

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**GENİŞ HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME
TEKNİĞİNDE GÖRÜNTÜ KALİTE KONTROLÜNÜN YAZILIM
VASITASIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Kerem GÖLBAŞI

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS

HAZİRAN 2018

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**GENİŞ HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME
TEKNİĞİNDE GÖRÜNTÜ KALİTE KONTROLÜNÜN YAZILIM
VASITASIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Kerem GÖLBAŞI

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS

HAZİRAN 2018

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GENİŞ HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME
TEKNİĞİNDE GÖRÜNTÜ KALİTE KONTROLÜNÜN YAZILIM
VASITASIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ**

Kerem GÖLBAŞI
FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS

Bu tez / / 201..... tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Şerafettin YALTKAYA (Danışman)

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

ÖZET

GENİŞ HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİNDE GÖRÜNTÜ KALİTE KONTROLÜNÜN YAZILIM VASITASIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ

Kerem GÖLBAŞI

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Şerafettin YALTKAYA

Haziran 2018; 49 sayfa

Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalında yapılan bu çalışmada geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleme (GHBT) tekniğinde, görüntü kalite kontrolünün mevcut yazılım vasıtasıyla değerlendirilmesi amaçlandı. Bu amaç doğrultusunda şu anda yapılan konvansiyonel subjektif metotlar incelendi ve bilimsel olarak yeri tartışılan bu metotların yerine ImageJ ve Python yazılımları kullanılarak objektif görüntü değerlendirilmesi yapıldı. GHBT cihazının kalite kontrol testleri, güncel yayınlar referans alınarak ve de Elekta firmasının tavsiye ettiği yöntemler uygulanarak, gerçekleştirildi. Geometrik doğruluk, doğrusallık, düzgünlük, gürültü, düşük kontrast çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlük kalite kontrol testleri gerçekleştirildi. Görüntü kalite kontrol testlerinin değerlendirme verileri farkları karşılaştırıldı. Bu test görüntülerinin daha kısa bir zamanda yazılım vasıtası ile sayısal bir tabanda yapılması sağlandı.

ANAHTAR KELİMELER: GHBT, GRRT, QA, XVI, ImageJ, Python

JÜRİ: Dr. Öğr. Şerafettin YALTKAYA

Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Dr. Öğr. Üyesi Tahir ÇAKIR

ABSTRACT

EVALUATION OF IMAGE QUALITY CONTROLLING BY SOFTWARE IN THE CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGING TECHNIQUE

Kerem GÖLBAŞI

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Şerafettin YALTKAYA

Haziran 2018; 49 pages

This study was carried out at the Akdeniz University Faculty of Science Department of Physics and was aimed to assess image quality control through existing software in the cone-beam computed tomography imaging technique. Conventional subjective methods have been examined for this purpose and objective image evaluation has been done by using XVI, ImageJ and Python software instead of these scientifically discussed methods. The quality control tests of image guided radiation therapy machine were performed by referring to the current publications and applying the methods recommended by Elekta firm. Geometric accuracy, linearity, uniformity, noise, low contrast resolution and spatial resolution quality control tests were performed. The differences in evaluation data of image quality control tests were compared. In a shorter time, these test images have been obtained through existing software on a numeric base.

KEYWORDS: CBCT, IGRT, QA, XVI, ImageJ, Python

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Şerafettin YALTKAYA (Supervisor)

Assoc. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

Asst. Prof. Dr. Tahir ÇAKIR

ÖNSÖZ

Geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi cihazından elde edilen görüntülerin yazılım vasıtasıyla değerlendirilmesini amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Yüksek lisans eğitim hayatımda boyunca bana yardımcı olan danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Şerafettin YALTKAYA'ya saygı, minnet ve şükranlarımı sunarım.

Bana bu dalda çalışma imkânı veren ve çalışmalarım sırasında bilgi, öneri ve deneyimleriyle her zaman yardımcı olan hocam Sayın Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e saygı, minnet ve şükranlarımı sunarım.

Görüntü kalitesi kontrolü çalışmalarımı yapmama olanak sağlayan ve ölçümlerim sırasında destek olarak yardımlarını esirgemeyen Adana Şehir Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Medikal Fizik Uzmanı Gökay Ceyran'a teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana yardımcı olan Yılmaz Bilek ve Adem Ünal Kızıldağ'a teşekkürlerimi sunarım.

Bu eğitimi almama olanak sağlayıp her zaman yanımda olan babam Yusuf GÖLBAŞI, annem Nevin GÖLBAŞI, ağabeylerim Burak GÖLBAŞI ve Bora GÖLBAŞI, kardeşim Elif GÖLBAŞI'ya sonsuz sevgi, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	2
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması	3
2.2. X-Işınları	4
2.2.1. X-Işınlarının üretimi	5
2.2.2. X-Işınlarının maddeyle etkileşim türleri	7
2.2.2.1. Fotoelektrik olay	7
2.2.2.2. Compton olayı	7
2.2.2.3. Çift oluşum	8
2.3. Radyasyonun Tıpta Kullanımı.....	9
2.3.1. Bilgisayarlı tomografi.....	10
2.3.2. Lineer hızlandırıcı	11
2.3.3. Kilovoltaj geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi.....	13
2.3.4. Elektriksel portal görüntüleme cihazı	14
2.3.5. Görüntüleme fantomları	16
2.4. DICOM ile Veri İletişimi	16
2.4.1. Tam görüntü verilerine uygulanan DICOM.....	17
2.4.2. Radyoterapi veri objeleri	17
2.5. Görüntü Kalitesi Parametreleri.....	17
2.5.1. Geometrik hassasiyet.....	17
2.5.2. Düzgünlük	18
2.5.3. Gürültü.....	18
2.5.4. Düşük kontrast çözünürlüğü.....	19

2.5.5. Uzaysal çözünürlük	20
3. MATERYAL VE METOD	22
3.1. Materyal.....	22
3.1.1. Lineer hızlandırıcı.....	22
3.1.2. Ball bearing fantom	22
3.1.3. Kalibrasyon fantomu	23
3.1.4. Python programlama dili	23
3.1.5. ImageJ programlama dili	24
3.1.6. Görüntüleme sistemi.....	24
3.1. Metot	25
3.1.1. Geometrik doğruluk.....	25
3.1.2. Doğrusallık	27
3.1.3. Düzgünlük	28
3.1.4. Gürültü.....	29
3.1.5. Düşük kontrast çözünürlüğü.....	29
3.1.1. Uzaysal çözünürlük	30
4. BULGULAR.....	31
4.1. Geometrik Doğruluk.....	31
4.2. Doğrusallık	31
4.3. Düzgünlük	33
4.4. Gürültü.....	35
4.5. Düşük Kontrast Çözünürlüğü.....	36
4.6. Uzaysal Çözünürlük	37
5. TARTIŞMA	40
5.1. Geometrik Doğruluk.....	40
5.2. Doğrusallık	41
5.3. Düzgünlük	42
5.4. Gürültü.....	42
5.5. Düşük Kontrast Çözünürlüğü.....	43
5.6. Uzaysal Çözünürlük	44
6. SONUÇLAR	46
7. KAYNAKLAR	47

ÖZGEÇMİŞ

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “GENİŞ HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİNDE GÖRÜNTÜ KALİTE KONTROLÜNÜN YAZILIM VASITASIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

...../...../.....

Kerem GÖLBAŞI

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

μ	: Lineer zayıflama sabiti
μ_m	: Mikrometre
α	: Alfa
γ	: Gama
Be	: Berilyum
C	: Coulomb
c	: Işık hızı
cm	: Santimetre
E	: Gelen fotonun enerjisi
E_B	: Elektronun çekirdeğe bağlanma enerjisi
eV	: Elektron Volt
Hz	: Hertz
Lp/cm	: Santimetre başına çizgi çiftleri
m	: Kütle
mAs	: Miliamper saniye
MeV	: Megaelektron Volt
mA	: Miliamper
mGy	: Miligray
mm	: Milimetre
MV	: Megavolt
N	: Atomun çekirdeğindeki nötron sayısı
Nm	: Nanometre
kV	: Kilovolt
kV _p	: Kilovolt tepe

keV	: Kiloelektron Volt
km	: Kilometre
sn	: Saniye
Z	: Maddenin atom numarası

Kısaltmalar

AAPM	: The American Association of Physicist in Medicine
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Co-60	: Kobalt 60
CTDI	: Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
CTDI _{vol}	: Hacimsel CTDI
ÇYK	: Çok yapraklı kolimatör
DC	: Doğru akım
DICOM	: Dijital Görüntüleme ve aktarım sistemi
EMD	: Elektromanyetik Dalga
EPID	: Elektriksel taşınabilir görüntüleme cihazı
FDG	: Fluorodeoksi Glukoz
FFF	: Düzleştirici filtre içermeyen
GRRT	: Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
HU	: Hounsfield Unit
kV-GHBT	: Kilovolt – Geniş huzmeli Bilgisayarlı Tomografi
LDPE	: Düşük yoğunluklu polietilen (Low density polyethylene)
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MTF	: Modülasyon Transfer Fonksiyon
MU	: Monitor Unit

MV-GHBT	: Megavoltaj Geniş Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
QA	: Kalite Güvencesi
RT	: Radyoterapi
ROI	: İlgilenilen Bölge
SPECT	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi
XVI	: Görüntüleme Sistemi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum.....	3
Şekil 2.2. Radyasyonun sınıflandırılması	4
Şekil 2.3. X-ışın tüpü	5
Şekil 2.4. Bremsstrahlung X-ışını.....	6
Şekil 2.5. Karakteristik X-ışını	6
Şekil 2.6. Fotoelektrik Olay	7
Şekil 2.7. Compton Olayı	8
Şekil 2.8. Çift Oluşum	9
Şekil 2.9. Dedektör tarafından ölçülen her ışının toplam soğurulma miktarı.....	10
Şekil 2.10. X-ışını azalım katsayılarının (μ) BT numaralarına dönüştürülmesi.....	10
Şekil 2.11. Yüksek kontrastta görüntünün gösterilmesi	11
Şekil 2.12. Lineer hızlandırıcı.....	12
Şekil 2.13. GHBT kapasiteli kV görüntüleme sistemleri ile donatılmış doğrusal hızlandırıcılar a) XVI ile Elekta Synergy®; b) Varian 21EX ile OBI.....	13
Şekil 2.14. Radyoterapi film kaseti. Bu cihazlar genel olarak 35 cm \times 43 cm \times 1.4 cm boyutlarına sahiptir.....	14
Şekil 2.15. X-ışını dedektörü (fosforlu ekran) ile kamera tabanlı bir EPID'in şematik gösterimi.....	15
Şekil 2.16. DICOM veri transferi	17
Şekil 2.17. Görüntü düzgünlük modülü.....	18
Şekil 2.18. Soldan sağa doğru 50, 100, 150, 200 mAs tüp akımıyla elde edilen bir fantomun görüntüleri ve hacimsel BT doz indeksleri ($BTDI_{vol}$) verilmiştir. a) Piksel gürültü=8.6 HU, $BTDI_{vol}$ = 5.7 mGy; b) Piksel gürültü=5.9, $BTDI_{vol}$ = 11.3 mGy; c) Piksel gürültü=3.9, $BTDI_{vol}$ = 22.6 mGy; d) Piksel gürültü=2.8 HU, $BTDI_{vol}$ = 49.4 mGy.....	19
Şekil 2.19. Subjektif kalite kontrolü için geleneksel bir fantom.....	20
Şekil 2.20. Aynı dış GHBT ekipmanıyla ve farklı FOV ve farklı voksel boyutlarıyla elde edilen görüntü örnekleri: (a) FOV 4x4, voksel 80 μ m (b) FOV 6x6, voksel 125 μ m, (c) FOV 8x8, voksel 160 μ m, (d) FOV 10x10, voksel 250 μ m	21

Şekil 3.1. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı.....	22
Şekil 3.2. Ball bearing fantom	23
Şekil 3.3. Catphan 503 fantomu.....	23
Şekil 3.4. Baş ve boyunun Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılarak düzlemsel görünümde ön ve yan görüntüleri.....	25
Şekil 3.5. Ball bearing fantomu ile MV tedavi sistemi çapraz kıl merkezi sistemi gösterimi.....	26
Şekil 3.6. Ball bearing fantomu ile oda içi lazer sisteminin eşleşmesinin gösterimi.....	26
Şekil 3.7. Catphan 503 fantomu ile kurulum düzeneği.....	27
Şekil 3.8. Catphan 503 fantomu doğrusallık modülü (2 boyutta mesafelerin gösterimi)	28
Şekil 3.9. Catphan 503 fantomu düzgünlük modülü	28
Şekil 3.10. Catphan 503 fantomu düşük kontrast çözünürlüğü	29
Şekil 3.11. Catphan 503 fantomu uzaysal çözünürlük modülü	30
Şekil 4.1. Geometrik doğruluk, kV-MV izomerkez eşleştirmesi	31
Şekil 4.2. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, transvers dikey doğrusallık testi	32
Şekil 4.3. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, transvers yatay doğrusallık testi	32
Şekil 4.4. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, bölgelerin otomatik belirlenmesi.....	33
Şekil 4.5. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri	33
Şekil 4.6. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, (-4,5)-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri	34
Şekil 4.7. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-(-4,5) koordinatları için ortalama piksel değeri	34
Şekil 4.8. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-4,5 koordinatları için ortalama piksel değeri	35
Şekil 4.9. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 4,5-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri	35

Şekil 4.10. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, Polystyrene bölgesi seçimi görüntüsü.....	37
Şekil 4.11. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, LDPE bölgesi seçimi görüntüsü.....	37
Şekil 4.12. Catphan 503 fantomu, uzaysal çözünürlük modülü, çizgi çiftlerinin XVI yazılımında görüntüsü.....	38
Şekil 4.13. Catphan 503 fantomu, uzaysal çözünürlük modülü, çizgi çiftlerinin Python programında görüntüsü.....	39
Şekil 4.14. Bağlı MTF grafiği.....	39
Şekil 5.1. Geometrik hataların aksiyel görüntü ve sagittal görüntü üzerindeki etkisi	41
Şekil 5.2. Subjektif kalite kontrolü için geleneksel bir fantom	44

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı noktadaki standart sapma değerleri.	36
Çizelge 4.2. Düşük kontrast çözünürlüğü testi sonuçları.....	36
Çizelge 5.1. KV görüntüleme sistemi ile MV tedavi sisteminin eşmerkezlerinin farkı .	40
Çizelge 5.2. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, kişiye özgü değerlendirme testi sonuçları	42
Çizelge 5.3. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, kişiye özgü olmayan değerlendirme testi sonuçları	42
Çizelge 5.4. Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı noktadaki standart sapma değerleri.	43
Çizelge 5.5. Düşük kontrast çözünürlüğü testi sonuçları.....	43

1. GİRİŞ

Medikal görüntüleme, 1895'te Wilhelm Röntgen'in x-ışınlarını keşfetmesinden itibaren olağanüstü ilerleme kaydetmiştir. İnsan vücudu bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), pozitron emisyon tomografi (PET) ve çeşitli yöntemlerle görüntülenebilmektedir. Bu cihazlardan elde edilen görüntüler hastalıkların teşhisine olanak sağlamaktadırlar. Ancak birçok görüntüleme yöntemi hastaya iyonize edici radyasyon vermektedir (Armao vd. 2014).

Geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi görüntüleme tekniği (GHBT), bir dijital görüntüleme yöntemi olup farklı alanlarda çok önemli bir teşhis aracıdır. Diş hekimliği, girişimsel radyoloji ve rehberli cerrahi için GHBT görüntü kalitesi test parametreleri neredeyse aynıdır (Dance vd. 2014).

Radyasyon tedavisi sırasında hastanın pozisyonlanması için GHBT, görüntü rehberliğinde radyasyon terapisi (GRRT) olarak adlandırılan olguda son ve önemli bir ilerlemeyi temsil etmektedir. Radyasyon tedavisi için GHBT'nin gelişimi hızla büyüyen bir alandır.

GHBT ile 2 dakikadan daha kısa sürede radyasyon tedavisinden hemen önce hastanın tam veya kısmi taraması tedavi masasında elde edilebilmektedir. GHBT ile alınan taramalar, daha önceden tedavi planlaması için bilgisayarlı tomografi (BT) ile alınan taramalarla hastanın tekrar pozisyonlanmasını kolaylaştırmak için otomatik olarak yapılır (Lehmann vd. 2007).

Radyasyon tedavisinde kullanılan GHBT sistemlerinde 2 türlü görüntüleme sistemi vardır. Megavoltaj geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi (MV-GHBT), lineer hızlandırıcı cihazının ışınını ve görüntü algılayıcı sistemini kullanarak görüntü sağlaması için yeterli kontrasta sahip hacimsel veri setleri üretir (J. Pouliot vd. 2005). Bir diğer sistem ise kilovoltaj geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-GHBT), tedavi ışınına göre ortogonal olarak monte edilen x ışın tüpü ve algılayıcısını kullanarak yüksek kontrasta sahip hacimsel veri setleri sağlar (Jaffray vd. 1999).

Radyasyonla tedavi yönteminde verilen radyasyon dozunun hedefinin doğru belirlenmesi oldukça önemlidir. Aksi takdirde, istenilen miktardaki radyasyon dozunun yanlış bir konuma gitmesi sakıncalı olacaktır. Bu görüntüleme sistemlerinin sağladığı bilgilerden tam olarak faydalanmak için, ideal kalite güvencesi (QA) programları kullanılması gerekir. Görüntü kalite kontrolünün yapılmasının yanı sıra lineer hızlandırıcı cihazıyla birlikte mekaniksel ve geometrik uyumluluk testleri yapılması önerilmektedir (Klein vd. 2009).

Ball bearing fantomu ve Catphan 503 fantomları aracılığı ile gerçekleştirilmiş olan bu testler:

1. Geometrik doğruluk

2. Doğrusallık
3. Düzgünlük
4. Gürültü
5. Düşük kontrast çözünürlüğü
6. Uzaysal çözünürlük

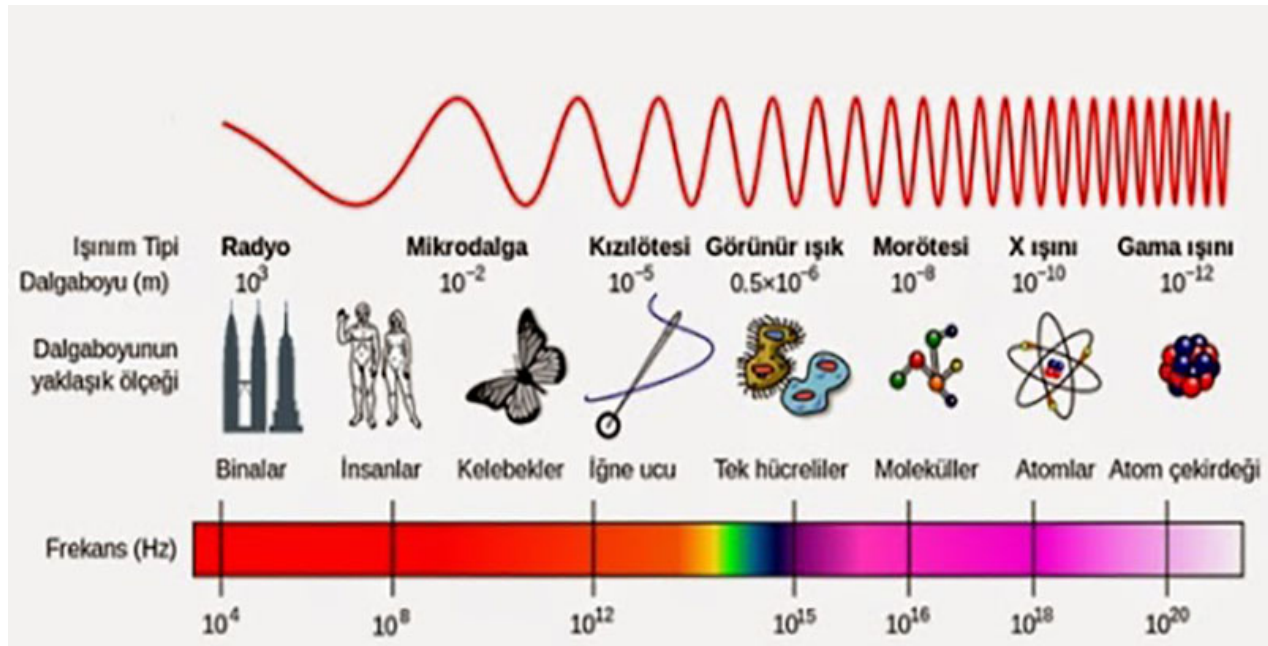
GHBT görüntüleme tekniğinde görüntü kalite kontrolü XVI, ImageJ ve Python yazılımları vasıtasıyla değerlendirilmesi sağlanacaktır. Bu amaç doğrultusunda şu anda yapılan konvansiyonel subjektif metotlar incelenecek ve bilimsel olarak yeri tartışılan bu metotların yerine bilimsel sonuçlara dayalı objektif görüntü değerlendirilmesinin yapılması amaçlanmaktadır.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Radyasyon

Radyasyon, enerjinin parçacık veya elektromanyetik dalga (EMD) şeklinde yayılmasıdır. Elektromanyetik dalgaların ortak özellikleri şunlardır: Birbirine dik elektrik ve manyetik alandan oluşurlar; maddenin bulunmadığı boşluktaki hızları ışık hızına (299.792.458 m/s) eşittir; enerjileri frekanslarıyla doğru, dalgaboylarıyla ters orantılıdır; geçtikleri ortama madde ile etkileşerek enerji bırakırlar ve maddeyi geçerken absorpsiyon ve saçılma nedeniyle enerjileri azalır; ayrıca birim yüzeydeki doz uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır; elektrik yükleri yoktur, elektrik ve manyetik alanda sapma göstermezler ve boşlukta doğrusal yayılırlar; madde ile etkileşimde ise sapma gösterebilirler.

Elektromanyetik dalgalar, dalgaboyları ve buna bağımlı olan frekans (bir saniyede tekrarlanan dalga sayısı) ve enerjilerine göre sınıflandırılabilirler. Bu sınıflandırmaya elektromanyetik spektrum denir (Uzal vd. 2013) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Dance vd. 2014)

2.1.1. Radyasyonun Sınıflandırılması

Radyasyon, maddeyi iyonize edebilme yeteneğine göre, iyonize edici ve iyonize edici olmayan radyasyon olarak Şekil 2.2'deki gibi iki ana gruba ayrılır. Atomların iyonize olması için olası gereken enerji alkali elementler için birkaç elektronvolt (eV) iken helyum (asal gaz) için 24.5 eV civarındadır.

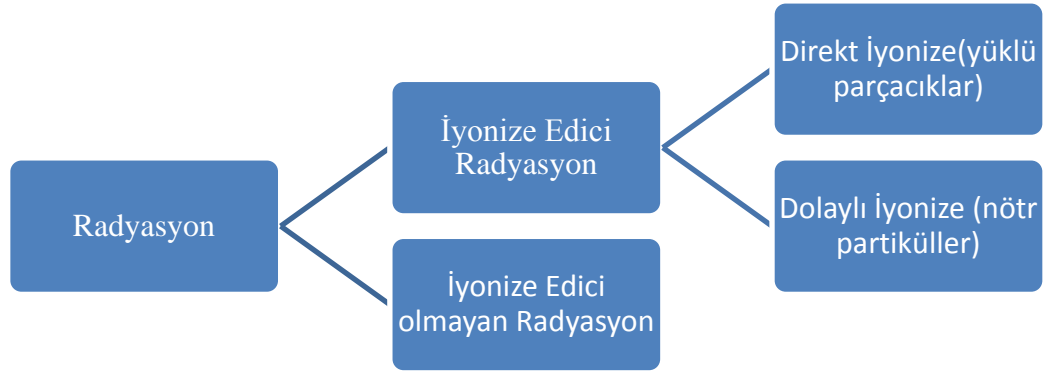
- İyonize edici olmayan radyasyon (maddeyi iyonize edemez).

- İyonize edici radyasyon (maddeyi direkt veya dolaylı olarak iyonize eder):
 - Direkt iyonize edici radyasyon (yükü parçacıklar): elektronlar, protonlar, α parçacıkları ve ağır iyonlar.
 - Dolaylı iyonize edici radyasyon (nötr partiküller): fotonlar (X ışınları ve γ ışınları), nötronlar.

Direkt iyonizasyon yapan radyasyon, ortamdaki atomun orbital elektronları ile direkt iyonizasyon yapan yükü parçacıklar arasındaki direkt Coulomb etkileşimleri sayesinde ortama enerji bırakır.

Dolaylı iyonizasyon yapan radyasyon (fotonlar veya nötronlar) iki aşamada ortama enerji bırakır.

- Birinci aşamada yükü bir parçacık ortama bırakılmış olur. Fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar.
- Birinci aşamada yükü bir parçacık ortama bırakılmış olur. Fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar.



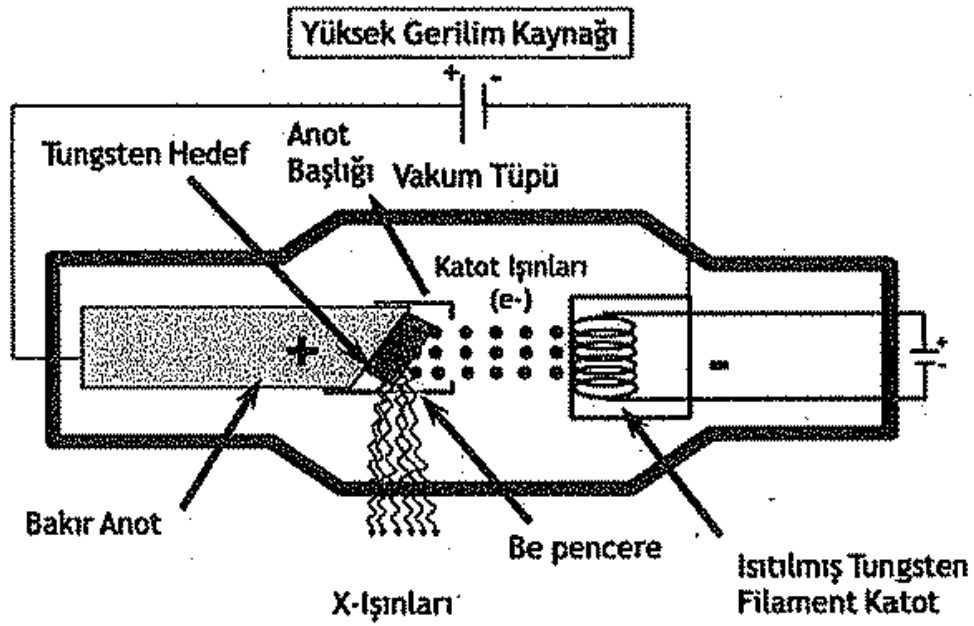
Şekil 2.2. Radyasyonun sınıflandırılması (Podgorsak 2005)

2.2. X-Işınları

X-ışınları, 10 – 0,01 nm dalgaboylu, elektromanyetik dalgalardır. İlk kez 1895'te Roentgen, yüksek enerjili elektronları metal bir hedefle çarpıştırarak elde etmiştir (Karaoğlu 2008).

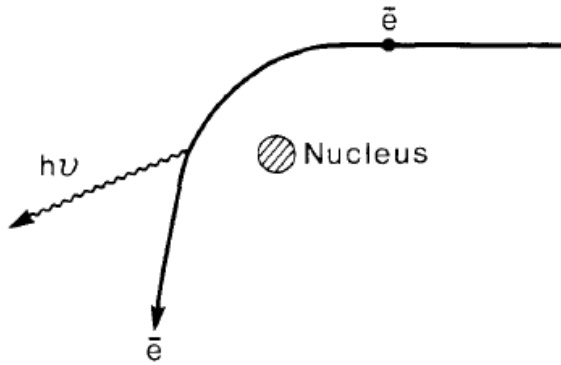
2.2.1. X-Işınlarının üretimi

X-ışını tüpü yüksek vakumla havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşur (Şekil 2.3). Bir ucunda katot (tungstenden yapılmış filamentin bulunduğu [-] kutup), diğer ucunda ise bakırın içine yerleştirilmiş olan tungstenden yapılmış anot ([+] kutup, hedef) bulunur. Filamentten elektrik akımı geçirilerek ısıtılır ve termiyonik emisyon yoluyla dış yörünge elektronları serbest hale gelir. X-ışını tüpünde anot ve katot arasında yüksek voltajda potansiyel farkı uygulandığında, katotdaki serbest elektronlar hızlanarak anoda çarpar. X-ışın tüpünde hızlandırılan elektronların enerjisinin %99'u ortam elektronlarıyla çarpışarak ısıya dönüşürken, %1'i X-ışınlarını oluşturur.



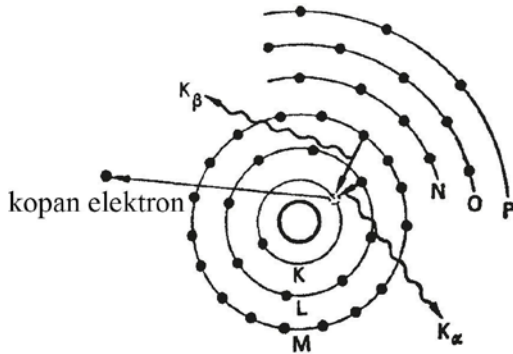
Şekil 2.3. X Işın Tüpü (Uzal vd. 2013)

Hızlı elektronlar hedefe çarptıklarında, hedefin atom çekirdeklerinin Coulomb alanı tarafından frenlenerek yavaşlatılırlar. Elektronlardaki yavaşlamadan kaynaklı kinetik enerji kaybı X-ışını olarak yayınlanır. Bu X-ışınlarına 'Bremsstrahlung X-ışınları' denir (Şekil 2.4). Bremsstrahlung X-ışınlarının en yüksek enerji seviyesi, hedefe çarpan en hızlı elektronların enerji seviyesindedir (pik voltajı). Ancak oluşan Bremsstrahlung X-ışınlarının ortalama enerjisi pik voltajından daha düşüktür. Işın demetindeki daha düşük enerjili X-ışınlarının alüminyum, bakır gibi filtrelerden geçirilerek azaltılması ile daha yüksek ortalama enerjiye sahip bir X-ışını demeti elde edilmesi olasıdır.



Şekil 2.4. Bremsstrahlung X Işını (Khan 2003)

Elektronların hedefle etkileşmesi sırasında karakteristik X-ışınları da yayınlanır (Şekil 2.5). Bu olayda tungstenin K, L, M ve N yörüngelerindeki iç yörünge elektronlarının bağlanma enerjileri seviyesinde kinetik enerjiye sahip hızlı elektronlar, yörünge elektronlarını kopartarak atomdan dışarı fırlatır. Boş kalan elektronun yerine bir üst yörüngeden bir elektron, onun boşluğuna da yine bir üst seviyeden bir başka elektron geçerek doldurur ve sonunda atom denge konumuna gelir. Bu sırada bir alt yörüngeye geçen her bir elektronun önceki ve sonraki yörüngeleri arasındaki bağlanma enerjisine farkına sahip enerjide bir X-ışını (karakteristik X-ışını) yayınlanır.



Şekil 2.5. Karakteristik X Işını (Cember ve Johnson 2009)

Bu gibi düşük enerjili X-ışınları tüpün berilyum (Be) penceresi tarafından tutulur. Tüpten çıkan X-ışınlarının enerjisini, hedefe çarpan elektronların hızı, bu elektronların hızını ise katot ile anot arasına uygulanan potansiyel fark belirler. X-ışını üretiminin daha verimli olması için, hedefte yüksek atom numaralı metaller kullanılır. Elektron bombardımanı nedeniyle hedefte açığa çıkan ısı anodun erimesine neden olabilir. Bu nedenle konvansiyonel Röntgen tüplerinde anot olarak tungsten seçilir; çünkü atom numarası ve erime sıcaklığı oldukça yüksektir ($Z=74$, 3370°). Anot dizaynlarının soğutma işlemi önemli bir yer tutar. Genelde anot; su, hava veya yağla soğutulan kalın bir bakır soğutucuya temas ettirilir. Ayrıca tanı amaçlı kullanılan X-ışını tüplerinde, elektronların sürekli aynı noktaya temasını önlemek için döner anotlu sistemler kullanılır (Uzal vd. 2013).

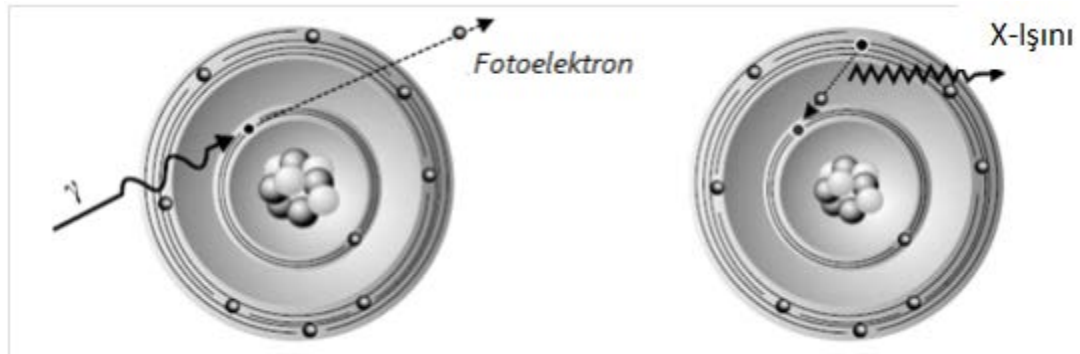
2.2.2. X-Işınlarmın maddeyle etkileşim türleri

Fotonlar maddeden geçerken, atomlarla etkileşirler. Etkileşimin tipi, fotonların enerjisinin bir fonksiyonu ve maddenin atom numarasına bağlıdır (Powsner vd. 2013).

2.2.2.1. Fotoelektrik olay

Gelen fotonun bütün enerjisi, atomik elektrona transfer edilerek fırlatılması için harcanır. Fırlatılan elektronun (fotoelektron) kinetik enerjisi $E - E_B$ ye eşittir. Burada E , gelen fotonun enerjisi; E_B ise elektronun çekirdeğe bağlanma enerjisidir. Bu tip etkileşim atomun K, L, M ve N yörüngelerinde olabilir ve etkileşen fotonun enerjisi bu yörüngelerin bağlanma enerjisine eşit veya hafifçe fazladır. Fırlayan elektronun yönü gelen fotonun enerjisine bağlıdır. 50 keV gibi düşük enerjilerde elektron gelen fotonun yönüne göre oldukça büyük açılarda saçılır. Foton enerjisi arttıkça saçılma açısı azalır ve elektronlar daha çok gelen foton doğrultusunda saçılırlar (Şekil 2.5).

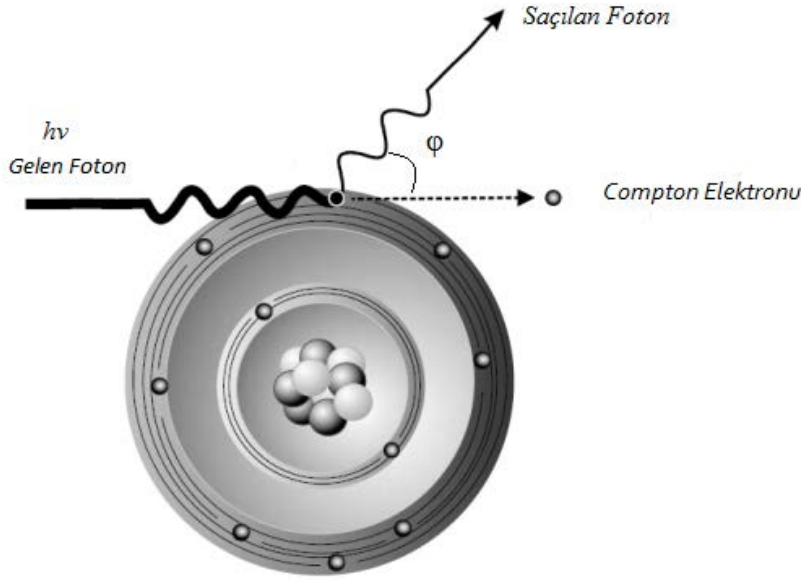
Fotoelektrik olayının olma olasılığı gelen fotonun enerjisine; fotoelektrik olay sonucu enerjinin absorblanması ise ortamın atom numarasına bağlıdır. Fotoelektrik olay sonucu absorblanma, maddenin atom numarasının küpü Z^3 ile orantılı iken gelen fotonun enerjisinin küpü E^3 ile ters orantılıdır. Yağ, kas ve kemik dokularının atom numaraları arasındaki farklılık, etkileşmede dokular arasındaki X-ışını absorpsiyonunda farklılık yaratır. Ortamdan geçen ve film (veya detektör) üzerinde kararmaya (veya uyarılmaya) neden olan ışın miktarı da her bir doku için farklılaşmış olur. Bu farklılık tanı amaçlı direkt grafi ve bilgisayarlı tomografi (BT)'de kullanılan X-ışını enerjilerinde (50-150 kV) yüksek kontrastlı görüntüleme sağlar (Uzal vd. 2013).



Şekil 2.6. Fotoelektrik olay (Powsner vd. 2013)

2.2.2.2. Compton olayı

Compton olayında; gelen fotonun enerjisinin bir kısmı, çekirdeğe en zayıf bağlı olan dış orbital elektronlarından birine aktarılır ve atomdan elektron fırlatılır (Compton elektronu). Foton enerjisi azalmış ve yön değiştirmiş bir şekilde yoluna devam eder (Uzal vd. 2013) (Şekil 2.7).



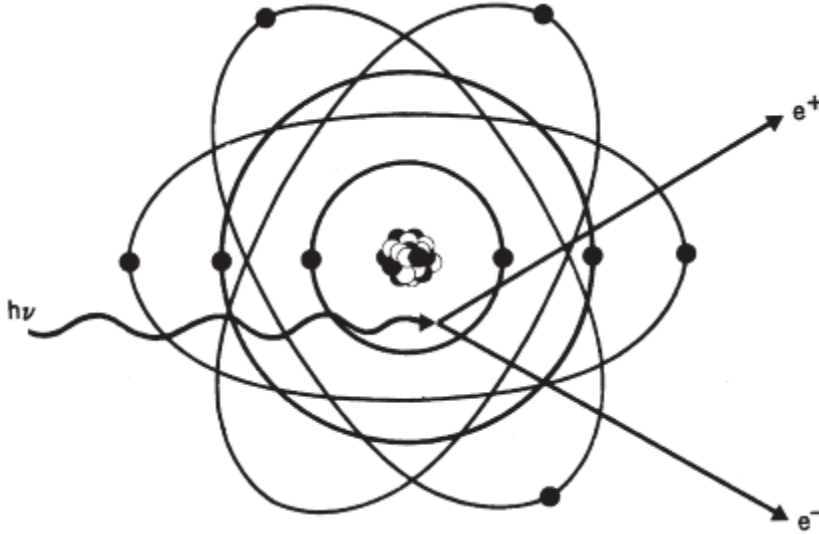
Şekil 2.7. Compton Olayı (Powsner vd. 2013).

Bu olayda elektronun bağlanma enerjisi; gelen fotonun enerjisinden çok düşük olduğu için ihmal edilebilir (bu nedenle dış orbital elektronları ‘serbest’ elektron olarak adlandırılır). Compton saçılmasından sonra saçılan elektronun enerjisi gelen fotonun enerjisinden, Compton elektronun kazandığı kinetik enerji (hız) kadar azalmış olur. Compton olayı, enerji ve momentumun korunum yasalarına uygun olarak gerçekleşen iki parçacık arasındaki çarpışma ile benzerlik gösterir. Rapyoterapide kullanılan megavoltaj (MV) X-ışını enerji seviyelerinde Compton olayı baskındır. Bunun nedeni gelen fotonun enerjisinin, en yüksek bağlanma orbitalinin enerji seviyesinin (su için 13,6 eV, yumuşak dokuda ortalama 500 eV) üstündeki enerjilerde olması halinde, fotoelektrik etkileşimin giderek azalması ve çift oluşumun başladığı 1,022 MV seviyesine kadar foton ile etkileşimin serbest elektronlarla olmasıdır. Compton olayı, fotoelektrik olayının aksine maddenin atom numarasından bağımsızdır ancak meydana gelme olasılığı maddenin elektron yoğunluğuyla (gram başına elektron sayısı) kadar artar. Elektron yoğunluğu neredeyse tüm madde ve dokular için aynı değerdedir. Çünkü hidrojen atomu hariç, N/Z oranı (ağır metallerde hafifçe artmakla birlikte) ikidir. Hidrojen atomunun ise sadece 1 olduğu için (N/Z=1) elektron yoğunluğu geriye kalan atomlarından 2 kat fazladır. Bedenimizde en yüksek miktarda su molekülü dolayısıyla hidrojen atomu bulunduğu ve hidrojenin elektron yoğunluğunun diğerinin 2 katı olmasından dolayı, Compton etkileşimi en fazla hidrojen atomu ile olur.

2.2.2.3. Çift Oluşum

Gelen fotonun enerjisi 1,022 MeV’den büyükse foton, ortamlarla ‘çift oluşumu’ olayıyla etkileşebilir (Şekil 2.8). Çift oluşumu olayında; gelen foton, çekirdeğin güçlü elektromanyetik alanıyla etkileşerek tüm enerjisinin bir elektron-pozitron çifti oluşturmak için harcar ve Einstein’ın formülüne ($E=mc^2$) uygun olarak enerji maddeye dönüşür. Elektronun veya pozitronun durgun kütle enerjisi 0,511 MeV ($mc^2=0,511$ MeV) olduğu için eşit kütleye sahip bu 2 parçacığın oluşmasını gerçekleştirecek

fotonun enerjisi (eşik enerji) en az 1,022 MeV olmalıdır. Geri kalan enerji oluşan parçacıklara kinetik enerji (çekirdekten fırlatılma hızı) olarak aktarılır. Çift oluşum olayının olma olasılığı 1,022 MeV üzerindeki foton enerjisi (E) ve etkileşen maddenin atom numarasının Z^2 ile artar. Çift oluşum sonucu oluşan pozitron, ortamda tıpkı bir elektron gibi etkileşimde bulunarak enerjisini kaybeder. Sonunda yavaşlayan pozitron, karşıt parçacığı olan bir elektronla birleşerek yok olur (anihilasyon) ve kütleleri elektromanyetik radyasyon olarak enerjiye dönüşür. Bu olay sonucu enerjileri 0,511 MeV olan iki gama ışını oluşur. Momentum korunumundan dolayı, oluşan iki fotonun açıları birbirine 180^0 zıt yöndedir (Uzal vd. 2013).



Şekil 2.8. Çift oluşum (Powsner vd. 2013)

2.3. Radyasyonun Tıpta Kullanımı

Röntgen'in 1895 yılında vakum altındaki Crookes tüpünde katod ışınları üzerinde çalışırken X-ışınlarını keşfetmesi ve çektiği ilk radyografi ile eşinin elini görüntülemesi, tıp bilimi ve dolayısı ile insan sağlığı açısından bir devrim niteliğinde idi. X-ışınlarının keşfinin üzerinden bir yıl dahi geçmeden 1896'da Grubbe nüksetmiş meme kanserli bir hasta üzerinde ilk X-ışını tedavisini uyguladığını bildirmiş ve ilerleyen yıllarda X-ışını ile tedavi çalışmaları devam etmiştir.

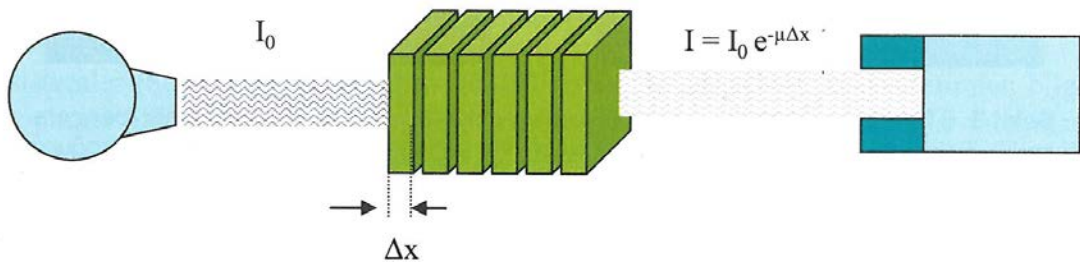
İlk MV X-ışını cihazı olan Betatron 1940'ta, ilk kobalt-60 (Co-60) cihazı 1951'de üretilmiştir. İlk lineer hızlandırıcı cihazı ise 1953'te Londra Hammersmith hastanesinde kurulmuştur. 1968'te Gamma-knife cihazı ile stereotaktik radyocerrahi yapılmaya başlanmıştır. 1971'de BT, 1973'te Manyetik Rezonans Görüntü (MRG), 1976'da fluorodeksiglukoz (FDG) kullanılan pozitron emisyon tomografi (PET) ve daha sonra PET/BT aygıtları görüntülemeye yeni bir dönem açmıştır. Radyoterapi'de (RT) BT simülatör kullanılarak 3 boyutlu doz planlama bilgisayarları geliştirilmiş, linak cihazlarında çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı ile önce konformal, daha sonra yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRRT)

tedavilerine geçilmiştir. 2000'li yıllarda ise Tomoterapi ve Cyberknife cihazları kullanıma girmiştir (Uzal vd. 2013).

2.3.1. Bilgisayarlı tomografi

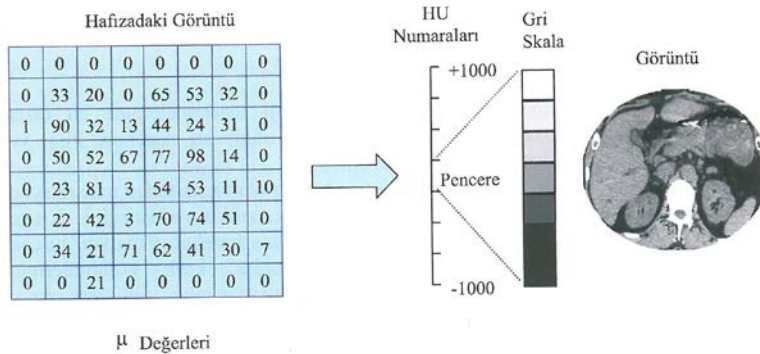
BT, halen radyoloji incelemelerinde en fazla kullanılan görüntüleme tekniklerinden bir tanesi olup, bu sistemin PET ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografiye (SPECT) integrasyonu önemini daha da arttırmıştır.

BT sistemi, klasik X-ışını incelemelerine benzer olarak hastadan transmisyon görüntülerinin elde edilmesine yarar. Bir gantride karşılıklı yerleştirilmiş x-ışın tüpü ve detektör dizisi, hasta yatağı çevresinde dönme hareketi yaparken bir çok açıda elde edilen görüntüler, yani projeksiyonlar, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır. Her projeksiyonu oluşturan ışınlar geçtikleri ortam boyunca azalima uğrayarak detektör tarafından algılanırlar, detektör tarafından ölçülen her ışının değeri kat ettiği yol boyunca uğradığı toplam soğurulma miktarıdır (Şekil 2.9).



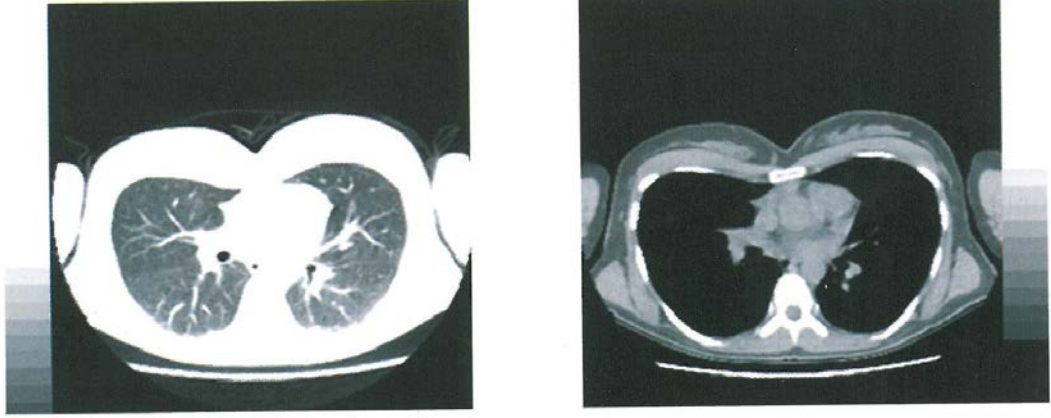
Şekil 2.9. Detektör tarafından ölçülen her ışının toplam soğurulma miktarı (Bor 2009)

Bu projeksiyonlar kullanılarak elde edilen kesit görüntüleri ise azalım katsayılarının (μ) dağılımıdır ve bu dağılım daha sonra BT numaralarına (Hounsfield Units: HU) dönüştürülerek görüntülenir (Şekil 2.10). BT'nin önemli bir üstünlüğü dar bir obje kontrast aralığındaki HU değerlerinin geniş bir gri skalaya yansıtılarak yumuşak dokulara ait bilgilerin yüksek kontrastta göstermesidir (Şekil 2.11).



Şekil 2.10. X-ışını azalım katsayılarının (μ) BT numaralarına dönüştürülmesi (Bor 2009)

Şekil 2.10’da gösterildiği gibi kesit görüntüleri azalım katsayılarından oluşur. Bu katsayılar daha sonra HU değerlerine çevrilir. Görüntülemenin amacına bağlı olarak belirli bir HU aralığı istenilen gri seviyede gösterilir. Şekilde rakamlar keyfi alınmış olup gerçek μ değerlerinin temsil etmemektedir.



Şekil 2.11. Yüksek kontrastta görüntünün gösterilmesi (Bor 2009)

Şekil 2.11’de gösterildiği gibi BT’de HU numaralarının dar bir aralığı geniş bir gri seviye ile gösterilir. Solda sadece yumuşak dokulara ait bilgiler sağda ise aynı kesitte, yüksek soğurma katsayısı dolayısıyla HU numaraları daha büyük olan kemik detayları gösterilmektedir (Bor 2009).

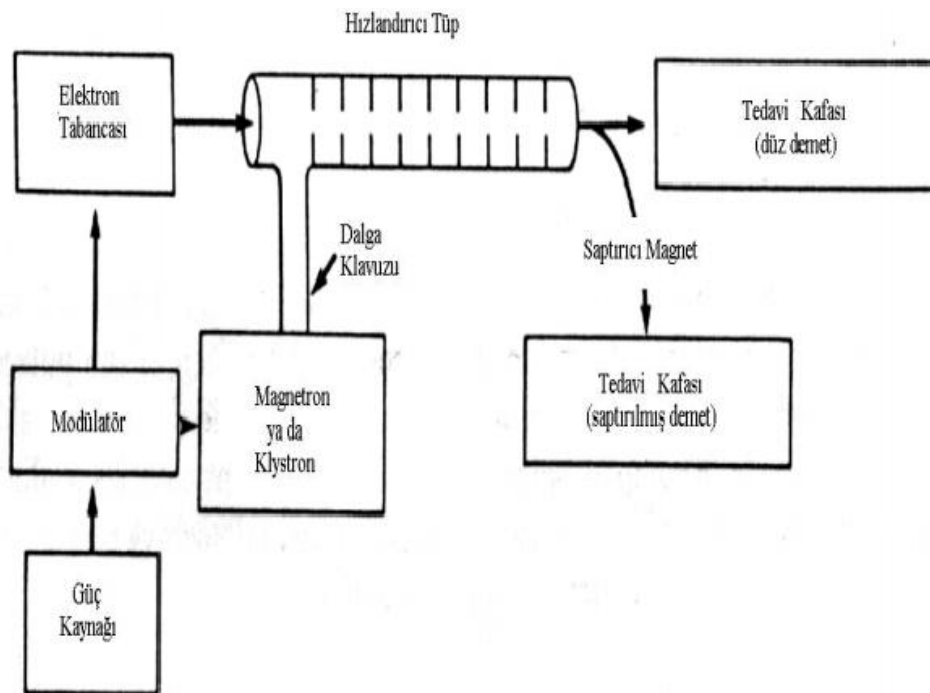
2.3.2. Lineer hızlandırıcı

Lineer hızlandırıcı cihazı, elektron gibi yüklü parçacıkları lineer hızlandırıcı bir tüp vasıtasıyla yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan bir cihazdır. Yüksek enerjili elektronlar, yüzeysel tümörleri tedavi etmek için kullanılabilmesinin yanı sıra derin yerleşimli tümörleri tedavi etmek için bir hedefe çarptırılarak x-ışını üretimi yapılabilir.

Çeşitli lineer hızlandırıcı tasarımları vardır ancak radyasyon terapide kullanılanlar; elektronları, frekansı ortalama 3.000 MHz olan hareketli veya duran elektromanyetik dalgalar kullanarak hızlandırırlar. Hareketli veya duran dalga hızlandırıcılarının farkı, hızlandırıcının yapısındaki farklılıktır. İşlevsel olarak, hareketli dalga hızlandırıcıları, yapının sonundaki artık kuvveti soğurabilir. Böylece geri yansıyan dalgayı önlemiş olur. Duran dalga yapıları, yapının sonunda dalgaların maksimum yansımaları sağlayarak ileri ve geri dalgalarla duran dalgaları oluşturur. Duran dalga tasarımında mikrodalga gücü, ışın bölgesi yerine hava boşluklarındaki yapıya bağlanmıştır. Böyle bir tasarım hareketli dalga tasarımlarından çok daha verimlidir. Bununla birlikte, daha pahalıdır ve yansımaların güç kaynağına ulaşmasını

önlemek için güç kaynağı ve yapı arasında bir sirkülator (veya izolator) kurulması gerekir.

Şekil 2.12 medikal lineer hızlandırıcının ana bileşenleri ve yardımcı sistemlerini göstermektedir. Bir güç kaynağı, sinyal oluşturan şebekeyi ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir anahtar tüpünü içeren modülatöre doğru akım (DC) gücü sağlar. Modülatör bölümündeki yüksek voltajlı sinyaller, birkaç mikrosaniyelik sürenin DC sinyalleridir. Bu sinyaller, Magnetron ve Klystron'a gönderilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikrodalga sinyalleri, hızlandırıcı tüpüne bir dalga kılavuzu sistemi vasıtasıyla enjekte edilir. Doğru zamanda, bir elektron tabancası tarafından üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüpüne enjekte edilir.



Şekil 2.12. Lineer hızlandırıcı (Khan 2003)

Hızlandırıcı yapısı (veya hızlandırıcı dalga kılavuzu), iç kısmı çeşitli delik ve aralıklarla bakır disklere veya diyaframlara bölünmüş bakır borudan oluşur. Bu bölüm yüksek vakum ile boşaltılır. Elektronlar yaklaşık 50 kilo elektronvolt'luk (keV) başlangıç enerjisi ile hızlandırıcı yapısına enjekte edildiğinde, elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanı ile etkileşime girer. Elektronlar, ivmelenerek sinüzoidal elektrik alanından enerji kazanırlar. Yüksek enerjili elektronlar hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıkarken, yaklaşık 3 mm çapında ince demet şeklindedirler. Nispeten kısa hızlandırıcı tüplü düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda (6 MV'e kadar), X-ışını üretimi için elektronların düz devam edip bir hedefe çarpmalarına izin verilir. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı yapısı çok uzun ve yatay veya yataya göre belli bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ile hedef arasında uygun bir açıda (genellikle yaklaşık 90 veya 270 derece) bükülür. Elektron

demetinin hassas bükülmesi, bükme mıknatısları, odaklama bobinleri ve diğer bileşenlerden oluşan demet taşıma sistemi ile gerçekleştirilir (Khan 2003).

2.3.3. Kilovoltaj geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi

Son yıllarda kilovoltaj geniş huzmeli BT (kV-GHBT), RT'de lokalizasyon ve hasta takibi için önemli bir araç haline gelmiştir. Geleneksel BT, (0,06-2,4 cm genişliğinde) ince kesitlerde görüntüler elde etmek için fan demet şekilli X-ışını kullanmaktadır. Tersine kV-GHBT, nispeten yavaş bir gantri rotasyonu ile, 14-26 cm genişliğinde görüntü elde ederken konik demet şekilli x-ışını kullanır. kV-GHBT görüntülerini elde etmek için, algılayıcı floroskopi modundayken birçok görüntü elde eder (örneğin derece başına 2 adet görüntü) ve yazılım vasıtasıyla hacimsel görüntünün oluşumu sağlanır. Görüntüleme panellerinin yüksek uzaysal çözünürlüğü sayesinde, kV-GHBT'ler, millimetre altı izotropik voksellerle yeniden oluşturulabilir. kV-GHBT tüpü ve algılayıcı paneli, lineer hızlandırıcı tedavi kafasına göre ortogonal olarak monte edilmiştir. kV-GHBT tanısal görüntüleme kalitesi iyi olmasa da; kemik, bazı anatomik bölgeler ve yumuşak doku görüntülemesi için yeterli görüntüler üretir. kV-GHBT görüntü dozu, görüntüyü elde etme tekniğine göre oldukça çeşitlilik gösterir. Doz aralığı, görüntü başına 0,2-2 cGy olarak literatürde rapor edilmiştir (Islam vd. 2006; Amer vd. 2007; Ding vd. 2010). kV-GHBT görüntü kalitesi; uzun süren çekim süresinden dolayı hareket bulanıklığı, volumetrik görüntü elde edilmesinden ötürü radyasyonun saçılması ve görüntü hatalarından ötürü geleneksel BT ile karşılaştırıldığında sınırlıdır (Bissonnette vd. 2011).



(a)



(b)

Şekil 2.13. GHBT kapasiteli kV görüntüleme sistemleri ile donatılmış doğrusal hızlandırıcılar a) XVI ile Elekta Synergy®; b) Varian 21EX ile OBI (Lehmann ve Skubic 2009)

2.3.4. Elektriksel portal görüntüleme cihazı

Tarihsel olarak portal görüntüleme, radyoterapi film kasetleriyle gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.14). Konvansiyonel portal film sistemlerinde bir film tabakası, bir ön metal tabaka (~ 1 mm bakır tabaka) ile arka plastik veya metal tabaka arasına sıkıştırılırdı. Ön metal plaka, gelen x-ışınlarını algılayarak filmi ortaya çıkaran yüksek enerji elektronlarına bir doz oluşum bölgesi görevi görür. Buna ek olarak bu ön katman, saçılan ikincil radyasyonu engellemek için kullanılır; aksi takdirde kontrast kaybına sebep olur. Arka plaka, elektron geri saçılım malzemesi olarak işlev görür. Arka plaka ayrıca görüntü kalitesi korumasına yönelik film, ile etrafını saran materyallerin bağlantısını sağlamaya da yardımcı olur.



Şekil 2.14. Radyoterapi film kaseti. Bu cihazlar genel olarak 35 cm × 43 cm × 1.4. cm boyutlarına sahiptir (Antonuk 2002)

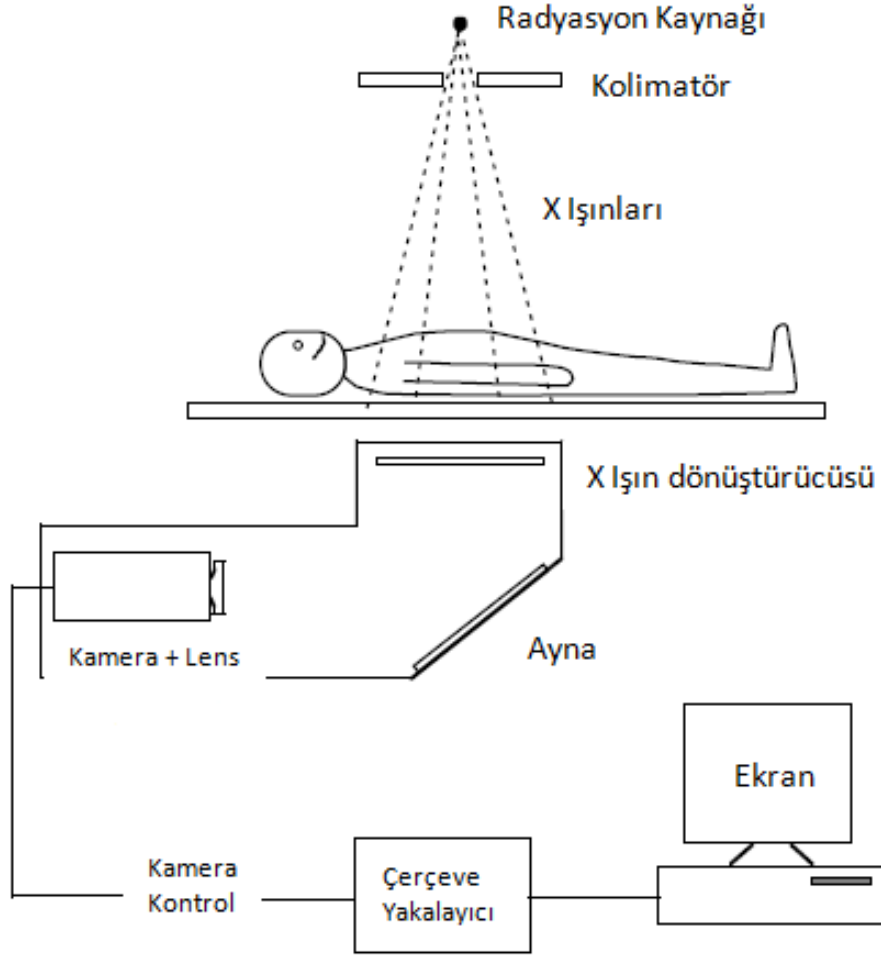
Port filmlerdeki en önemli kısıtlamalar:

- İşleme için gerekli süre nedeniyle görüntüleme gecikir.
- Her tedavi öncesi port film yapılması pratik değildir.
- Film görüntüsü kalitesi özellikle 6 MV'dan büyük foton enerjileri için kötüdür.

Elektronik portal görüntüleme (EPID), portal görüntülerin görüntülenmesini anında gerçekleştirerek ilk iki problemin üstünden gelir. Örneğin; görüntüler tedavi sürecinin hemen öncesinde bilgisayar ekranında görüntülenebilir. Portal görüntüleri ayrıca daha sonra görüntülemek için bilgisayarda kayıt edilebilir.

EPID cihazları oldukça çeşitlilik göstermektedir. Bu sistemlerin bir çoğu video tabanlıdır; hastadan geçen ışın, 45 derecelik bir ayna kullanarak bir video kamerayla

görülen metal flüoresan bir ekran çarpar (Şekil 2.15). Kamera, video görüntüsünün sayısallaştırılması için bir mikrobilgisayarla arabirime bağlanmıştır (Khan 2003).



Şekil 2.15. X-ışını dedektörü (fosforlu ekran) ile kamera tabanlı bir EPID'in şematik gösterimi (Antonuk 2002)

EPID'lerin bir başka sınıfı, detektör olarak kullanılan bir sıvı iyon odacıkları matrisinden oluşur (Herk ve Meertens 1998). Görüntülemenin yanı sıra, bu cihazın bir başka potansiyel kullanımı çevrimiçi hasta dozunun izlenmesidir.

Başka bir EPID tipi, katı-hal detektör kullanmaktadır. Bir diğeri, fotodiyotlara bağlı doğrusal bir dizi çinko tungstatı parlatma kristalleri kullanmaktadır.

Keşfedilen EPID'lerin çeşitliliği yeni EPID'leri geliştirmek için kullanılmaktadır. Örneğin, Varian Medikal Sistemleri amorf silikon (a-Si) teknoloji tabanlı bir dizi görüntü detektörü geliştirilmiştir. Bu ünite bir sintilatör radyasyon demetini görünür fotonlara dönüştürür. Işık, amorf silikon panel üzerine yerleştirilen bir dizi fotodiyot ile tespit edilir. EPID'in hassas bölgesi, 40 x 30 cm², 512 x 384 piksel ve

uzaysal çözünürlük 0.78 mm'dir. Okuma görüntüsü yaklaşık 200.000 piksele sahiptir (Khan 2003).

2.3.5. Görüntüleme fantomları

1980'lerden bu yana, kişi başına radyasyona maruz kalma neredeyse iki katına çıktı. Bunun nedeni, büyük ölçüde teşhis ve girişimsel tıbbi prosedürlerin artan kullanımınıdır. Görüntüleme sistemleri, hemen hemen her koşulda bir hastayı etkili bir şekilde teşhis etmek için popüler bir araç haline gelmiştir. Bununla birlikte, bu artan maruz kalma, medikal görüntüleme prosedürleri ile ilişkili risklerle ilgili pek çok endişeyi artırmıştır. Gerekli bilgiyi toplamak için gereken görüntü kalitesini korurken hastaya verilen dozun en aza indirgenmesi mümkündür. Dozimetrik fantomlar dozu değerlendirirken, görüntü sistemlerinde kullanılan fantomlar görüntü kalitesinin değerlendirilmesini sağlar.

Tıbbi görüntüye bir nesnenin görünüp görünmeyeceğini belirleyen bir takım faktörler vardır. Basit bir radyografiden BT taramasına kadar yapının ve çevreleyen materyalin boyutu, şekli ve radyasyon emilimi özellikleri yapının görülüp görülemeyeceğini etkiler. Bir sistemin performansının değerlendirmesi onun uzaysal çözünürlüğünün niceliğidir.

Fantom materyalleri, ilgili dokuları doğru görüntülemek için uygun seçilmelidir. Etkili bir görüntü elde edebilmek için, bir fantomda en azından iki tane materyal gereklidir. Görüntüleme fantomların nispeten basit geometrileri vardır ve birçok görüntüleme modülüne sahiptir.

Birçok görüntüleme prosedüründe, daha gerçekçi görüntüler sunan fantomlara sahip olmak istenir. Sonuç olarak, insan vücudu bölgeleri şeklinde ve oldukça detaylı iç anatomiyi de içeren insan dokusu eşdeğerinde fantomlar vardır. Bu fantomların iç anatomisi, dozimetride kullanılan fantomlardan çok daha gelişmiştir. Su ve kas dokusu arasındaki fark, radyoterapide kullanılan MV enerjilerde nispeten düşüktür ancak görüntüleme için kullanılan kV enerjilerde oldukça fark edilebilir (DeWerd 2014).

2.4. DICOM ile Veri İletişimi

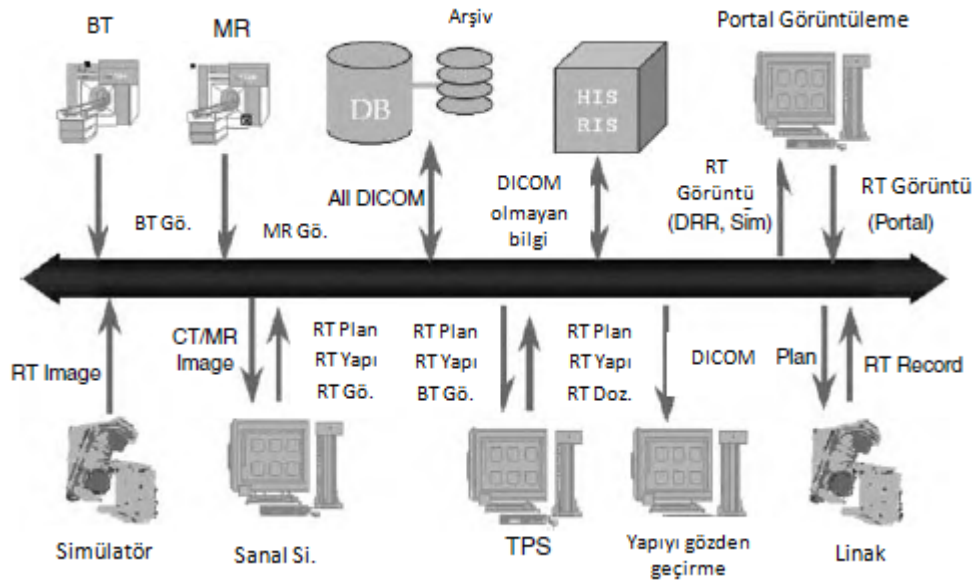
Bir departmanda kullanılan tüm donanım tek bir yazılım tedarikçisinden gelmiyorsa, görüntü ve diğer verilerin farklı bilgisayar sistemleri arasında farklı yazılımlar tarafından yorumlanabilecek şekilde aktarılabilmesi şarttır. DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) standardı standart bir format sağlamayı ve bu tür veri aktarımı için standart olarak genel kabul görmeyi hedefliyor. Veri aktarımı için RT gereksinimleri DICOM standardı bağlamında değerlendirilmektedir.

2.4.1. Tanı görüntü verilerine uygulanan DICOM

Radyoterapi tedavi planlamasında bir takım farklı kaynaklardan alınan görüntü verileri kullanılır. Veri kaynakları BT, MRG, PET, SPECT, ultrason ve planar röntgen görüntülerini içerir. DICOM standartının en gelişmiş kısmı, BT verileriyle ilgili olmaktadır. DICOM görüntü formatı hasta ismi, görüntü tanımlama, görüntünün tipi ve formatı hakkındaki detaylar hakkında bilgiler içerir. Bir BT veri kümesinin her kesiti, genellikle dosya uzantısı dcm veya img olan ayrı bir dosya olarak saklanır.

2.4.2. Radyoterapi Veri Objeleri

Şekil 2.16'da tedavi planlamanın farklı evrelerindeki DICOM veri transferini göstermektedir. Ayrıca bir DICOM yazıcısı bu şekle eklenebilir. Cihazlar arasındaki veri aktarımı, onların özellikle kurulduğunu gösteriyor.



Şekil 2.16. DICOM veri transferi (Aird vd. 2007)

DICOM standardı radyoterapide bilgisayar sistemleri arasındaki birlikte çalışabilirliği artırmak için bir yöntem sunmaktadır (Aird vd. 2007).

2.5. Görüntü Kalitesi Parametreleri

2.5.1. Geometrik Hassasiyet

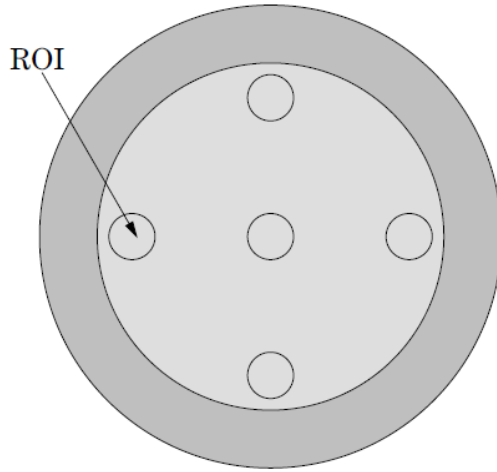
GHBT'nin değeri, hastaların anatomisini üç boyutlu olarak tanımlama yeteneğine bağlıdır. Bu bağlamda, görüntülerdeki yapıların uzaysal ilişkisi ile gerçek yapıların uzaysal ilişkisi uyumlu olmalıdır. Ayrıca, radyoterapi uygulamalarında görüntü merkezi ile tedavi merkez uyumu tam olarak sağlanmalıdır. Bu nedenle, GHBT'nin geometrik kalibrasyonunun düzenli olarak kontrol edilmesi önemlidir.

Genel olarak GHBT cihazının geometrik hassasiyeti için iki özelliği kontrol edilmelidir;

- Geometrik doğruluk: Lineer hızlandırıcı sistemi ile kV görüntüleme sistemlerinin eşmerkez konumunun görüntü üzerinde hizalamasının sağlanması testidir.
- Doğrusallık: GHBT aracılığı ile elde edilen 3 boyutlu görüntüler ile cisim arasındaki uzaysal ilişkinin birebir eşleşmesi gerçekleştirilir.

2.5.2. Düzgünlük

Düzgünlük, GHBT cihazının homojen bir cismi pozisyonuna bağlı olmadan ortalama piksel değeriyle görüntülemesinin bir ölçüsüdür.



Şekil 2.17. Görüntü Düzgünlük Modülü

Aynı yapının görüntüsünün her yerinde görüntü kalitesi aynı olmalıdır. RT'deki uygulamalar, görüntüdeki sayısal ölçümlere (örneğin; ortalama HU) dayanır. Görüntüde oluşabilecek düzensizlik, doz hesaplamalarını da etkilemektedir.

2.5.3. Gürültü

Homojen bir fantomun görüntüsünde belirlenen ilgili bir bölgenin (ROI) her bir piksel değerindeki dalgalanmalar, görüntüde gürültüyü ifade etmektedir. Görüntü gürültüsü, ilgilenilen yapıları maskeler.

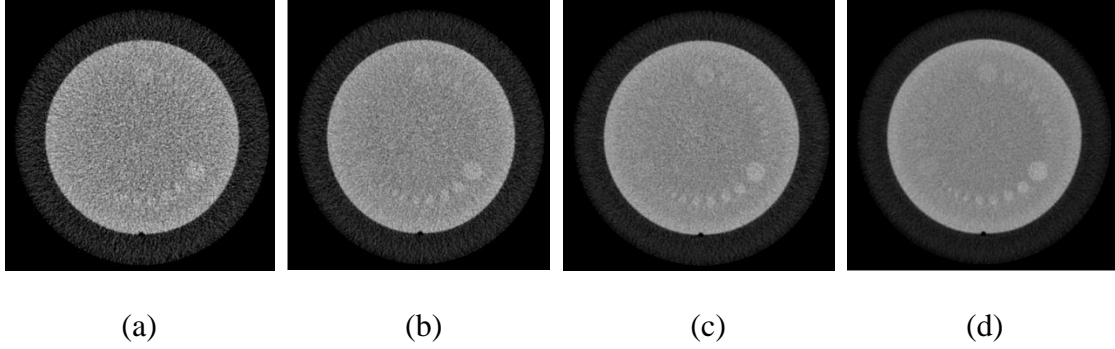
Gürültünün üç temel katkısı vardır:

- X-ışını yayınımlı olmamasına rağmen, sistem tarafından sinyal yakalanması elektronik gürültüyü ifade eder. Devrelerdeki karanlık akımlarla veya görüntü elde etme elektroniği mekanizmasıyla ilgili olabilir. Farklı piksel değerine, sabit

bir katkıyı ifade eder. Devre ve detektör tasarımını geliştirerek veya detektörlerde daha iyi bir soğutma sistemi kullanılarak düşürülebilir.

- Kuantum gürültüsü, radyasyonun stokastik doğasıyla ilişkili piksel değişkenlerini temsil eder ve Poisson dağılımı kullanılarak modellenilebilir. Kalite kontrol açısından gürültüye en önemli katkı budur.
- Yapısal gürültü, görüntüde aranan hedefle karıştırılabilecek nesnelere veya yapıları temsil eder. Bazı yapay dokular, yapısal gürültü olarak kabul edilebilir.

Görüntüyü elde etme ve yeniden yapılandırma parametreleri görüntüde gürültüyü düşürmek için ayarlanabilir. Örneğin, farklı kV ve mAs değerleri görüntülenmek istenilen bölgeye göre ayarlanabilir (Şekil 2.18). Şekil 2.18'de bir fantomun düşük kontrast modülü için mAs değerlerinin değişimine göre görüntüde gürültü gösterilmiştir. Gürültü azaldıkça objelerin görünürlüğü artmıştır. Görüntüde gürültü, mAs'nin kare köküyle azalmaktadır.

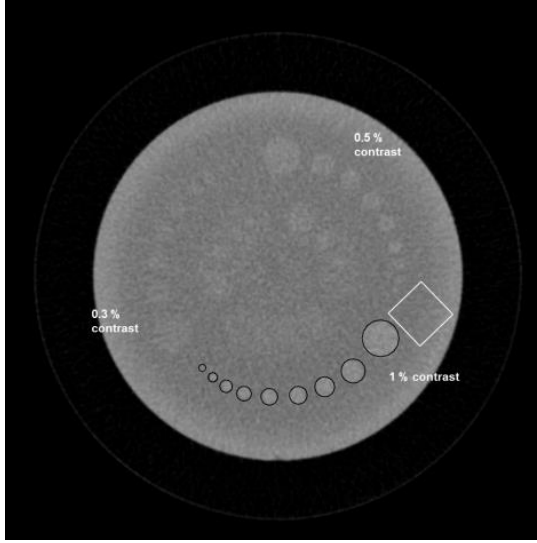


Şekil 2.18. Soldan sağa doğru 50, 100, 150, 200 mAs tüp akımıyla elde edilen bir fantomun görüntüleri ve hacimsel BT doz indeksleri ($BTDI_{vol}$) verilmiştir. a) Piksel gürültü=8.6 HU, $BTDI_{vol}= 5.7$ mGy; b) Piksel gürültü=5.9, $BTDI_{vol}= 11.3$ mGy; c) Piksel gürültü=3.9, $BTDI_{vol}= 22.6$ mGy; d) Piksel gürültü=2.8 HU, $BTDI_{vol}= 49.4$ mGy

Bu ölçümün amacı, görüntüdeki gürültü seviyesinin çok yüksek olmadığından emin olmaktır. Böylece, yapılardaki görünürlükten ödün verilmemiş olunur. Gürültü ölçümü ayrıca, başka görüntülerle karşılaştırma yaparak, X-ışını cihazının performansındaki başarısızlıkları da ortaya çıkartmak için basit bir yöntemdir.

2.5.4. Düşük kontrast çözünürlüğü

Düşük kontrast çözünürlüğü, bir sinyalin değeri onun arka plan değerine yakın olduğunda, sinyali arka plan değerinden ayırt edebilme değerini temsil eder.



Şekil 2.19. Subjektif kalite kontrolü için geleneksel bir fantom

Bir sinyalin belirli bir arka plana karşı mutlak kontrastı, bu bölgelerin her birindeki ortalama piksel değerlerinin farkıdır. Tümörler ve diğer patolojiler çoğunlukla, bazı kötü huylu davranışlara sahip organik dokudan oluşur. Bu nedenle, malign doku, arka plan ile hemen hemen aynı özelliklere sahiptir, özellikle X-ışınları için neredeyse aynı zayıflama katsayısına sahiptir. Ayrıca beynin farklı bölgeleri ve karındaki farklı organlar da benzer zayıflama özelliklerine sahiptir. Bir tümörün sınırlarını veya beyindeki bu farklı bölgeleri veya organlar arasındaki sınırları açıkça tanımlayabilmek önemlidir. Bu nedenle, X-ışını sistemlerinin birbirine çok benzer dokuları ayırt edebilmeleri ya da başka bir deyişle iyi bir düşük kontrast çözünürlüğe sahip olmaları gerekir (Gala vd. 2007).

GHBT sistemlerinde geniş huzmeli kolimatörler radyasyon saçılmasıyla ilişkilidir. Bunun sonucu olarak yumuşak doku ayırımında düşüş gerçekleşir (Siewerdsen ve Jaffray 2001). Bunların yanı sıra, düşük kontrast çözünürlüğü, hasta dozu ve X-ışın tüpünün kilovoltajıyla da bağlantılıdır (Dance vd. 2014). Düşük kontrast çözünürlüğündeki değişiklikler muhtemelen görüntüde gürültü ve düzensizlikten kaynaklıdır (Bissonette vd. 2009).

2.5.5. Uzaysal çözünürlük

Uzaysal çözünürlük, bilgisayarlı tomografiden veya GHBT'den elde edilen volumetrik veri kümesinde çözülebilen en küçük nesnenin boyutuna karşılık gelir. Genellikle santimetre başına çizgi çiftleri (lp/cm) olarak ifade edilir.

İki farklı yaklaşımla değerlendirilebilir:

- Farklı frekansları temsil eden yüksek ve düşük yoğunluklu materyallerin periyodik çiftleri ile uzaysal çözünürlük fantomunun gözlemlenmesiyle öznel bir

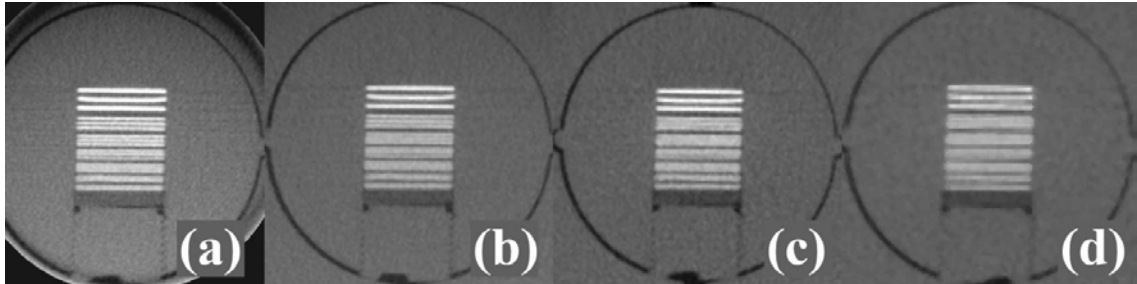
yöntem; gözlemcinin açıkça çözdüğü en yüksek uzaysal frekans, sınırlayıcı çözüm olarak kabul edilir.

- Modülasyon transfer fonksiyonun (MTF) değerlendirilmesiyle sayısal bir inceleme metodudur. MTF'in maksimum %50'sine karşılık gelen çizgi çiftleri değeri limit değeri belirtir.

Uzaysal frekansın değeri, odak nokta boyutu ve dedektör performansı gibi zamanla değişebilecek olan cihazın teknik özelliklerine bağlıdır. Uzaysal çözünürlük, GHBT'de özellikle üç tarama parametresinden etkilenir:

- Görüş alanı (Field of view: FOV). GHBT'lerin belirli sayıda görüş alanları vardır ve her biri voksel boyutu ve uzaysal çözünürlükle ilişkilidir.
- Projeksiyon görüntülerinin sayısı. Farklı dönüş süreleri veya kısmen veya tam rotasyon taramalarıyla elde edilen örneklerde, farklı projeksiyon görüntüleri sayısı seçilebilir.
- Yeniden yapılanma algoritması elde edilen görüntünün gürültüsünü ve uzaysal çözünürlüğünü etkiler.

Üç boyutlu arka projeksiyon ve görüntüyü elde etme sürecinin bir sonucu olarak, uzaysal frekans bir GHBT görüntüsünün hacminin içinde sabit değildir.



Şekil 2.20. Aynı dış GHBT ekipmanıyla ve farklı FOV ve farklı voksel boyutlarıyla elde edilen görüntü örnekleri: a) FOV 4x4, voksel 80 µm; b) FOV 6x6, voksel 125 µm; c) FOV 8x8, voksel 160 µm; d) FOV 10x10, voksel 250 µm (Gala vd. 2007)

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. Lineer hızlandırıcı

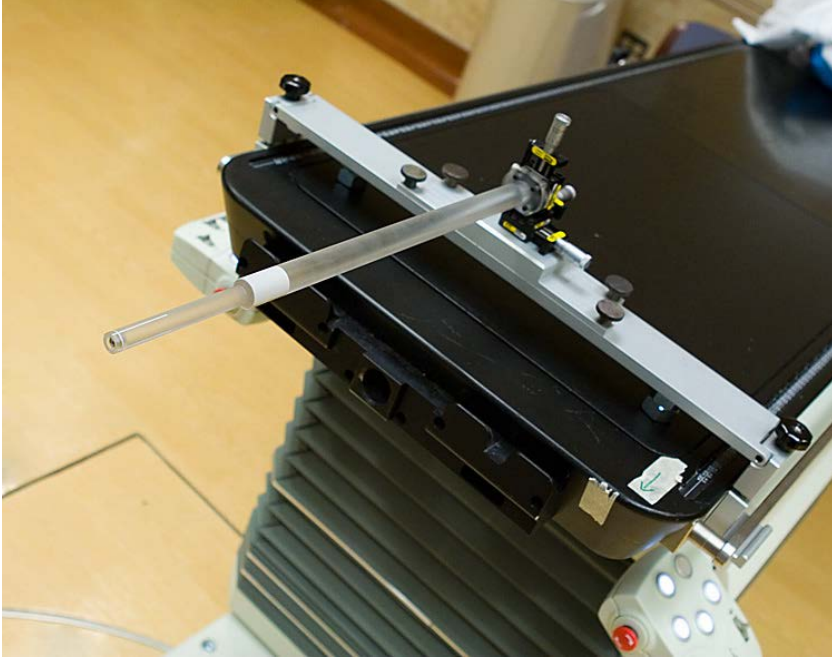
Çalışmada 4, 6, 8, 9, 12 ve 15 MeV elektron enerjilerinin yanı sıra 6 MV, 6 MV FFF (düzleştirici filtre içermeyen), 10 MV, 10 MV FFF ve 18 MV foton enerjileri üretebilen Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır (Şekil 3.1). Doz hızları 6 MV FFF için 1400 MU (Monitor Unit)/dk ile 10 MV FFF için 2400 MU/dk kadar çıkabilmektedir. Eşmerkezdeki maksimum alan genişliği $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. Cihazın kolimatör yapısında 80 çift lif bulunmaktadır ve liflerin eşmerkezdeki genişliği 5 mm'dir. Liflerin sızıntısı yaklaşık 0.5'tir (Narayanasamy vd. 2016).



Şekil 3.1. Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı

3.1.2. Ball Bearing fantom

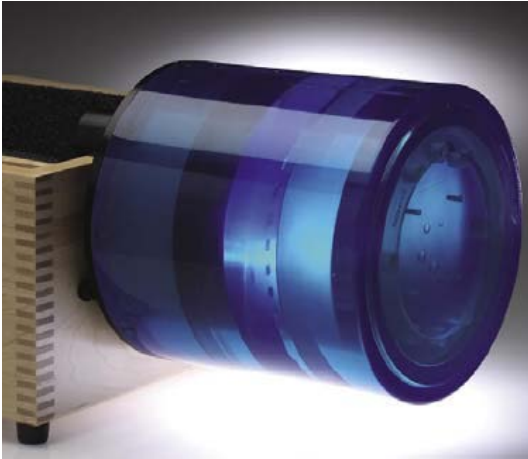
Çalışmada kV görüntüleme sistemi ile MV tedavi sisteminin eşmerkez hizalaması için ball-bearing fantom kullanılmıştır (Şekil 3.2). Bu fantom, ucunda 8 mm çapında çelik bir bilye bulunduran uzun plastikten yapılmıştır. Çelik bilyenin konumu 0,01 mm'lik artışlarla düzenlenebilmektedir.



Şekil 3.2. Ball bearing fantom (Lehmann vd. 2007)

3.1.3. Kalibrasyon fantomu

Çalışmadaki kalite kontrol testleri Catphan 503 fantomu kullanılmıştır (Şekil 3.3). Catphan 503 fantomu üç farklı bölümden oluşmuştur ve bu bölümler doğrusallık, düzgünlük, gürültü, düşük kontrast çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlük testlerini gerçekleştirebilmek için özel olarak tasarlanmıştır.



Şekil 3.3. Catphan 503 fantomu (Catphan® 503 2016)

3.1.4. Python programlama dili

Python, genel amaçlı programlama için yorumlanmış yüksek seviyeli bir programlama dilidir. Python özellikle önemli boşluklar kullanarak kod okunabilirliğini

vurgulayan bir tasarım felsefesine sahiptir. Hem küçük hem de büyük ölçeklerde net programlamayı sağlayan yapılar sağlar.

Python, dinamik tip bir sistem ve otomatik bellek yönetimine sahiptir. Nesne yönelimli, zorunluluklu, işlevsel ve prosedürel olmak üzere çoklu programlama paradigmalarını destekler ve büyük ve kapsamlı bir standart kütüphaneye sahiptir.

Python açık kaynaklı bir yazılımdır ve bu çalışmada Modülasyon Transfer Fonksiyon (MTF) verilerini elde etmek için kullanılmıştır (Gutttag 2016).

3.1.5. ImageJ programlama dili

ImageJ, Ulusal Sağlık Enstitüleri'nde geliştirilmiş kamuya açık Java tabanlı bir görüntü işleme programıdır. ImageJ, Java eklentileri ve kaydedilebilir makrolar aracılığıyla genişletilebilirlik sağlayan açık bir mimari ile tasarlanmıştır. Özel satın alma, analiz ve işleme eklentileri, ImageJ'in yerleşik editörü ve bir Java derleyicisi kullanılarak geliştirilebilir. Kullanıcı tarafından yazılan eklentiler, üç boyutlu canlı hücreli görüntülemeye radyolojik görüntü işlemeye, çoklu görüntüleme sistemi ile veri karşılaştırmalarından otomatik hematoloji sistemlerine kadar birçok görüntü işleme ve analiz problemini çözmeyi mümkün kılar. ImageJ'in eklenti mimarisi ve yerleşik geliştirme ortamı, görüntü işleme öğretmek için popüler bir platform haline getirmiştir.

ImageJ için kaynak kodu serbestçe kullanılabilir (Schneider vd. 2012).

3.1.6. Görüntüleme sistemi

Görüntüleme sistemi (XVI), 3 boyutlu görüntü verisini düşük görüntüleme dozlarıyla eşzamanlı olarak alır ve yeniden yapılandırır. Bu hassasiyet, izotropik milimetre altı çözünürlüğü olan görüntü kalitesiyle doğru bir şekilde tekrarlanabilir. Lineer hızlandırıcı sistemine entegre edilmiş olan XVI, tedavi öncesi hastanın 3 boyutlu görüntüsünü elde edebilir. Bu, tümör veya iç organ hareketinden kaynaklanabilecek hedef pozisyonlama riskini düşürür. Buna ek olarak, hasta görüntüleme cihazından tedavi cihazına taşınmak zorunda kalmayacağı için tekrar pozisyonlamadan kaynaklanacak riskler de düşürülmüş olur.

3 boyutlu olarak planlama ve tedavi, 3 boyutlu doğrulamayı da gerektirir. XVI ayrıca ilk hasta kurulumu için stereoskopik görüntüler de sağlar. KV enerji aralığında bulunan X-ışınları, çok düşük dozlarda (0.2 cGy) yüksek kaliteli görüntüler üretir. Şekil 3.4'de baş ve boyunun Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılarak düzlemsel görünümde ön ve yan görüntüleri gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Baş ve boyunun Elekta marka Synergy model lineer hızlandırıcı kullanılarak düzlemsel görünümde ön ve yan görüntüleri (Elekta 2017)

3.2. Metot

Bu çalışmada Adana Şehir Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcı cihazı, XVI, ball-bearing fantomu ve Catphan 503 fantomu kullanıldı. Ayrıca çalışmada ImageJ ve Python programları kullanıldı.

Çalışmada ilk olarak ball bearing fantom ile kV görüntüleme sistemi ve MV tedavi sisteminin eşmerkez hizalaması testi için görüntüler alındı ve XVI yazılımıyla düzeltmeler gerçekleştirildi. GHBT cihazıyla Catphan 503 fantomunun görüntü kalite kontrolü için uygun olan görüntüleri elde edildi. Görüntüler XVI, ImageJ ve Python programlarıyla değerlendirildi. Çalışmada kullanılan kabul testleri American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 142, AAPM 179 ve Elekta firmasının önerilerine göre gerçekleştirilmiştir (Klein vd. 2009; Bissonette vd. 2009; Elekta 2016).

3.2.1. Geometrik doğruluk

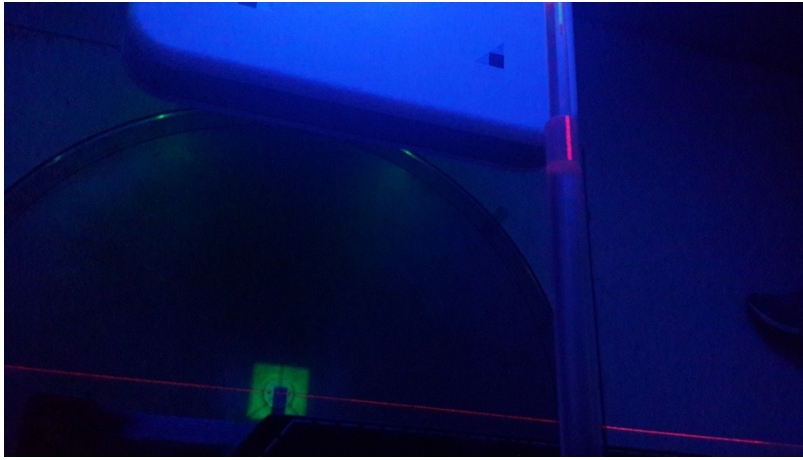
Bu test, ball bearing fantom ile kV görüntüleme merkezi ve MV tedavi sisteminin eşmerkezlerinin arasındaki farklılık öğrenilerek, yazılım vasıtasıyla düzeltilmesini sağlar. kV görüntüleme merkezi ile MV tedavi sisteminin 4 kardinal açıdaki uyumu ≤ 1 mm olmalıdır (Elekta. 2016).

Ball bearing fantomunun ucundaki 8 mm'lik çelik topun merkezi, MV tedavi sisteminin çapraz kıl merkezine göre 0° - 90° - 270° açılarda oturtuldu (Şekil 3.5). Aynı zamanda oda içerisinde bulunan lazerlere göre de kontrol ettiğimizde eşleştiğini görüldü (Şekil 3.6). MV tedavi sisteminin merkezini belirlemek için 4 kardinal gantri açıda ve potansiyel bir asimetric durumu da hesaba katmak için 0° - 180° kolimatör açılarında

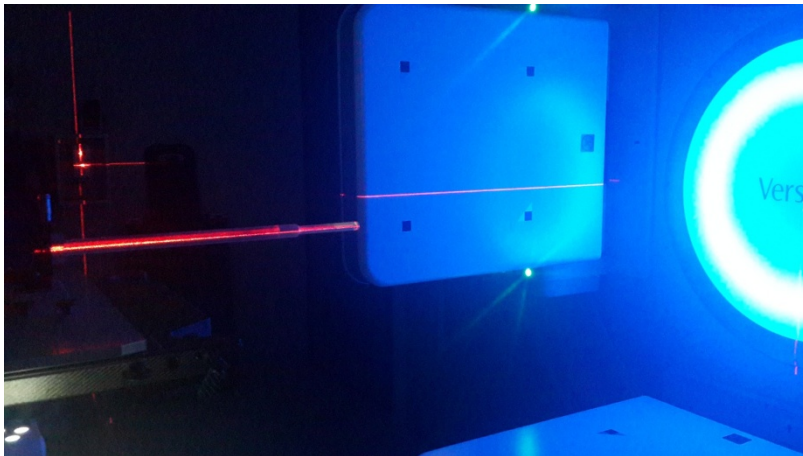
toplam 8 MV planar görüntü elde edildi. XVI yazılımı ile ball bearing fantomu ve MV tedavi sisteminin eşmerkez konumlarındaki sapmalar x , y , z koordinatları için hesaplandı. Ball bearing fantomunun konumu tekrar ayarlanarak görüntüler yeniden alındı.

İkinci adımda kV görüntüleme sisteminin merkezinden çelik topun merkezinin sapması belirlendi. 4 kardinal gantri açıda kV görüntüleme sistemi ile 4 görüntü alındı. Elde edilen görüntüler ile çelik topun merkezi ve kV görüntüleme sisteminin merkezi arasındaki farkın hesaplanmasında kullanıldı.

KV görüntüleme merkezi ile MV tedavi sisteminin eşmerkezleri arasındaki fark hesaplandı ve gösterildi.



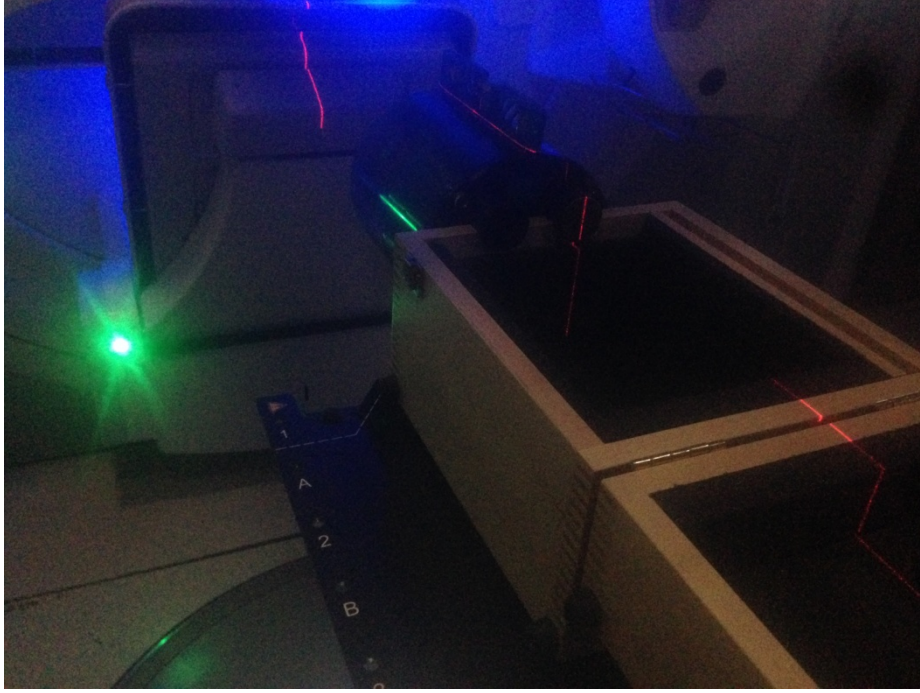
Şekil 3.5. Ball bearing fantomu – MV tedavi sistemi çapraz kıl merkezi sistemi gösterimi



Şekil 3.6. Ball bearing fantomu – oda içi lazer sisteminin eşleşmesinin gösterimi

3.2.2. Doğrusallık

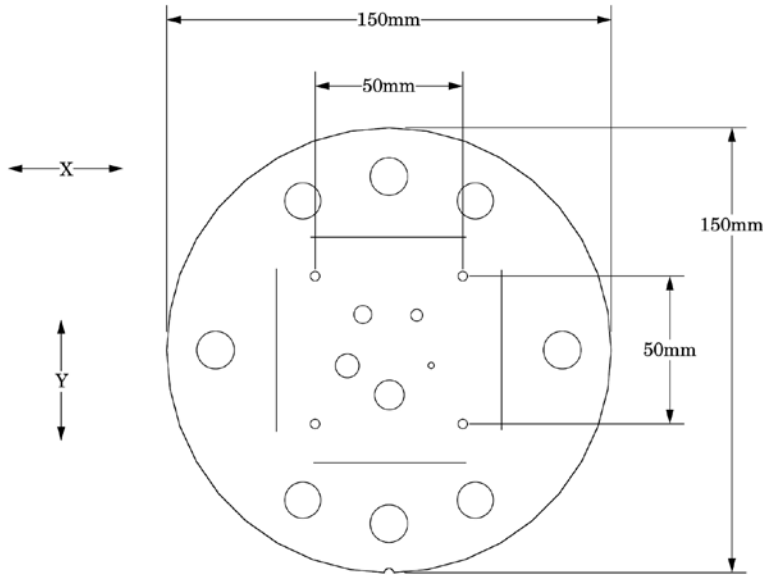
GHBT aracılığı ile elde edilen 3 boyutlu görüntüler ile cisim arasındaki uzaysal ilişkinin birebir eşleşmesi gerçekleştirildi. Tüm görüntü kalite kontrol testleri iç yapıları iyi bilinen Catphan 503 fantomuyla gerçekleştirildi. Şekil 3.7’de Catphan 503 fantomu ile görüntü kalite kontrolü için kurulum düzeneği gösterilmektedir.



Şekil 3.7. Catphan 503 fantomunun kurulum düzeneği

GHBT ile elde edilen Catphan 503 fantomunun doğrusallık modülünde, XVI yazılımı kullanılarak kişiye özgü bir hassasiyet ile 50 mm’lik yapı arasındaki mesafeler ölçüldü ve bilinen gerçek uzunluklarıyla karşılaştırıldı (Şekil 3.8).

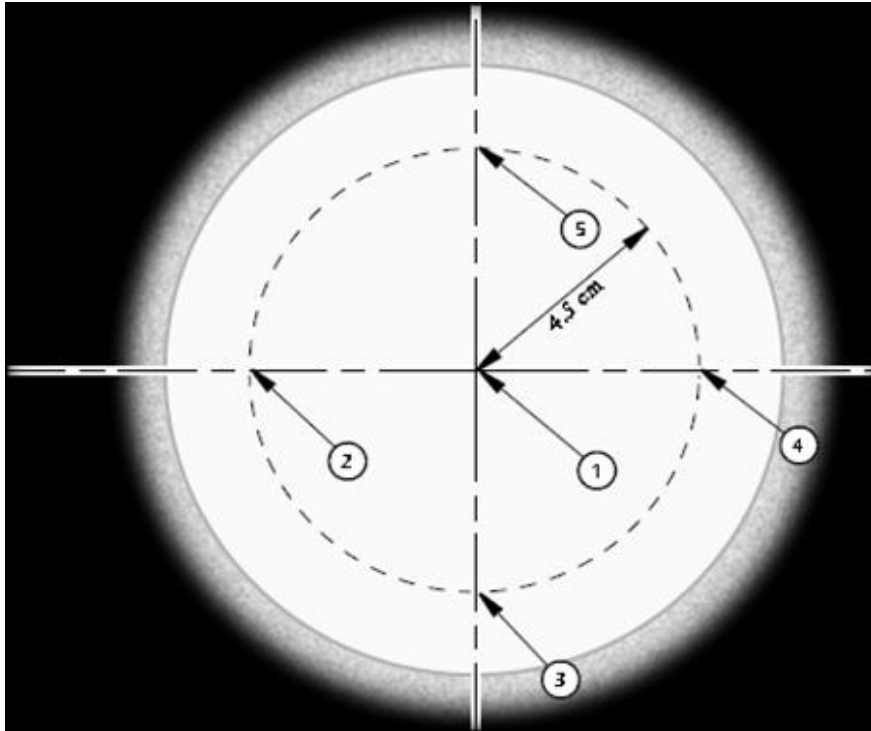
Şekil 3.8’da örnek olarak gösterilen iç yapıları iyi bilinen Catphan 503 fantomunun görüntülerinin bulunduğu DICOM dosyaları, içerisinde Python programlama dilinin bulunduğu bir bilgisayara aktarıldı. Python programı kullanılarak, testi yapan kişinin hassasiyetine bağlı olmadan aralarında 50 mm bulunan bölgelerin arasındaki mesafe hesaplatıldı. Tolerans limiti 1,00 mm’dir.



Şekil 3.8. Catphan 503 fantomu doğrusallık modülü (2 boyutta mesafelerin gösterimi) (Catphan® 503 2016)

3.2.3. Düzgünlük

GHBT ile elde edilen Catphan 503 fantomunun görüntülerindeki düzgünlük modülünde, merkezde ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı pikselde XVI yazılımı kullanılarak ortalama piksel değerleri hesaplatıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Catphan 503 fantomu düzgünlük modülü

$$\frac{\text{ortalama (yüksek)} - \text{ortalama (düşük)}}{\text{ortalama (yüksek)}} \times 100 \quad (3.1)$$

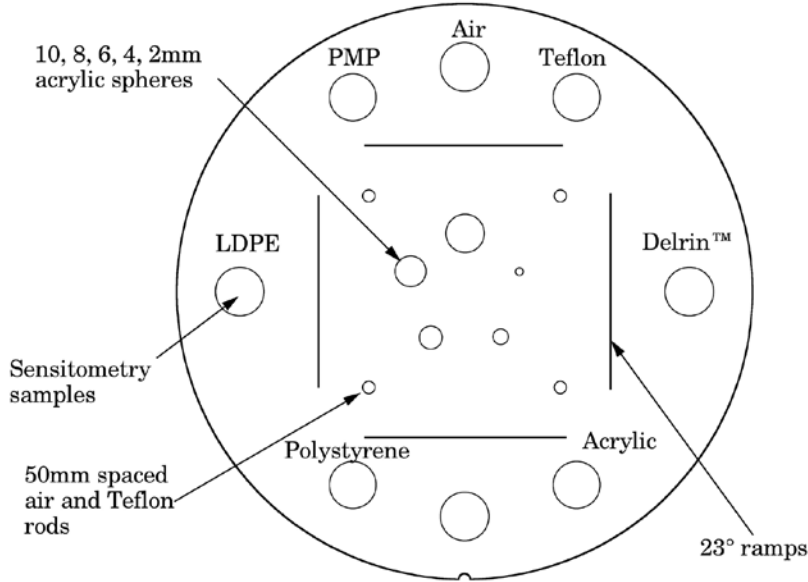
Denklem 3.1 kullanılarak % hata farkı hesaplandı. Tolerans limiti % 1,5' dir.

3.2.4. Gürültü

GHBT ile elde edilen Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülünde, merkezde ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı pikselde standart sapma değerleri hesaplatıldı (Şekil 3.9).

3.2.5. Düşük kontrast çözünürlüğü

GHBT ile elde edilen Catphan 503 fantomunun doğrusallık modülünde bulunan Polystyrene ve LDPE bölgelerinin ortalama piksel değerleri ve standart sapma değerleri hesaplatıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Catphan 503 fantomu düşük kontrast çözünürlüğü

$$\text{Düşük kontrast çözünürlüğü \%} = \frac{5,5}{\frac{\text{ortalama (Polystyrene)} - \text{ortalama (LDPE)}}{\text{SD (Polystyrene)} + \text{SD (LDPE)}}} \quad (3.2)$$

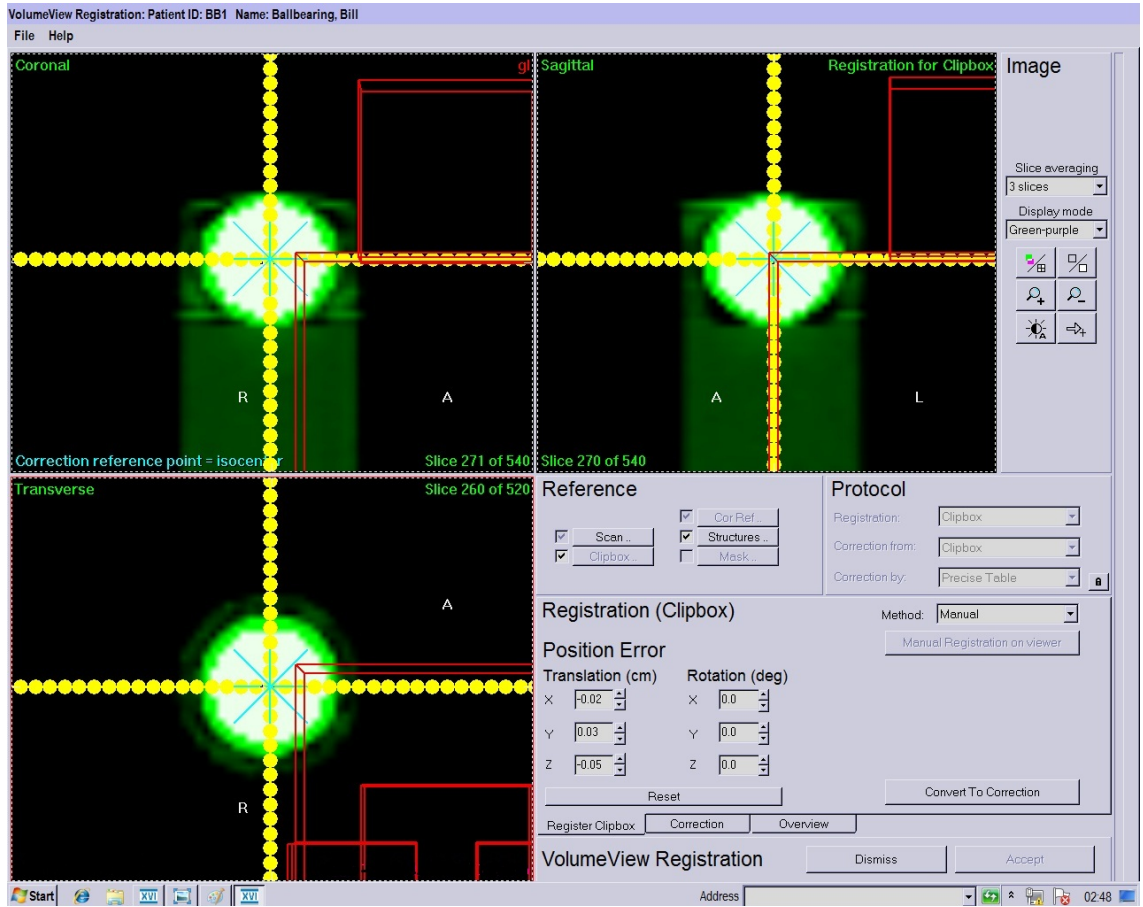
Denklem 3.2 kullanılarak % düşük kontrast çözünürlüğü değeri hesaplatıldı. Tolerans limiti %3'dür.

4. BULGULAR

GHBT ile elde edilen Catphan 503 fantomunun yeniden yapılandırma görüntüleri 1024×1024 , kesit kalınlığı 2 mm idi. Çalışmada 120 kV_p, 20 mA, M20 kolimatör ve F1 filtre test edildi.

4.1. Geometrik Doğruluk

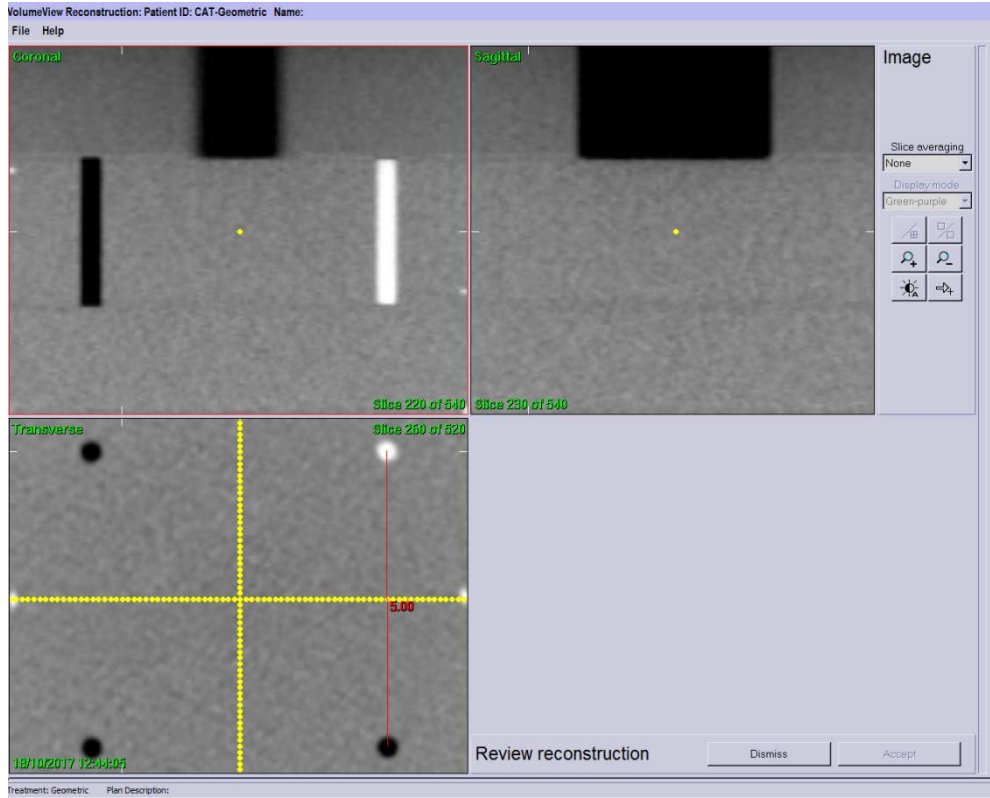
KV görüntüleme merkezi ile MV tedavi sisteminin eşmerkezleri arasındaki fark XVI yazılımında hesaplandı ve düzeltmeler gerçekleştirildi (Şekil 4.1).



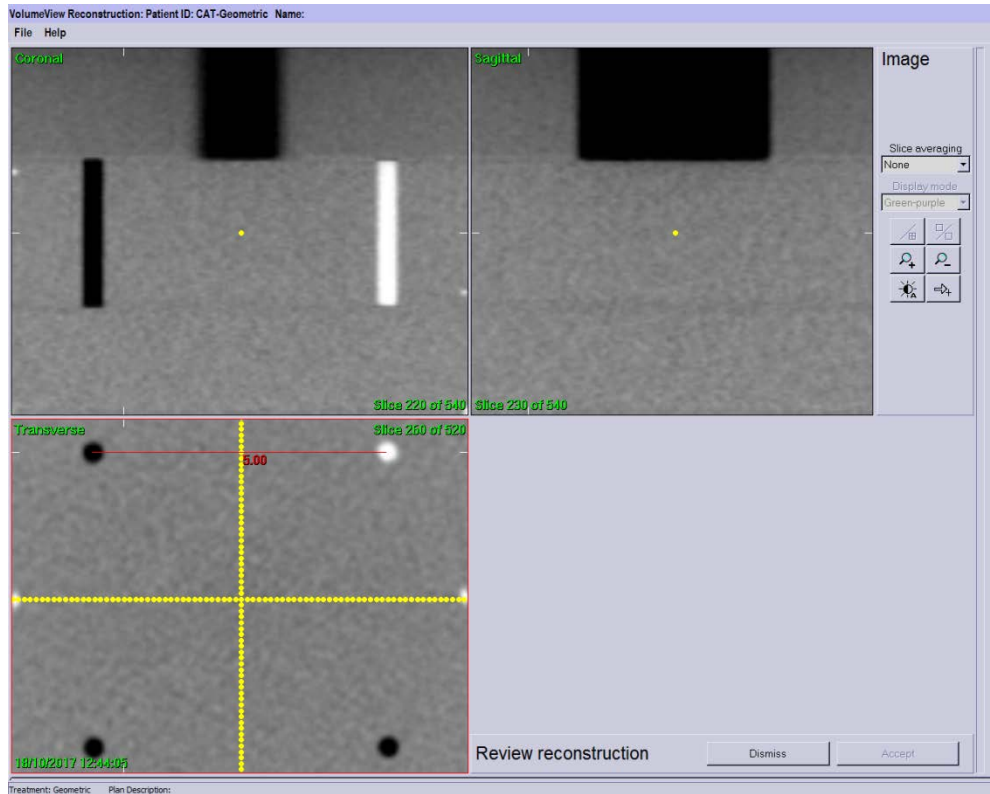
Şekil 4.1. Geometrik doğruluk, kV-MV izomerkez eşleşmesi

4.2. Doğrusallık

Catphan 503 fantomunun doğrusallık modülü görüntüsünde transvers dikey ve transvers yatay doğrusallık testleri, XVI yazılımı kullanılarak kişiye özgü bir görsel değerlendirme ile ölçüldü (Şekil 4.2; şekil 4.3).

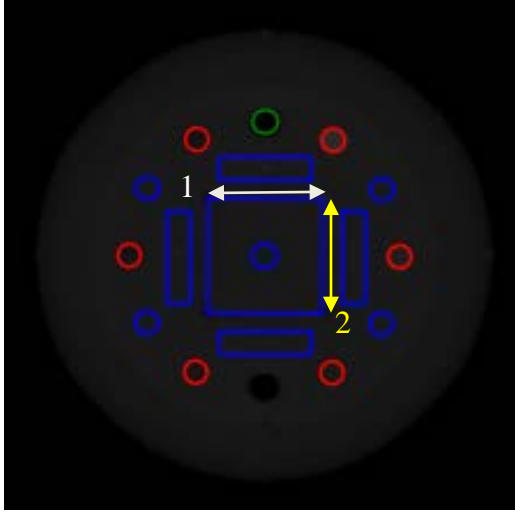


Şekil 4.2. Catphan 503 fantomu, doğrusalılık modülü, transvers dikey doğrusalılık testi



Şekil 4.3. Catphan 503 fantomu, doğrusalılık modülü, transvers yatay doğrusalılık testi

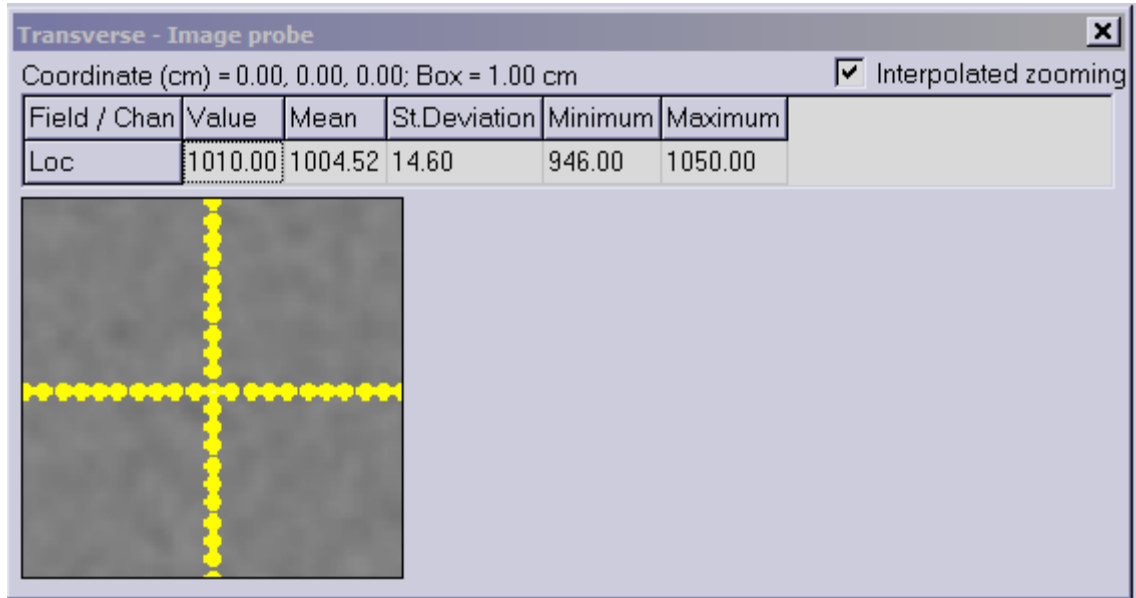
Kişiye özgü olmayan transvers kesitte doğrusallık testi Python programı kullanılarak ortalama 49,49 mm olarak ölçüldü. Şekil 4.4'te beyaz renkli ok (1) ile yatay doğrusallık testi ölçüldü, sarı renkli ok (2) ile dikey doğrusallık testi ölçüldü.



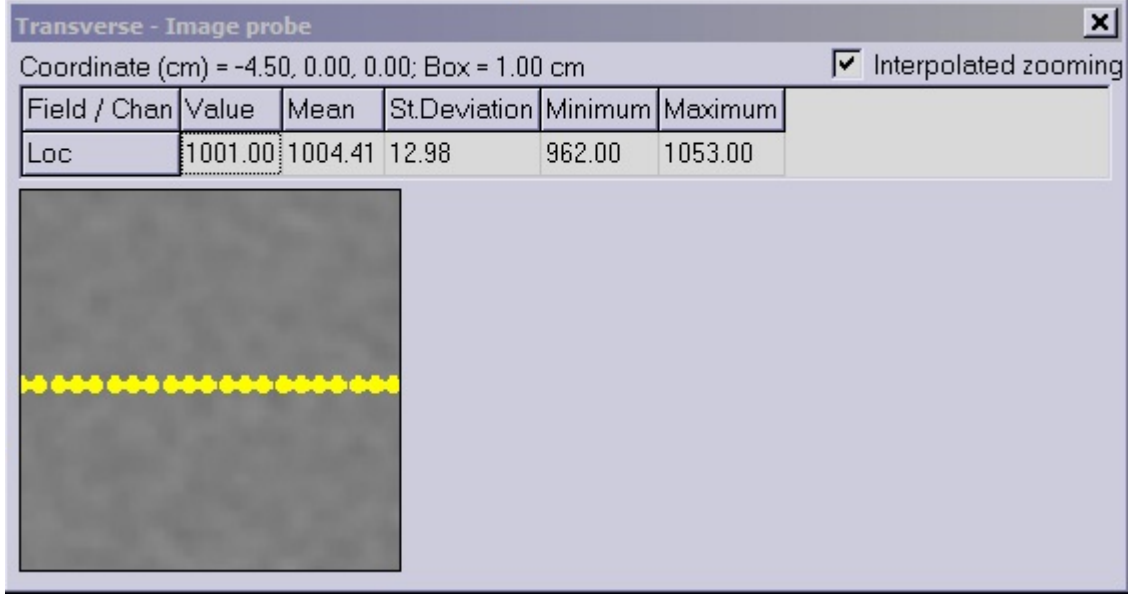
Şekil 4.4. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, bölgelerin otomatik belirlenmesi

4.3. Düzgünlük

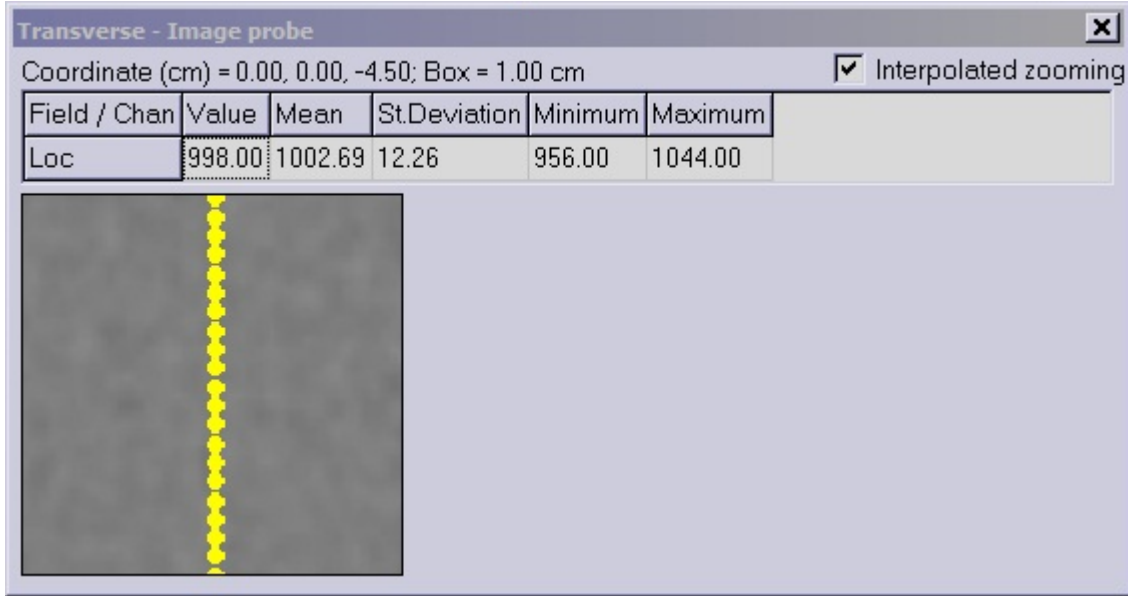
Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülünün transvers kesitinde görüntü merkezi ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı pikselde XVI yazılımı ile ortalama piksel değerleri hesaplatıldı. Hesaplatılan değerler şekil 4.5, şekil 4.6, şekil 4.7, şekil 4.8 ve şekil 4.9'da gösterilmektedir.



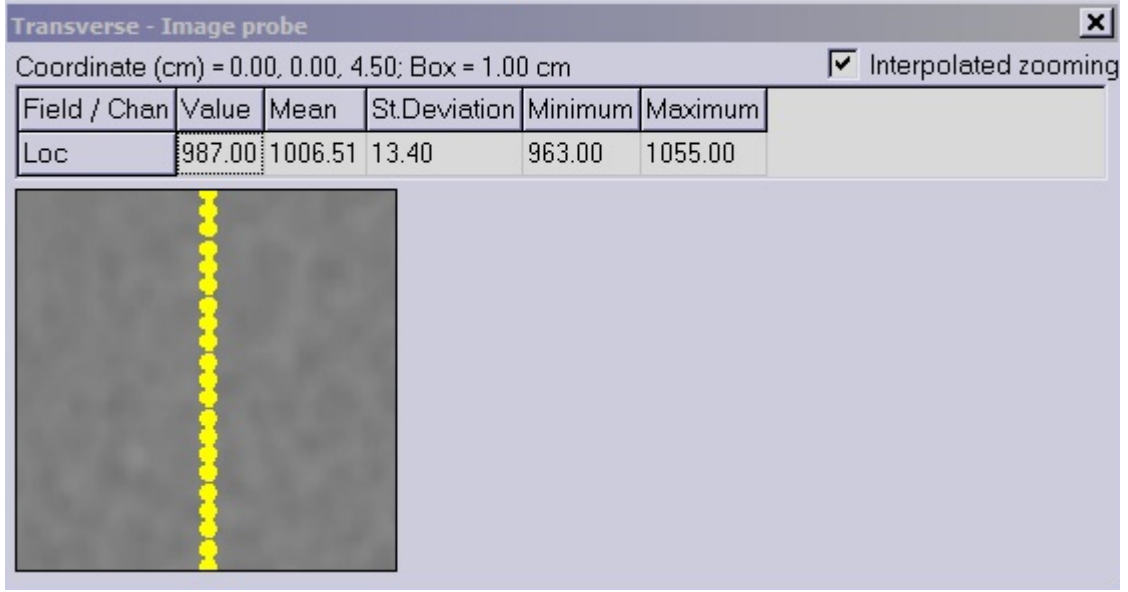
Şekil 4.5. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri



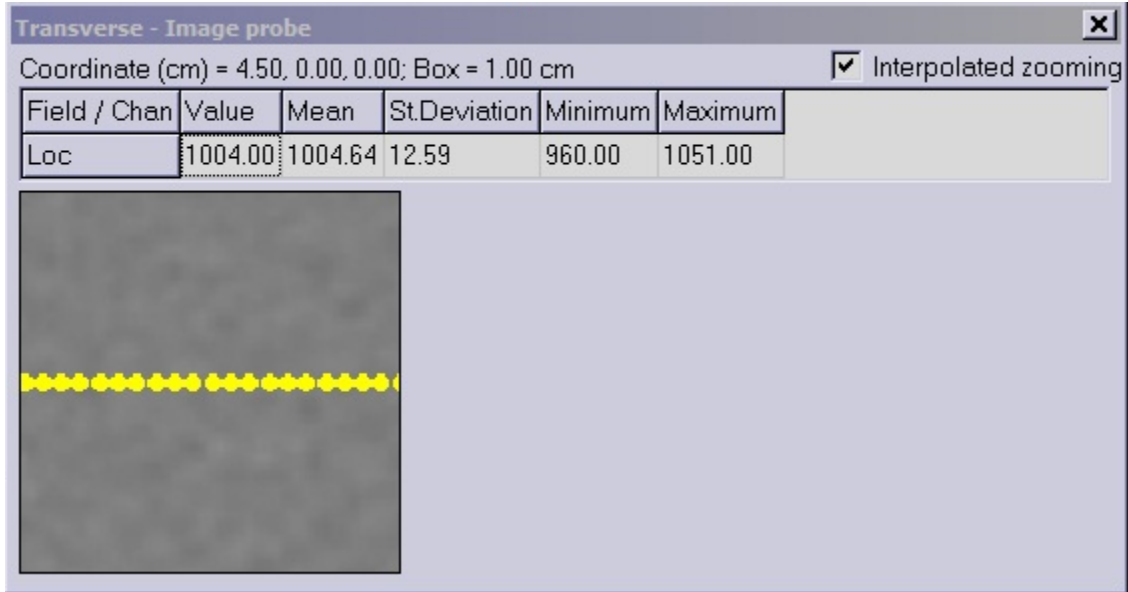
Şekil 4.6. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, (-4.5)-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri



Şekil 4.7. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-(-4.5) koordinatları için ortalama piksel değeri



Şekil 4.8. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 0-0-4.5 koordinatları için ortalama piksel değeri



Şekil 4.9. Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, 4,5-0-0 koordinatları için ortalama piksel değeri

Denklem 3.1'e göre düzgünlük hesaplanıp, değeri %0,38 bulunmuştur.

4.4. Gürültü

Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı pikselde gürültü, XVI yazılımı ile

standart sapma değerleri olarak hesaplatıldı. Hesaplatılan standart sapma değerleri çizelge 4.1’de verilmektedir.

Çizelge 4.1. Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı noktadaki standart sapma değerleri

Koordinat (x, z, y)	Standart Sapma
0-0-0	14,60
(-4,5)-0-0	12,98
0-0-(-4,5)	12,26
0-0-4,5	13,40
4,5-0-0	12,59

4.5. Düşük Kontrast Çözünürlüğü

Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, Imagej programı kullanılarak Polystyrene ve LDPE bölgeleri seçildi (şekil 4.10; şekil 4.11). Seçilen bölgelerin ortalama piksel değerleri ve standart sapma değerleri Imagej programı kullanılarak hesaplatılan sonuçlar çizelge 4.2’de verilmektedir. Denklem 3.2 kullanılarak düşük kontrast çözünürlüğü hesaplandı ve %2,41 olarak bulundu.

Çizelge 4.2. Düşük kontrast çözünürlüğü testi sonuçları

	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma
Polystyrene	-63,83	16,87
LDPE	-104,38	18,93



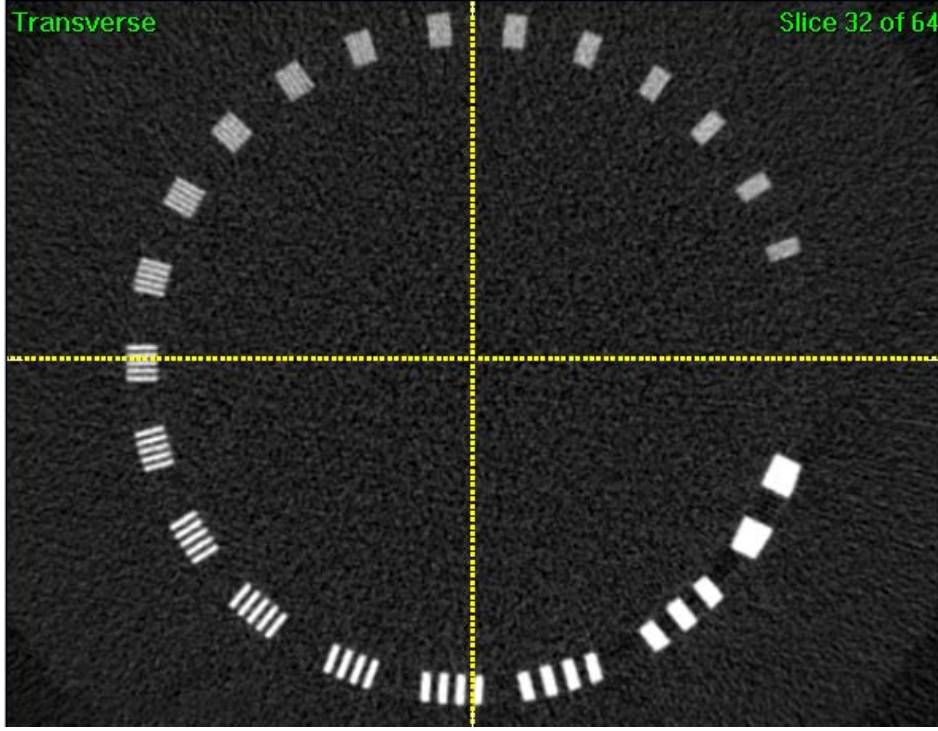
Şekil 4.10 Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, Polystyrene bölgesi seçimi görüntüsü



Şekil 4.11 Catphan 503 fantomu, düzgünlük modülü, LDPE bölgesi seçimi görüntüsü

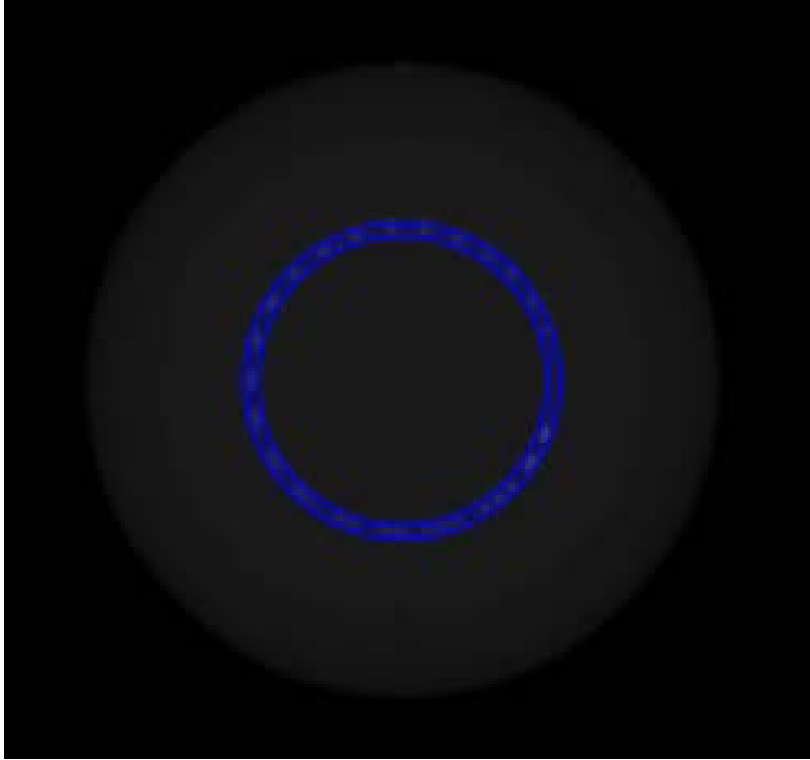
4.6. Uzaysal Çözünürlük

Catphan 503 fantomunun uzaysal çözünürlük modülü görüntüsünde (Şekil 4.12), kişiye özgü görsel değerlendirme testi için 11 çizgi çifti rahatlıkla ayırt edilebilmektedir.

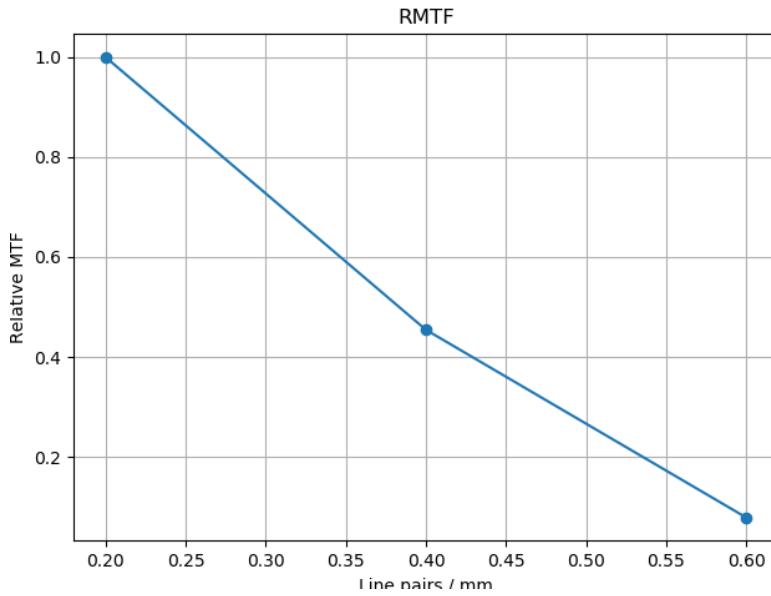


Şekil 4.12 Catphan 503 fantomu, uzaysal çözünürlük modülü, çizgi çiftlerinin XVI yazılımında görüntüsü

Catphan 503 fantomunun uzaysal çözünürlük modülünün görüntüsünün (şekil 4.13) MTF değerleri Python programlama dili kullanılarak belirlendi. MTF %50, 0,38 lp/mm olarak bulundu. Ayrıca bu değerler kullanılarak bağıl MTF hesaplandı ve grafiği oluşturuldu (Şekil 4.14).



Şekil 4.13 Catphan 503 fantomu, uzaysal çözünürlük modülü, çizgi çiftlerinin Python programında görüntüsü



Şekil 4.14. Bağlı MTF grafiği

5. TARTIŞMA

Radyasyon tedavisi sırasında hastanın pozisyonlanması için geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi (GHBT), günümüzde görüntü rehberliğinde radyasyon terapisi (GRRT) olarak adlandırılan olguda son ve önemli bir ilerlemeyi temsil etmektedir. Bu görüntüleme sistemlerinin sağladığı bilgilerden tam olarak faydalanmak için, lineer hızlandırıcı sisteminin geometrik kalibrasyonu ve görüntü kalite kontrolü testleri yapıldı.

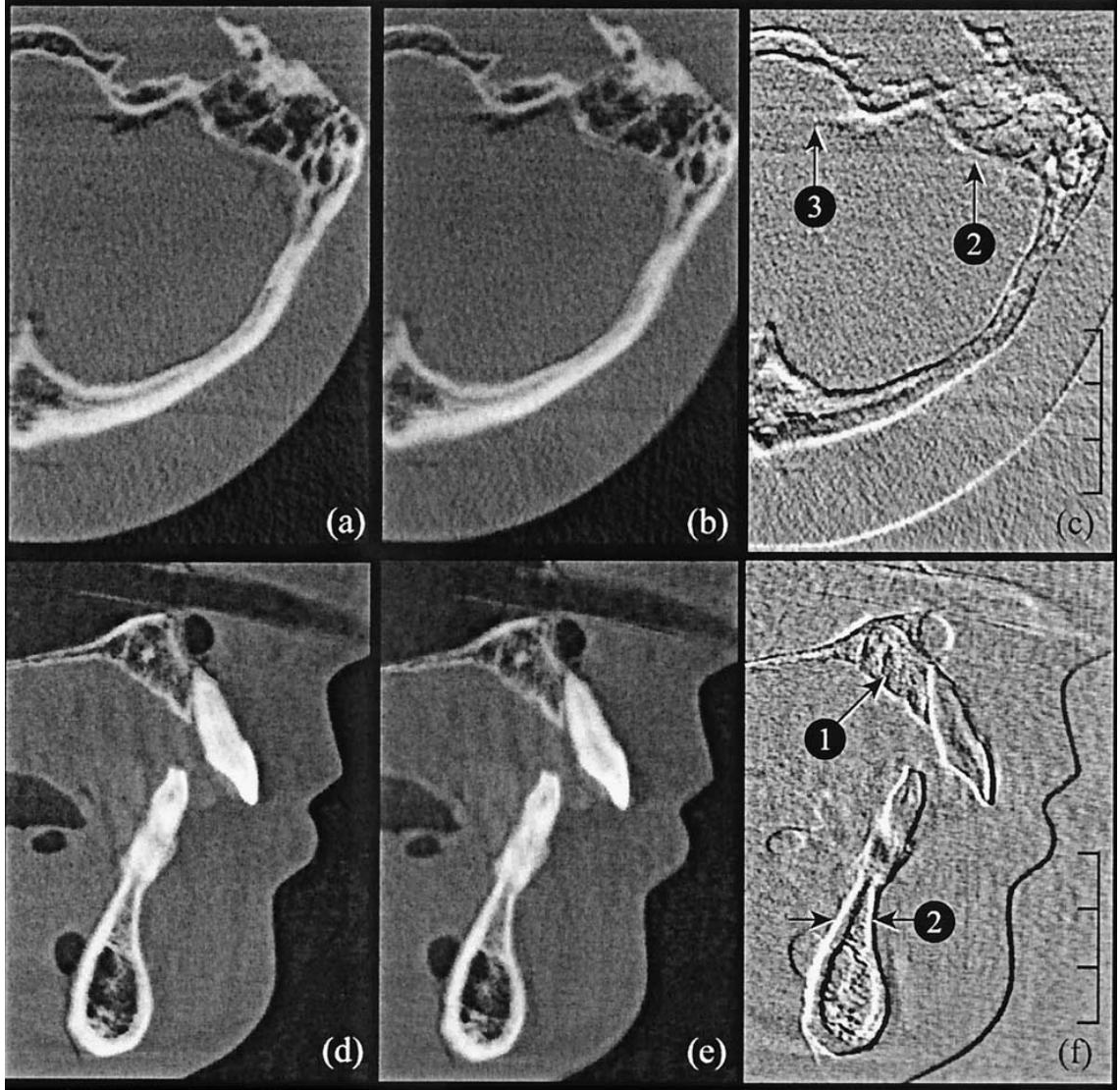
5.1. Geometrik Doğruluk

BT temelli görüntüleme sistemlerinin değeri, hastaların anatomisini üç boyutlu olarak tanımlama yeteneğine ve onun lineer hızlandırıcı sistemiyle ilişkisine bağlıdır. Bu nedenle bu teknolojilerde görüntüleme sistemleri ile lineer hızlandırıcı sistemlerinin eşmerkezleri uyuşmadığı zaman, geometrik kalibrasyon yapılması önerilmektedir. Geometrik kalibrasyon, lineer hızlandırıcı sistemi ile kV görüntüleme sisteminin eşmerkez konumunun görüntü üzerinde hizalanmasının sağlanması testidir. 4 kardinal gantri açındaki MV tedavi sistemi ile kV görüntüleme sisteminin eşmerkez uyuşması tolerans değeri ≤ 1 mm olmalıdır (Elekta. 2016). Bu amaçla, MV tedavi sistemi ile kV görüntüleme sistemlerinin eşmerkezlerinin arasındaki fark XVI yazılımında hesaplandı ve düzeltmeler gerçekleştirildi (Çizelge 5.1). Sonuçlar kabul edilen tolerans değerleri ile uyumludur.

Çizelge 5.1. KV görüntüleme sistemi ile MV tedavi sisteminin eşmerkezlerinin farkı

Konum hatası (cm)		
X	Y	Z
-0,02	0,03	0,05

Görüntüleme sisteminde yapılan kaydırmalar, eşmerkez uyuşmasının sağlanmasının yanı sıra görüntüde meydana gelebilecek bulanıklıkları da silmektedir. Keuschnigga ve arkadaşları, GHBT sistemlerinde meydana gelebilecek geometrik hataların düzlemsel görüntü ve hacimsel görüntü üzerindeki etkisini göstermişlerdir (Şekil 5.1).



Şekil 5.1. Geometrik hataların aksiyel görüntü ve sagittal görüntü üzerindeki etkisi

5.2. Doğrusallık

Catphan 503 fantomunun doğrusallık modülü görüntüsünde XVI yazılımı kullanılarak, kişiye özgü bir görsel değerlendirme ile transvers dikey doğrusallık testi 0,4 mm fazla, transvers yatay doğrusallık testi 0,3 mm fazla ve sagittal doğrusallık testi 0,6 mm fazla hesaplandı (Çizelge 5.2).

Çizelge 5.2. Catphan 503 fantomu, doğrusallık modülü, kişiye özgü değerlendirme testi sonuçları

Test tipi	Beklenen uzunluk (mm)	Ölçülen uzunluk (mm)	Fark (mm)
Transvers dikey	50,00 mm	50,00 mm	0 mm
Transvers yatay	50,00 mm	50,00 mm	0 mm

Catphan 503 fantomunun doğrusallık modülü görüntüsünde Python programı kullanılarak, kişiye özgü bir değerlendirme olmayan transvers doğrusallık testi 0,51 mm fazla hesaplandı (Çizelge 5.3).

Çizelge 5.3. Catphan 503, doğrusallık modülü, kişiye özgü olmayan değerlendirme testi sonuçları

Test tipi	Beklenen uzunluk (mm)	Ölçülen uzunluk (mm)	Fark (mm)
Transvers (ortalama)	50,00 mm	49,49 mm	0,51mm

5.3. Düzgünlük

Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülünün transvers kesitinde görüntü merkezi ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı pikselde XVI yazılımı ile hesaplatılan en yüksek ortalama piksel değeri 1006,51 ve en düşük ortalama piksel değeri 1002,69 olarak ölçüldü. Bu değerler, denklem 3.1’de yerine yazıldığında düzgünlük %0,38 olarak hesaplatılmıştır. Hesaplatılan değer kabul sınırı olan %1,5’in içerisinde.

5.4. Gürültü

Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı noktadaki gürültü, XVI yazılımı ile standart sapma değerleri olarak hesaplatıldı ve hesaplatılan standart sapma değerleri Çizelge 5.4’de verilmektedir.

Çizelge 5.4. Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde, merkez ve merkeze 4,5 cm uzaklıktaki 4 farklı noktadaki standart sapma değerleri

Koordinat (x,z,y)	Standart Sapma
0-0-0	14,60
(-4,5)-0-0	12,98
0-0-(-4,5)	12,26
0-0-4,5	13,40
4,5-0-0	12,59

Denklem 3.2 göz önüne alındığında, görüntüde gürültünün artması düşük kontrast çözünürlüğü değerinin de artmasını temsil eder. Bu ölçümün amacı, görüntüdeki gürültü seviyesinin çok yüksek olmadığından emin olmaktır. Böylece, yapılarıdaki görünürlükten ödün verilmemiş olunur.

5.5. Düşük Kontrast Çözünürlüğü

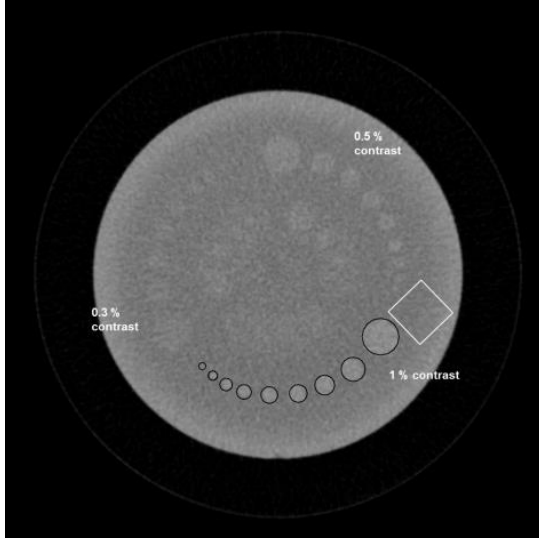
Catphan 503 fantomunun su eşdeğeri olan düzgünlük modülü görüntüsünde düşük kontrast çözünürlüğü testi için Imagej programı kullanılarak Polystyrene ve LDPE bölgelerinin (şekil 4.10; şekil 4.11) ortalama piksel değerleri ve standart sapma değerleri hesaplatıldı. Hesaplatılan değerler çizelge 5.5’de verilmektedir. Denklem 3.2 kullanılarak düşük kontrast çözünürlüğü hesaplandı ve %2,41 olarak bulundu. Hesaplatılan değer kabul sınırı olan %3’ün içerisindeydi.

Çizelge 5.5. Düşük kontrast çözünürlüğü testi sonuçları

	Ortalama Piksel Değeri	Standart Sapma
Polystyrene	-63,83	16,87
LDPE	-104,38	18,93

Giron ve arkadaşları, farklı boyut ve yoğunluklar içeren bir fantom görüntüsünü, subjektif metotlarla düşük kontrast çözünürlük testi için değerlendirmişlerdir (Şekil

5.2). Gözlemcilere kolaylıkla ayırt edilebilen sinyaller sorulmuş ve gözlemcilerin verdiği cevaplara dayalı, düşük kontrast çözünürlüğünü yansıtan ortalama bir değer elde edilmiştir. Ancak gözlemcilerin verdiği cevaplar oldukça karışık ve zaman gerektirdiğinden, kalite kontrol için pratik değildir. Bunların yanı sıra, farklı zamanlarda aynı gözlemcilerin yaptığı değerlendirmelerde oldukça değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle, subjektif değerlendirmeler mevcut olan tek alternatif ise kabul edilebilir (Girón vd. 2014).



Şekil 5.2. Subjektif kalite kontrolü için geleneksel bir fantom

5.6. Uzaysal Çözünürlük

Bir görüntüleme sisteminin çözünürlüğünü karakterize etmenin uygun bir yolu, çok küçük bir nokta nesnesini nasıl iletmişinin bir açıklamasını oluşturmaktır. Mükemmel bir görüntüleme sistemi nokta nesnenin tam bir kopyası olan bir görüntü üretirken, herhangi bir gerçek görüntüleme sistemi "bulanık" bir temsil olarak tanımlayabileceğimiz şeyleri üretecektir. Bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğü, görüntüde fark edilebilen en yüksek frekans modülasyonunun bir ölçümüdür (Suetens 2002).

Catphan 503 fantomunun uzaysal çözünürlük modülü görüntüsünde (Şekil 4.12), subjektif uzaysal çözünürlük değerlendirme testi için 11 çizgi çifti rahatlıkla ayırt edilebilmektedir. Subjektif metot ölçümlerinde gözlemci; görüntüde önemli bir değişikliği ayırt edebilirse, o zaman fark edilen değişiklik görüntüde fark edilebilir bir değişikliğe denk gelmektedir. Bu yaklaşım, nicel ölçüm yöntemleriyle karşılaştırıldığında tolerans değerlerini belirlemek için daha az kullanışlıdır (Good vd. 1994; Marshall 2006).

Görüntüleme sistemlerinde gürültü olmasından dolayı, subjektif uzaysal çözünürlük testi yapılırken görüntülenmesi gereken tüm çizgi çiftleri sayılamamaktadır.

Bu durum gözlemciyi kısıtlamaktadır. Gözlemciden kaynaklı sınırlamaları ortadan kaldırılmak, çizgi çiftlerinin çok küçük parçalara ayrılabilmesini sağlar. Bu sayede bir görüntüleme sisteminin MTF değeri, görüntüde çözümlenebilen en yüksek frekans modülasyonunun bir ölçümüdür (Cunningham ve Reid 1991).

Catphan 503 fantomunun uzaysal çözünürlük modülünün görüntüsünün (şekil 4.13) MTF değerleri Python programlama dili kullanılarak hesaplatıldı. MTF %50, 0,38 lp/mm olarak bulundu ve bağıl MTF hesaplandı (Şekil 4.14). Ancak objektif olarak hesaplatılan MTF değerleri için tolerans değerleri bulunmamaktadır (Bissonette vd. 2009; Elekta 2016).

Uzaysal çözünürlüğün objektif değerlendirilmesinde kullanılacak tolerans değerlerini belirlemeye yönelik bir yaklaşım; lineer hızlandırıcı sisteminin kurulumundan itibaren bir yıl süre boyunca veri toplanıp, yeterince rahat bir tolerans değeri seçmektir. Esnek bir tolerans değerinin seçimi, örneğin kurulum farklılıklarından kaynaklı ihlallerin gerçekleşmesini engeller. Objektif değerlendirme, subjektif değerlendirmenin tolerans değerlerine göre, görsel olarak algılanamayacak kadar küçük değişikliklere karşılık gelen tolerans değerlerine yol açabilir.

6. SONUÇLAR

BT tabanlı görüntü rehberliği sistemleri, RT'nin nasıl uygulandığını derinlemesine değiştirme potansiyeline sahiptir. Görüntü rehberliğinin öncelikli amacı konumsal belirsizlikleri tespit etmek ve düzeltmek olduğundan, geometrik doğruluk değerlendirmelerine özellikle dikkat edilmelidir.

GHBT sistemlerinde, periyodik kalite kontrollerinin yapılması vazgeçilmezdir. Bireysel görüntü değerlendirme sonuçlarındaki farklılıklar, subjektif parametrelere bağlı olmaktadır. Öte yandan X-ışın tüpünün yorgunluğu ve dedektörlerdeki hassasiyet kayıpları zamana bağlı görüntü kalitesini azaltmaktadır.

Bunun bir sonucu olarak görüntü kalite analizini daha pratik hale getirmek ve nicel metrikler kullanılarak kalite kontrol protokolleri hazırlanılmasına gereksinim duyulmaktadır. Günümüzde doğrusalık testi gibi nicel değerlendirme metotları sistemlerin karakterizasyonunu belirlemek için kullanılmaya başlanmış olsa bile, bu değerlendirme metotlarının elde edilme yöntemleri hala subjektiftir.

Çalışmamızın yöntemine dayanılarak, 3D görüntüleme cihazının görüntü kalite kontrolü için şu anda yapılmakta olan konvansiyonel subjektif metotların değerlendirilmesi yerine ImageJ ve Python benzer yazılımları kullanılarak objektif niceliksel değerlendirilmesi gerektiği düşünülmektedir.

7. KAYNAKLAR

Aird, E. et al. 2007. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Physics. Taylor and Francis Group, NW

Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Czajka, J. And Moore, C., 2007. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. Br. J. Radiol. 80, pp. 476-482

Antonuk, L.E., 2002. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. Phys. Med. Biol. 47, pp. 31-65.

Bissonette, J.P., Balter, P.A., Dong, L., Langen, K.M., Lovelock, D.M., Miften, M., Moseley, D.J., Pouliot, J., Sonke, J.J., Yoo, S. 2012. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based Technologies. A report of the AAPM TG-179, Toronto.

Bor, D. 2009. Nükleer tıp sayısal görüntüleme yöntemleri. Bilim yayınları. Ankara.

Catphan® 503 Manual. 2016. <https://www.phantomlab.com/>

Cunningham, I.A., 1991. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques. Med. Phys. 19 1037

Dance, D.R., Christofides, S., Maidment, A.D.A., Mclean, I.D., Ng, K.H. 2014 Diagnostic Radiology Physics: A Handbook For Teachers And Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna.

Dewerd, L.A., Kissick, M. 2014. The Phantoms of Medical and Health Physics. Springer New York Heidelberg Dordrecht, London.

Ding, G.X., Munro, P., Pawlowski, J., Malcolm, A., and Coffey, C.W. 2010. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. Radiother. Oncol. 97, pp. 585-592.

Elekta. 2017. Brochure XVI. Document No. 4513 371 0699

Elekta. Customer Acceptance Tests for XVI R5.0. Document number 1503162 03

Gala, H.D.L.H. vd. 2007. Quality Control in Cone-Beam Computed Tomography (CBCT). EFOMP-ESTRO-IAEA Protocol

Good, W.F., Gur, D., Feist, J.H., Thaete, F.L., Fuhrman, C.R., Britton, C.A. and Slasky, B. S. 1994. Subjective and objective assessment of image quality – a comparison Journal of Digital Imaging.

Guttag, J.V. 2016. Introduction to Computation and Programming Using Python: With Application to Understanding Data. MIT Press.

Herk, V.M., Meerrens, H. 1988. A matrix ionization chamber imaging device for on-line patient set up verification during radiotherapy. Radiother Oncol, (11): 369-368.

Hernández-Girón, I, Calzado A, Geleijns, J, Joemai, R.M.S., Veldkamp, W.J.H. 2014. Comparison between human and model observer performance in low-contrast

detection tasks in CT images: application to images reconstructed with filtered back projection and iterative algorithms. *Br J Radiol* 2014; 87(1039).

Islam, M.K., Purdie, T.G., Norrlinger, B.D., Alasti, H., Moseley, D.J., Sharpe, M.B., Siewerdsen, J.H. and Jaffray, D.A. 2006. Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Med. Phys.* 33. pp. 1573-1582.

Jaffray, D.A., Drake, D. G., Moreau, M., Martinez, A.A. and Wong, J.W. 1999. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 45, 773–789.

Karaoğlu, B. 2008. Fen ve mühendislikte modern fizik. Okutman yayıncılık, Ankara.

Khan, F.M. 2003. The physics of radiation therapy the 3th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.

Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.F., Simon, W., Dresser, S., et al. 2009. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 36(9):4197-212.

Lehmann, J. and Skubic, S., 2009. Quality Assurance (QA) for Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography (CBCT).

Lehmann, J., Perks, J., Semon, S., Harse, R., Purdy, J.A. 2007. Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 8, No. 3.

Marshall, N.W. 2006. A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system *Phys. Med. Biol.* 51 2441-2463.

Narayanasamy, G., Saenz, D., Cruz, W., Ha, C.S., Papanikolaou, N., Stathakis, S. 2016. Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 17, No. 1.

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

Pouliot, J., Bani-Hashemi, A., Chen, J., Svatos, M., Ghelmansarai, F., Mitschke, M., Aubin, M., Xia, P., Morin, O., Bucci, K., Roach, M., Hernandez, P., Zheng, Z., Hristov, D. and Verhey, L. 2005. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 61, 552–560.

Powsner, R.A., Palmer, M.R. ve Powsner, E.R. 2013. Essentials of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation third edition. A John Wiley & Sons, Ltd., Publication, West Sussex.

Schneider, C.A., Rasband, W.S. ve Eliceiri, K.W. 2012. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature Methods.* pp. 671-675

Siewerdsen, J.H., Jaffray D.A. 2001. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of x-ray scatter. Med Phys, 28(2):220-31.

Suetens, P. 2002. Fundamentals of medical imaging. Cambridge University

Uzal, C. vd. 2013. Temel ve klinik radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği Yayınları pp. 1-4

ÖZGEÇMİŞ

KEREM GÖLBAŞI

keremgolbasi@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2014-Devam ediyor	Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans 2008-2013	Çukurova Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Adana

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Gözlemci 2015-2016	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü
-----------------------	--