuçlarına göre hesaplanan ve ölçülen doz farkı %1,5 sınırları içinde bulunarak, raporlarda önerilen %2 tolerans değerleri içerisinde dir. Aynı planların 2D Array iyon odası ölçümlerinde merkez nokta dozu GEBT baş için %2,8, XVI-baş için ise% 0,6 bulunarak XVI sistem için daha doğru sonuç elde edilmiştir. Benzer olarak GEBT-toraks için %0,4, XVI-toraks için ise %1,6 olup, tüm değerler raporlarda önerilen %2 tolerans değerleri içerisinde bulunmuştur (46).

9F planların göreceli doz ölçümlerine 3mm DTA ve %3DD ile elde edilen gama analizi sonuçları % 95iolup, $\delta < 1$ 'dir.

2FB ve 2FT planların iyon odası ile elde edilen nokta doz ölçümü sonuçlarına göre hesaplanan ve ölçülen doz farkı %1,5 olup, raporlarda önerilen %2 tolerans değerleri içerisinde dir (46).

7) Planların dozimetrik doğruluğu dört farklı yöntemle kontrol edilmiş ve planlama dozimetrieleri ölçüm sonuçlarıyla uyumlu bulunmuştur. Ancak kV-KHBT kesitlerin, raporlarda önerildiği gibi aylık sistem kalite kontrollerinin ve BT numarası kalibrasyonlarının yapılması şartı ile tedavi planlama amaçlı kullanımı önerilmektedir (13, 47, 48).

KAYNAKLAR

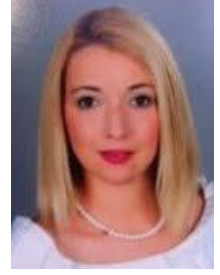
- 1-Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, et al.: Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002, 53:1337-1349.
- 2-Gong Y, Wang J, Bai S, et al.: Conventionally-fractionated imageguided intensity modulated radiotherapy (IG-IMRT): a safe and effective treatment for cancer spinal metastasis. *Radiat Oncol* 2008, 3:11.
- 3-Meyer J, Wilbert J, Baier K, et al.: Positioning accuracy of conebeam computed tomography in combination with a Hexa- POD robot treatment table. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 67:1220-1228.
- 4-Oldham M, Letourneau D, Watt L, et al.: Cone-beam-CT guided radiation therapy: A model for on-line application. *Radiother Oncol* 2005, 75:271-278.
- 5-Paskalev K, Ma CM, Jacob R, et al.: Daily target localization for prostate patients based on 3D image correlation. *Phys Med Biol* 2004, 49:931-939.
- 6-Polat B, Wilbert J, Baier K, et al.: Nonrigid patient setup errors in the head-and-neck region. *Strahlenther Onkol* 2007, 183:506-511.
- 7-Morin O, Chen J, Aubin M, et al.: Dose calculation using megavoltage cone-beam CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 67:1201-1210.
- 8-Tanyi JA, Fuss MH: Volumetric image-guidance: Does routine usage prompt adaptive re-planning? An institutional review. *Acta Oncol* 2008, 47:1444-1453.
- 9-Richter, Anne, et al. "Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation." *Radiation Oncology* 3.1 (2008): 1.
- 10-Ding, George X., et al. "A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT." *Radiotherapy and Oncology* 85.1 (2007): 116-125
- 11-Yoo, Sua, and Fang-Fang Yin. "Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning." *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 66.5 (2006): 1553-1561.
- 12-Letourneau D, Wong R, Moseley D, et al.: Online planning and delivery technique for radiotherapy of spinal metastases using cone-beam CT: image quality and system performance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007, 67:1229-1237.

- 13-Fontenot, Jonas D., et al. "AAPM Medical Physics Practice Guideline 2. a: Commissioning and quality assurance of X-ray-based image-guided radiotherapy systems." *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 15.1 (2014).
- 14-Bissonnette, Jean-Pierre, Douglas J. Moseley, and David A. Jaffray. "A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy." *Medical physics* 35.5 (2008): 1807-1815.
- 15- Hu, Weigang, et al. "Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy." *Radiation Oncology* 5.1 (2010): 1.
- 16- Richter, Anne, et al. "Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation." *Radiation Oncology* 3.1 (2008): 1.
- 17-Rong, Yi, et al. "Dose calculation on kV cone beam CT images: an investigation of the Hu-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration." *Medical Dosimetry* 35.3 (2010): 195-207.
- 18-Dunlop, Alex, et al. "Comparison of CT number calibration techniques for CBCT-based dose calculation." *Strahlentherapie und Onkologie* 191.12 (2015): 970-978.)
- 19- Annkah, James Kwame, et al. "Assessment of the dosimetric accuracies of CATPhan 504 and CIRS 062 using kV-CBCT for performing direct calculations." *Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India* 39.3 (2014): 133.)
- 20-Boggula, Ramesh, et al. "A new strategy for online adaptive prostate radiotherapy based on cone-beam CT." *Zeitschrift für Medizinische Physik* 19.4 (2009): 264-276.
- 21-Onozato, Yusuke, et al. "Evaluation of On-Board kV Cone Beam Computed Tomography-Based Dose Calculation With Deformable Image Registration Using Hounsfield Unit Modifications." *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 89.2 (2014): 416-423.
- 22-Atalar, Banu, and Enis Özyar. "Radyoterapide Teknik Gelişmeler ve IGRT (Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi)." (2010).
- 23- Verellen, Dirk, Mark De Ridder, and Guy Storme. "A (short) history of image-guided radiotherapy." *Radiotherapy and Oncology* 86.1 (2008): 4-13.
- 24- A.F. Holloway. "A localising device for a rotating cobalt therapy unit." *Br J Radiol*, 31 (1958), p. 227

- 25-K.M. Langen, J. Pouliot, C. Anezinos, et al. "Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy. " *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 57 (2003), pp. 635–644
- 26- Elekta. Elekta Synergy Corrective Maintenance Manual for XVI
- 27- ÇAKIR, Aydın, and Hatice Bilge. "Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri." *Turkish Journal of Oncology/Türk Onkoloji Dergisi* 28.2 (2013).
- 28-.Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys* 2003;30(9):2455-64. [CrossRef]
- 29-.Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25(5):656-61. [CrossRef]
- 30-Wiezorek T, Banz N, Schwedas M, Scheithauer M, Salz H, Georg D, et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther Onkol* 2005;181(7):468-74. [CrossRef]
- 31-Jaffray, D. A., J. P. Bissonnette, and T. Craig. "X-ray imaging for verification and localization in radiation therapy." *The modern technology of radiation oncology* 2 (2005): 259-284.
- 32- Amer, Aishy, Jonathan Sykes, and Carl Moore. "Imaging panel skew correction and auto-focusing in radiotherapy cone beam imaging." *Information Visualisation*, 2004. IV 2004. Proceedings. Eighth International Conference on. IEEE, 2004.
- 33- Feldkamp *et al*,1984, 'Practical cone beam Algorithm', *Journal of the Optical Society of America A*, vol.1, no.6, pp.612—619.
- 34- Huber, S., et al. "Image quality improvements of electronic portal imaging devices by multi-level gain calibration and temperature correction." *Physics in medicine and biology* 58.18 (2013): 6429.
- 35- Skrzyński, Witold, et al. "Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning." *Strahlentherapie und Onkologie* 186.6 (2010): 327-333.
- 36- Mutic, Sasa, et al. "Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66." *Medical physics* 30.10 (2003): 2762-2792.
- 37-Elekta. Clinical User Manual for XVI R3.5. Document number 4513 370 2170 01

- 38-Elekta. Customer Acceptance Tests for XVI R4.5. Article number: 1015146 01
- 39-Elekta. Corrective Maintenance Manual for XVI R4.5.Document number: 1015680 01
- 40-Elekta. Installation Information Phase 2 - Setting to work for XVI R4.5.Article number: 1009294 01
- 41-Elekta. Instructions for Use for XVI R4.5 . Article number: 1010070 02
- 42-The Phantom Laboratory, Catphan® 500 and 600 Manual
- 43- Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, Reckwerdt P, Deasy JO, et al. (1993) Tomotherapy - a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 20: 1709-1719.
- 44- PrecisePLAN® for Linux®R2.15 User's Manual.
- 45- ÇAKIR, Aydın, and Hatice Bilge. "Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri." *Turkish Journal of Oncology/Türk Onkoloji Dergisi* 28.2 (2013).
- 46- International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical Report Series No:398, Vienna: 2000.
- 47- Klein, Eric E., et al. "Task Group 142 report: Quality assurance of medical acceleratorsa." *Medical physics* 36.9 (2009): 4197-4212.
- 48- Bissonnette, Jean-Pierre, et al. "Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179." *Medical physics* 39.4 (2012): 1946-1963.
- 49- Fraas, B., K. Doppke, and M. Hunt. "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, AAPM Radiation Therapy committee TG53." *Med. Phys* 25.1773 (1998): 1829.

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Adı	Özlem Yaşar	Uyruğu	TC
Soyadı	Toykan Çiftlikli	Tel no	05309252584
Doğum tarihi	06.01.1984	e-posta	ozlemtoykan@akdeniz.edu.tr

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Antalya Muratpaşa Lisesi	2000
Lisans	Pamukkale Üni.Fen Edebiyat Fak.Fizik Bölümü	2006
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Fizikçi	Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onk. A.D.	2007-halen