



**FAZ KONTRASTLI X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİNİN
GELİŞTİRİLMESİ**

Didem GÖKBEL KEKLİKOĞLU

**DOKTORA TEZİ
FİZİK ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

OCAK 2026

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Didem GÖKBEL KEKLİKOĞLU

14/01/2026

FAZ KONTRASTLI X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Didem GÖKBEL KEKLİKOĞLU

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ocak 2026

ÖZET

Edge illumination (EI) faz kontrastlı X-ışını görüntüleme (X-ray phase contrast imaging, XPCI), geleneksel zayıflama kontrastının yanı sıra faz kontrastı ve karanlık alan kontrastı sağlayan umut verici bir tekniktir. Ancak geleneksel X-ışını görüntülemenin aksine, EI-XPCI elde edilen projeksiyonlarda yoğunluk değişikliklerine yol açan sistem kararsızlıklarına daha duyarlıdır. Sonuç olarak, bu projeksiyonlardan tahmin edilen zayıflama, faz ve karanlık alan kontrast parametreleri de bu değişikliklerden etkilenir. Bu çalışmada, yakın zamanda geliştirilen CAD-ASTRA takım kutusu kullanılarak yapılan hassas faz kontrast simülasyonları aracılığıyla, sistem kararsızlığını taklit etmek amacıyla uygulanan fokal spot kaymalarının EI-XPCI parametre tahminine etkisi incelenmektedir. Bu değişiklikler daha sonra öz düz alanlar (eigen flat fields, EFF'ler) hesaplanarak modellenir. Ardından, EFF'ler, bir EI-XPCI taramasının her faz adımı için projeksiyonlara özgü düz alanları tahmin etmek için kullanılır. Oluşturulan yeni düz alan veri seti faz geri kazanım (phase retrieval) sürecine entegre edilerek EI-XPCI için dinamik düz alan düzeltmesi (flat field correction, FFC) gerçekleştirilir. Daha sonra, gerçek fiziksel EI-XPCI taramasından elde edilen görüntülere de dinamik FFC uygulanır. Sonuçlar, EFF'lere dayalı dinamik FFC'nin, EI-XPCI'da geleneksel FFC'den daha iyi performans gösterdiğini göstermektedir.

Bilim Kodu : 20206

Anahtar Kelimeler : X-ışını görüntüleme, faz kontrastlı X-ışını görüntüleme, edge illumination, fokal spot kayması, dinamik düz alan düzeltmesi

Sayfa Adedi : 101

Danışman : Prof. Dr. Ziya MERDAN

DEVELOPMENT OF X-RAY PHASE-CONTRAST IMAGING TECHNIQUES
(Ph. D. Thesis)

Didem GÖKBEL KEKLİKOĞLU

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

January 2026

ABSTRACT

Edge Illumination X-ray phase contrast imaging (EI-XPCI) is an advanced imaging method that provides not only conventional attenuation contrast but also phase and dark field contrast. However, unlike standard X-ray imaging, EI-XPCI is more susceptible to system instabilities which cause intensity fluctuations in the projections obtained. Consequently, the attenuation, phase, and dark field parameters derived from these projections are affected by these variations. In this study, the effect of focal spot drifts applied to mimic system instabilities on EI-XPCI parameter estimation is investigated through accurate phase contrast simulations performed using the recently developed CAD-ASTRA toolbox. These variations are modeled by calculating eigen flat fields (EFFs). Subsequently, the EFFs are used to estimate projection-specific flat fields for each phase step of an EI-XPCI scan. The newly created flat field dataset is integrated into the phase retrieval process to perform dynamic flat field correction (FFC) for EI-XPCI. Subsequently, dynamic FFC is also applied to images obtained from the real physical EI-XPCI scan. The findings demonstrate that dynamic FFC based on EFFs yields superior results compared to conventional FFC in EI-XPCI.

Science Code : 20206

Key Words : X-ray imaging, X-ray phase-contrast imaging, edge illumination, focal spot drift, dynamic flat field correction

Page Number : 101

Supervisor : Prof. Dr. Ziya MERDAN

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca desteklerini esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Ziya MERDAN'a sonsuz teşekkür ederim.

Tezin geliştirilmesi aşamasında değerli katkılarından dolayı Tez İzleme Komitesi jüri üyeleri Prof. Dr. Kutalmış GÜVEN ve Prof. Dr. Mustafa Kemal ÖZTÜRK'e teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım boyunca, TÜBİTAK Bilim İnsanı Destek Programları Başkanlığı (BİDEB) 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı ve 2211-A Yurt İçi Genel Doktora Burs Programı ile destek aldığım TÜBİTAK'a teşekkürlerimi sunarım.

Misafir araştırmacı olarak bulunduğum Antwerp Üniversitesi'nde bana zaman ayıran, çalışmalarına destek olan ve yol gösteren danışmanlarım Prof. Dr. Jan SIJBERS ve Prof. Dr. Ir. Jan DE BEENHOUWER'e çok teşekkür ederim. Aynı zamanda, öğrenme ve bu konuda kendimi geliştirme aşamasında yanımda olan lab arkadaşlarım Nicholas, Ben, Joaquim, Jonathan ve Pieter-Jan'a ve de samimi arkadaşlığı için Bikram'a çok teşekkür ederim.

Bu zorlu doktora sürecinde yanımda olup bana destek olan hocalarım Doç. Dr. Hilal KÜÇÜK ve Prof. Dr. Selim ACAR'a teşekkürlerimi sunarım.

Son teşekkürüm, her zaman yanımda olan sevgili aileme... Annem Münevver, babam Mehmet, abim Fuat, eşim Özgür ve arkadaşım Deniz'e anlayışları, destekleri ve sevgileri için minnettarım. Biricik kedilerim Boyoz ve Kumru, size de sıcaklığınız ve koşulsuz sevginiz için teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ	1
2. X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME	5
2.1. X-ışınının Keşfi	5
2.2. X-ışınının Üretimi	8
2.2.1. Bremsstrahlung radyasyonu	10
2.2.2. Karakteristik radyasyonu	11
2.2.3. Uygulanan voltaj (kVp)	11
2.2.4. X-ışını tüpü akımı (mA)	12
2.3. X-ışınının Maddeyle Etkileşimi	12
2.4. Planar X-ışını Görüntüleme	17
2.5. Bilgisayarlı Tomografi	19
2.5.1. Rekonstrüksiyon metotları	23
3. FAZ KONTRASTLI X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME	35
3.1. Kristal İnterferometri	37
3.2. Analizör Tabanlı Görüntüleme	38
3.3. Yayılm Tabanlı Görüntüleme	39
3.4. Izgara Tabanlı Görüntüleme	42
3.5. Edge Illumination	43
3.5.1. Temel prensipler	43
3.5.2. Faz geri kazanımı yaklaşımı	45
4. METOT	49
4.1. Simülasyonlar	49

	Sayfa
4.2. Temel Bileşen Analizi	50
4.3. Dinamik Düz Alan Düzeltmesi.....	51
5. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	57
5.1. Simülasyonlar.....	57
5.1.1. Sinüzoidal kayma.....	59
5.1.2. Düzensiz kayma.....	74
5.2. Deneyler.....	86
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	91
KAYNAKLAR	93
ÖZGEÇMİŞ	101

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 5.1. Kompleks fantomun parametreleri	59



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Röntgen'in kullandığı deney düzeneği.....	6
Şekil 2.2. A. B. Röntgen'in elinin radyografı.....	7
Şekil 2.3. X-ışını tüpü	9
Şekil 2.4. Bremsstrahlung radyasyonu	10
Şekil 2.5. Karakteristik radyasyonu.....	11
Şekil 2.6. kVp ve mA'nın X-ışını demetinin kalitesi ve yoğunluğu üzerindeki etkisi..	12
Şekil 2.7. Elektromanyetik spektrum.....	13
Şekil 2.8. X-ışınının maddeyle etkileşimi	14
Şekil 2.9. Su ve kortikal kemiğin kütle zayıflama katsayılarının (μ/ρ) X-ışını foton enerjisine bağımlılığı ile göğüs dokusu, su ve kortikal kemik için fazın zayıflama kontrast parametresi oranına (δ/β) bağımlılığı. Yumuşak dokular için faz kontrastının 20-80 keV civarında büyük olduğu görülmektedir.	16
Şekil 2.10. Planar X-ışını görüntüleme	17
Şekil 2.11. Zayıflama kontrastı	18
Şekil 2.12. (a) BT'nin şematik gösterimi (b) BT'deki ters problemin şematik gösterimi	20
Şekil 2.13. Hounsfield'in araştırma önerisinin bölümleri. (a) Kapak sayfası (b) Giriş ve kitap analogisi bölümleri (c) Hasta anatomisinin kesit diyagramı (d) Anatomi hacmi incelemek için dedektör dizisi diyagramı	22
Şekil 2.14. (a) Atkinson Morley Hastanesi'ndeki ilk BT tarayıcısı (b) İlk tarama görüntüsü	23
Şekil 2.15. Sinogram uzayı.....	25
Şekil 2.16. Projeksiyon ölçümlerinin Fourier transformu.....	26
Şekil 2.17. Cebirsel rekonstrüksiyon prensibi	29
Şekil 2.18. Cebirsel rekonstrüksiyonun şematik gösterimi	30
Şekil 2.19. Işının geçtiği piksel alanının şematik gösterimi	31

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. X-ışını dalgasının numuneyi geçtiğinde uğradığı zayıflama ve faz kaymasının şematik gösterimi	35
Şekil 3.2. (a) Zayıflamaya (attenuation) dayalı geleneksel X-ışını görüntüsü (b) Kırılmaya (refraction) dayalı diferansiyel faz (phase) kontrast görüntüsü (c) Saçılmaya (scattering) dayalı karanlık alan (darkfield) görüntüsü	36
Şekil 3.3. Kristal interferometri düzeneği	37
Şekil 3.4. Analizör tabanlı görüntüleme düzeneği	38
Şekil 3.5. Yayılım tabanlı görüntüleme düzeneği	40
Şekil 3.6. Izgara tabanlı görüntüleme düzeneği	43
Şekil 3.7. Edge illumination düzeneği	44
Şekil 3.8. EI kurulumunun çalışma prensibi (üstten görünüm) (ölçekli değildir)	45
Şekil 3.9. Numune varken ve numune olmadan aydınlatma eğrisi	46
Şekil 4.1. Sonlu fokal spot tasarımı	50
Şekil 4.2. Temel bileşenler	51
Şekil 4.3. Dinamik düz alan düzeltmesinin iş akışı	55
Şekil 5.1. FleXCT tarayıcısı	57
Şekil 5.2. (a) Silindirik fantomun kesiti (b) kompleks fantomun kesiti: (1), (2), (3), (4), (5) ve (6) farklı boyutlarda homojen silindirlerdir.	58
Şekil 5.3. Projeksiyon sayısının bir fonksiyonu olarak fokal spot kayması	60
Şekil 5.4. Silindirik fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan	61
Şekil 5.5. Silindirik fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon	61
Şekil 5.6. Silindirik fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler	63
Şekil 5.7. Silindirik fantom için (a) geleneksel FFC (b) 1 EFF kullanılan dinamik FFC ile faz kontrastı	64
Şekil 5.8. Silindirik fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları	65

Şekil	Sayfa
Şekil 5.9. Kompleks fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan	66
Şekil 5.10. Kompleks fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon	66
Şekil 5.11. Kompleks fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler ...	67
Şekil 5.12. Kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastları.....	68
Şekil 5.13. Mikrofiber yapıli kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile zayıflama (üst satır), faz (orta satır) ve karanlık alan (alt satır) kontrast görüntüleri.....	69
Şekil 5.14. Kompleks fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları	71
Şekil 5.15. Görüntü kalite metrikleri.....	72
Şekil 5.16. Yamaç grafiğı	73
Şekil 5.17. Merkez çizgi boyunca çizgi profilleri	74
Şekil 5.18. (a) Düz alan sayısı (b) projeksiyon sayısının bir fonksiyonu olarak fokal spot kayması	75
Şekil 5.19. Silindirik fantom için düzensiz kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan	75
Şekil 5.20. Silindirik fantom için düzensiz kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon	76
Şekil 5.21. Silindirik fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler	77
Şekil 5.22. Silindirik fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastı	78
Şekil 5.23. Silindirik fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları.....	78
Şekil 5.24. Kompleks fantom için (a) ilk düz alan (b) son düz alan	79
Şekil 5.25. Kompleks fantom için (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon.....	79
Şekil 5.26. Kompleks fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler ...	80
Şekil 5.27. Kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastı görüntüleri.....	81

Şekil	Sayfa
Şekil 5.28. Mikrofiber yapılı kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile zayıflama (üst satır), faz (orta satır) ve karanlık alan (alt satır) kontrast görüntüleri.....	82
Şekil 5.29. Geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrast görüntüleri	83
Şekil 5.30. Yamaç grafiği	84
Şekil 5.31. Görüntü kalite metrikleri.....	84
Şekil 5.32. Merkez çizgi boyunca çizgi profilleri	85
Şekil 5.33. Kompleks fantom için geleneksel FFC ve 2 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen sinogram görüntüleri	86
Şekil 5.34. Elma fantomu için (a) ilk düz alan (b) son düz alan.....	87
Şekil 5.35. Elma fantomu için (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon	87
Şekil 5.36. PCA analizi sonucunda elde edilen ilk beş EFF'nin görüntüsü.....	88
Şekil 5.37. Elma fantomu için elde edilen faz kontrastlarının aksiyal kesiti.....	89
Şekil 5.38. Elma fantomu için elde edilen faz kontrastlarının koronal kesiti	89
Şekil 5.39. Elma fantomu için elde edilen zayıflama kontrastlarının aksiyal kesiti	90
Şekil 5.40. Elma fantomu için elde edilen zayıflama kontrastlarının koronal kesiti	90

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
E	Enerji
Z	Atom numarası
eV	Elektron volt
keV	Kilo elektron volt
MeV	Mega elektron volt
kV	Kilo volt
kVp	X-ışını tüpü voltajı
mA	X-ışını tüpü akımı
nm	Nanometre
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
μm^2	Mikrometrekare
W	Tungsten
n	Kompleks kırılma indisi
δ	Kırılma indisi azalması
β	Kırılma indisinin hayali kısmı
μ	Lineer zayıflama katsayısı
λ	Dalgaboyu
ϕ	Faz kayması

Kısaltmalar**Açıklamalar**

ABI	Analizör tabanlı görüntüleme (Analyzer based imaging)
BT	Bilgisayarlı tomografi
DEI	Difraksiyon artırılmış görüntüleme (diffraction enhanced imaging)
EFF	Öz düz alan (eigen flat field)
EI	Edge illumination
FFC	Düz alan düzeltmesi (flat field correction)
FOV	Görüş alanı (field of view)
FWHM	Yarı yükseklikteki tam genişlik (full width at half maximum)
GBI	Izgara tabanlı görüntüleme (grating based imaging)
IC	Aydınlatma eğrisi (illumination curve)
PBI	Yayılm tabanlı görüntüleme (propagation based imaging)
PCA	Temel bileşen analizi (principal component analysis)
XPCI	Faz kontrastlı X-ışını görüntüleme (X-ray phase contrast imaging)

1. GİRİŞ

Bu tez, faz kontrastlı X-ışını görüntüleme (X-ray phase contrast imaging, XPCI) tekniklerinin geliştirilmesini ele almaktadır. Özellikle, bu tekniklerden biri olan edge illumination (EI)¹ yöntemine odaklanmaktadır. Bu sebeple, XPCI teknikleri hakkında genel bilgi verilip konunun önemi genel hatlarıyla açıklandıktan sonra, EI yöntemi detaylarıyla birlikte verilmektedir.

X-ışını görüntüleme, bir nesnenin içi tahribatsız olarak incelenmek istendiğinde yaygın olarak başvurulmuş bir tekniktir. Bu teknikte kontrast, nesnenin kalınlığı, yoğunluğu ve yapısına bağlı olarak zayıflama farklılıklarından kaynaklanır [1]. Ancak, X-ışınlarını büyük ölçüde geçiren zayıf soğurucu malzemeler için, görüntü kontrastı nesnenin yapısındaki farklılıkları ayırt etmek için yeterli olmayabilir. XPCI bu sınırlamayı aşmak için güçlü bir araçtır ve geleneksel X-ışını görüntülemedeki zayıflama farklılıklarının yanı sıra, görüntülenen nesnenin neden olduğu faz kayması (phase shift) farklılıklarını da dikkate alır. Bu faz ve zayıflama etkileri, nesnenin karmaşık kırılma indisi $n = 1 - \delta + i\beta$ ile matematiksel olarak açıklanabilir. Burada, δ ve β sırasıyla faz kayması ve zayıflamadan sorumludur [2]. Tıbbi görüntüleme [3], tahribatsız muayene [4] ve güvenlik [5] gibi birçok alan, gelişmiş görüntü kontrastı sağlayan XPCI tekniklerinden yararlanmıştır.

Birçok XPCI yöntemi mevcuttur. Bunlar arasında, EI yöntemi koherent (eş evreli) kaynaklar gerektirmediği ve mekanik titreşimlere karşı dayanıklı olduğu için umut vadetmektedir. Ayrıca, çoğu XPCI yönteminin aksine, EI interferometrik olmayan bir yöntemdir ve görüntü oluşumu geometrik optik ile açıklanabilir. Faz kaymaları, nesnenin yüzeyinde X-ışını kırılması olarak tanımlanır [6]. EI yöntemi, geleneksel X-ışını görüntüleme düzenine ek olarak, numune maskesi ve dedektör maskesi olarak adlandırılan iki maske kullanır. Numunenin önüne yerleştirilen numune maskesi, gelen ışını birden fazla ışın demetine ayırırken, dedektör maskesi ise dedektörle temas halinde yerleştirilir ve bitişik pikseller arasında duyarsız bölgeler oluşturur [7]. Numune maskesi yer değiştirmesi ayrık (discrete) adımlarla uygulandığında, dedektör tarafından farklı yoğunluklar kaydedilir. Dedektör pikseli

¹Edge illumination yöntemi hakkında ilk Türkçe çalışma bu tezdur. Dolayısıyla, kabul görmüş bir Türkçe karşılığı yoktur. Çeyrek asırlık bir geçmişle henüz yeni denebilecek bir araştırma alanı olduğu için, bu terim, tanınırlığını korumak adına bu çalışmada da (diğer pek çok araştırma grubunun tercih ettiği gibi) orijinal adıyla kullanılmıştır.

başına algılanan yoğunluk, numune maskesi konumuna göre çizilir ve aydınlatma eğrisi (illumination curve, IC) elde edilir. Zayıflama (attenuation), faz (phase) ve karanlık alan (dark field) kontrastları, numune mevcutken ve mevcut değilken elde edilen IC'leri analiz ederek elde edilir. EI yöntemi, geleneksel X-ışını bilgisayarlı tomografi (BT)'de olduğu gibi görüntülenene nesne yapılarının üst üste binmesini (süperpozisyon) önleyen 3 boyutlu görüntüleme için BT modunda uygulanabilir [8]. Ayrıca, EI-BT yöntemi, tarama sırasında nesneyi alt piksel miktarları boyunca hareket ettirerek tam olarak örneklemek için kullanılan düşük sayıda titreme (dithering) adımlarıyla bile doğru faz kontrastı elde edilebileceğini göstermiştir. Bu bulgu, özellikle biyomedikal görüntüleme için görüntü kalitesinden ödün vermeden düşük dozlarda BT taraması yapılmasına olanak tanınması açısından çok değerlidir [9,10].

Gerçek, fiziksel EI-XPCI deneylerinde, tarama sırasında kaynak fokal spotunun küçük konum değişiklikleri, elde edilen projeksiyonlarda yoğunluk varyasyonlarına neden olabilir. Sonuç olarak, zayıflama, faz ve karanlık alan kontrast parametreleri de bu değişikliklerden etkilenir [11, 12]. X-ışınlarının kırılması, IC'nin tepe konumundaki değişikliklerle belirlenir. Bu nedenle, δ 'nın geri kazanılması için integrasyon adımının gerekli olması nedeniyle, bu tür kararsızlıkların etkisi EI-BT'de faz kontrastında en belirgin şekilde görülür [13]. Literatürde, tarama sırasında fokal spot kaymalarının değişimini inceleyen çok az çalışma vardır ve mevcut çalışmaların sonuçları, bunların kullanılan kaynaklara, deney düzeneklerine ve deney ortamlarına bağlı olduğunu göstermektedir. Örneğin, bir çalışmada [14] fokal spotun kaymasının tekrarlanabilir bir davranış sergilediği belirtilirken, başka bir çalışmada [15] durum böyle değildir. Fokal spotun sinüzoidal olarak salınım yaptığı görülse de [16, 17], doğrusal veya düzgün olmayan bir formda da karşılaşmak mümkündür [11, 18, 19].

Bu çalışmada, fokal spot kaymalarının EI-BT'deki faz parametrelerini nasıl etkilediğini araştırıyoruz. Literatürdeki deneysel gözlemler ışığında, bir X-ışını ağ projektörü olan CAD-ASTRA takım kutusu [20] aracılığıyla EI-BT simülasyonlarında hem sinüzoidal hem de düzgün olmayan fokal spot kaymalarını simüle ediyoruz. Fokal spot kaymalarının neden olduğu görüntü artefaktlarını ortadan kaldırmak için, daha önce geleneksel X-ışını görüntülemelerde başarılı olduğu kanıtlanmış olan dinamik düz alan düzeltmesini (flat field correction, FFC) EI yöntemine uyarlayarak kullanmayı öneriyoruz [21]. Bu yöntemde, yöntemin orijinal versiyonundan farklı olarak, her bir projeksiyona özgü düz alan, her bir

numune maskesi konumu için ayrı ayrı tahmin edilir ve faz geri kazanım (phase retrieval) sürecine entegre edilir. Ayrıca, sadece fokal spot kayması değil, mekanik titreşimler gibi başka sistem kararsızlıklarının da etkilerinin görülebileceği gerçek deneysel veri seti üzerinde de dinamik FFC uygulanmıştır.

Dinamik FFC, yalnızca ortalama düz alan ile düz alan düzeltilmesi gerçekleştiren geleneksel FFC ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, dinamik FFC'nin hem simülasyondan elde edilen hem de fiziksel deneylerden elde edilen görüntülerdeki artefaktları azaltarak, geleneksel FFC'den daha iyi görüntü kalitesi sağladığını göstermektedir.





2. X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME

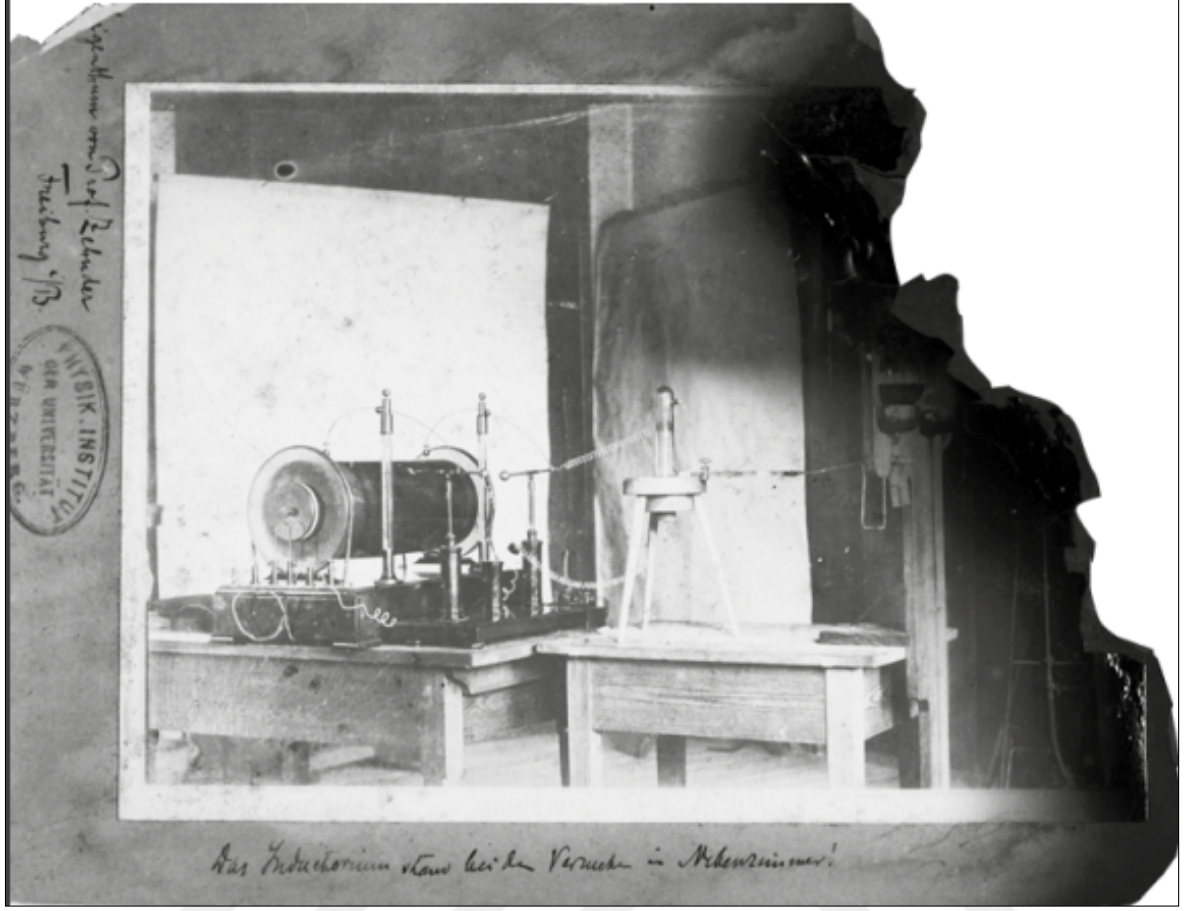
XPCI tekniklerinden bahsetmeden önce, X-ışını görüntüleme hakkında bilgi verilmesinin konunun öneminin vurgulanması açısından faydalı olacağı düşünülmektedir. O yüzden, bu bölümde, X-ışınlarının keşfinden başlayarak kronolojik gelişim süreci, dayandığı fiziksel prensiplerle birlikte ele alınmaktadır.

X-ışını görüntüleme, nesnelerin bütünlüğünü bozmadan iç yapıları hakkında bilgi veren tahribatsız görüntüleme yöntemidir. Tıbbi görüntülemeden güvenlik alanına kadar birçok alanda X-ışını görüntülemenin avantajlarından yararlanılmaktadır.

2.1. X-ışınının Keşfi

X-ışınlarının keşfinden bahsederken, bu buluşun zeminini oluşturan, Julius Plücker (1801-1868) tarafından 1869'da keşfedilmiş katot ışınlarına değinmemek olmaz. Heinrich Hertz (1857-1894), Hermann von Helmholtz (1821-1894), Wilhelm Crookes (1832-1919) gibi birçok araştırmacı katot ışınlarını araştırmış, Johann Wilhelm Hittorf (1824-1914), katot ışınlarının manyetik alanlar tarafından saptırılabilceğini bulmuş, Philipp Lenard (1862-1947) ince bir pencereye sahip bir tüp tasarlayarak, tüp dışında algılanmalarını sağlamıştır. Joseph John Thomson (1856-1940) ise 1897'de katot ışınlarının kaynağının negatif yüklü parçacıklar (yani, elektronlar) olduğunu göstermiştir [22].

Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), 8 Kasım 1895'te Würzburg Üniversitesi'ndeki laboratuvarında, Şekil 2.1'de gösterilen, ışık geçirmez siyah kartonla kapladığı tüpü içeren deney düzeneğini kullanarak katot ışınları üzerinde deneyler yaparken, odada bulunan baryum platinosiyanür kaplı bir kağıtta floresans gözlemledi ve izole ettiği bu tüpten ışık çıkmayacağı için, görünmeyen, yeni bir radyasyon gözlemlediğini fark etti. Daha sonra bu ışınlar bilinmezliklerinden ötürü X-ışınları olarak adlandıracaktır. X-ışınlarının maddeyi geçme özelliklerini araştırmak için birçok farklı madde ile bir dizi deney yapmıştır. Bunlardan biri de, eşi Anna Bertha Röntgen'in elini çekmesi ve Şekil 2.2'de görülen o çok meşhur radyografi elde etmesidir. Burada, X-ışınlarını yüksek miktarda soğuran el kemikleri ve yüzüğü rahatlıkla görülebilmektedir [22].



Şekil 2.1. Röntgen'in kullandığı deney düzeneği [22] (Fotoğraf, 2. Dünya Savaşı'nda zarar görmüş)

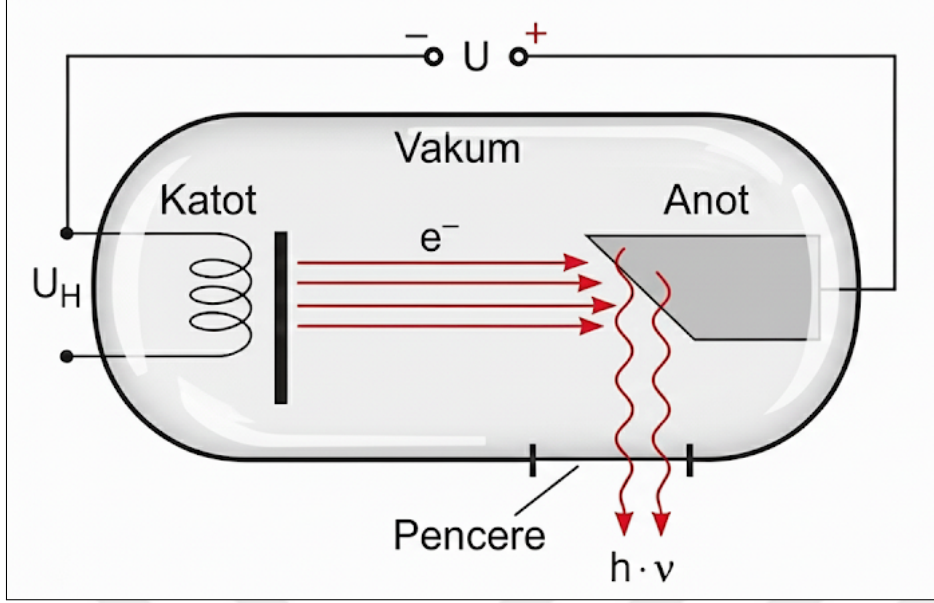
Röntgen, 28 Aralık 1895'te Würzburg Fiziksel Tıp Dergisi'nde araştırma bulgularını yayınlamış, 23 Ocak 1896'da Nature'da İngilizce çevirisi basılmıştır [23]. Aynı gün, Röntgen, X-ışınları üzerine ilk ve tek halka açık konferansını vermiştir. Çekingen karakterinden dolayı, Nobel ödülünü aldığı anda bile, konuşma yapmayı reddetmiştir [24]. Röntgen'in X-ışınları keşfi, bilim dünyasında büyük bir dönüm noktası olmuştur, çalışmaları hala modern bilim ve tıbbın temel taşlarından biridir. Röntgen, 1901'de fizik dalında ilk Nobel ödülüne layık görülmüştür [25]. Röntgen, Nobel ödülü parasını Würzburg Üniversitesi'ne bağışlamış ve keşfini patentlemeyerek bilimsel ilerlemenin önünü açmıştır [26]. X-ışınları keşiften bir yıl sonra doktorlar tarafından medikal görüntülemeye kullanılmaya başlanmıştır. Savaş zamanlarında, yaralı askerlerin kemik kırıklarını, mermi ya da şarapnel parçası gibi yabancı maddelerin yerlerini tespit etmek için önemli bir araç haline gelmiştir [27]. X-ışınları, kristal yapıların analizinde kullanılmış; örneğin, 1953'te DNA'nın çift sarmal yapısı X-ışını kırınımı kullanılarak keşfedilmiştir [28].



Şekil 2.2. A. B. Röntgen'in elinin radyografı

2.2. X-ışınının Üretimi

X-ışınları, katot ve anot elektrotlarını içeren tüpler kullanılarak üretilir (Şekil 2.3). X-ışınlarının geniş yaygın kullanımı, X-ışını tüplerinin gelişimine yol açmıştır. Önceleri nadir gazla doldurulmuş tüplerin yerini vakumlu tüpler almıştır. Farklı uygulama alanları, farklı X-ışını tüpü gereksinimlerini doğurmuştur. Örneğin, tanısal radyografide, canlı hastanın görüntüsünü alabilmek için, noktasal kaynaktan kısa sürede yüksek yoğunlukta X-ışınları üreten tüpler gerekir. Tüm elektron demetini küçük bir noktaya odaklamak, o noktayı ısıtıp eritebileceği için, bu tür tüpler, genellikle dönen anotlara sahiptir, anot ve katot arasında diğer X-ışını tüpleri kadar yüksek voltaj yoktur; çünkü amaç dokuyu delip geçmek ve yüksek çözünürlüklü görüntü elde etmektir, dokuyu yok etmek değildir. Radyoterapide ise, kötü huylu dokuları yok etmek için, sert X-ışınları (yani, çok kısa dalga boyunda radyasyon) üreten tüpler kullanılır. Bu nedenle, çok daha yüksek voltaj gerekir. Bu tüplerde, odak daha büyük olabilir ve maruz kalma süresi çok daha uzundur. O yüzden, bu tüpler sabit anotla çalışır. Benzer durum, X-ışınları malzemeleri incelemek için kullanıldığında da vardır. X-ışını kırınımı için, odağın nokta odak veya çizgi odak gibi farklı odak tiplerinin kullanımına imkan sağlayan birden fazla pencereye sahip tüpler kullanılırken, X-ışını floresan tüpleri tek bir noktada yoğunlaşmayan odak sağlayan, tek pencerelidir. Bu kırınım ve floresan tüplerinin anot malzemeleri, tungsten kullanan diğer X-ışını tüplerinin aksine, gereksinimlere göre bakır, gümüş vb. olabilir. Malzemelerin makroskopik incelemelerinde, 50 kV ile 400 kV arasında değişen voltaj üreten X-ışını tüpleri gereklidir. Bu incelemeler, malzemelerde kusur veya yabancı cisim tespit etmek gibi amaçlarla yapıldığı için, tanısal radyografideki gibi keskin görüntüler elde etmek gereklidir. Bunun için, noktasal kaynağa yakın fokal spot sağlayan tüplere ihtiyaç vardır. Bu özellik, teşhis tüplerine benzerlik gösterse de, bunlardan daha düşük tüp gücüne sahiptirler. Yeterli yoğunluk ihtiyacı daha uzun süre pozlamayla karşılanabilir. Bu tip tüpler, zorla sıvı soğutmalı, dönmeyen anotlara sahiptir. Tüp tasarımında gelişmeler, tüp duvarı malzemesinde de yaşanmıştır. Çoğunlukla cam malzemeler kullanılarak üretilen tüplerin, metal/seramik teknolojisinin gelişmesiyle birlikte daha hafif, daha kompakt ve daha az kırılğan tüp tasarımları ile taşınabilirliği kolaylaşmıştır. Ayrıca, toprak potansiyelinde metal duvarı olan bu yeni tüpler ile saçılan elektronlar toprağa iletilerek parlama oluşumu önlenabilir [29].



Şekil 2.3. X-ışını tüpü [30]

X-ışını tüplerindeki bir problem, anot hedefte oluşan ısıdır ve bunun uzaklaştırılması gerekir. Duruma göre, sıvı soğutma (su ve yağ gibi) ya da hava soğutma ile yapılabilir [31]. Soğutma sorunu çözüldükten sonra, bir diğer problem ise, yüzey erimesi ile ilgilidir. Hedefte aşırı sıcaklık artışı önlemek için, dönen anotlar kullanılabilir. Herhangi bir noktada ulaşılan maksimum sıcaklık, ışın içindeki akım yoğunluğuna, akımın belirli bir noktaya etki ettiği süreye ki bu da anodun dönüş hızına bağlıdır. Dönen anot tüpleri kullanılarak, kısa pozlama sürelerinin gerekli olduğu durumlarda, görüntüde, hastanın hareket etmesinden dolayı meydana gelen bulanıklık azaltılabilir [32].

Geleneksel bir X-ışını tüpünde, katot genellikle bir odaklama kabı (focusing cup) içine yerleştirilmiş bobin şeklinde tungsten bir teldir. X-ışını tüpü duvarında, oluşan ışıında maksimum X-ışını yoğunluğu elde etmek için ince berilyum bir pencere açılır [33].

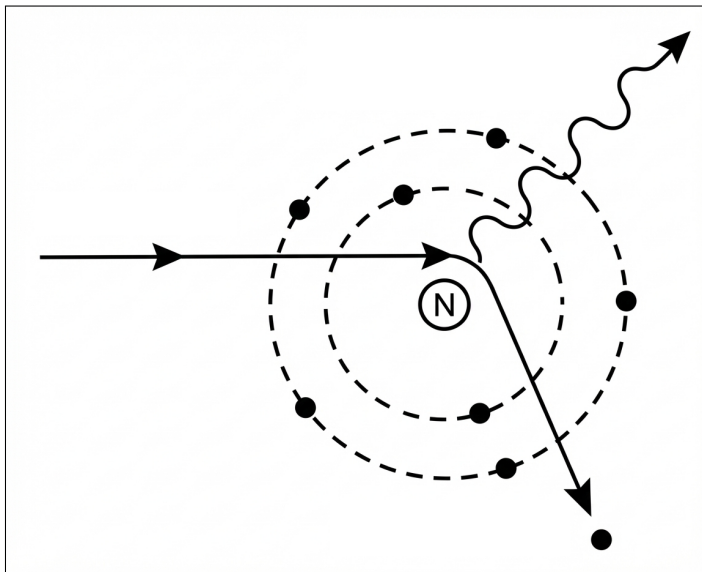
Bir atom, basitçe pozitif yüklü bir çekirdek ve etrafında dönen elektronlarla modellenebilir. Her bir yörüngede belirli sayıda elektron bulunabilir ve bu yörüngeler, sırasıyla K, L, M kabukları vb. gibi adlandırılır. Çekirdeğe en yakın kabuk K olmak üzere, iç kabuklar dış kabuklara göre daha güçlü bağlanma enerjisine sahiptir. Bir elektronu yörüngesinden koparmak için, ona bağlanma enerjisine eşit veya daha büyük bir enerji aktarılmalıdır. Bağlanma enerjisi elementlere göre farklılık gösterir (örneğin, tungsten K kabuğu: 70 keV, bakır K kabuğu: 9 keV). Kabuklar halihazırda dolu olmadığı sürece, elektronlar kabuklar

arasında geçiş yapabilir. Daha dşşk bir kabuğa geçmek enerji açığa çıkarırken, daha yüksek bir kabuğa geçmek için enerji girişi gerekir [34].

Katot flaman ısıtılarak oluşturulan elektronlar, elektrotlar arasına sabit bir potansiyel fark uygulanarak hedef anoda çarpıtılır. Anot malzemesi genellikle tungsten gibi atom numarası yüksek metallerdir. Katottan çıkan elektronların hızlandırılarak tungsten hedef anota çarpmasıyla X-ışınları oluşur. X-ışınları üretiminde iki ana proses vardır.

2.2.1. Bremsstrahlung radyasyonu

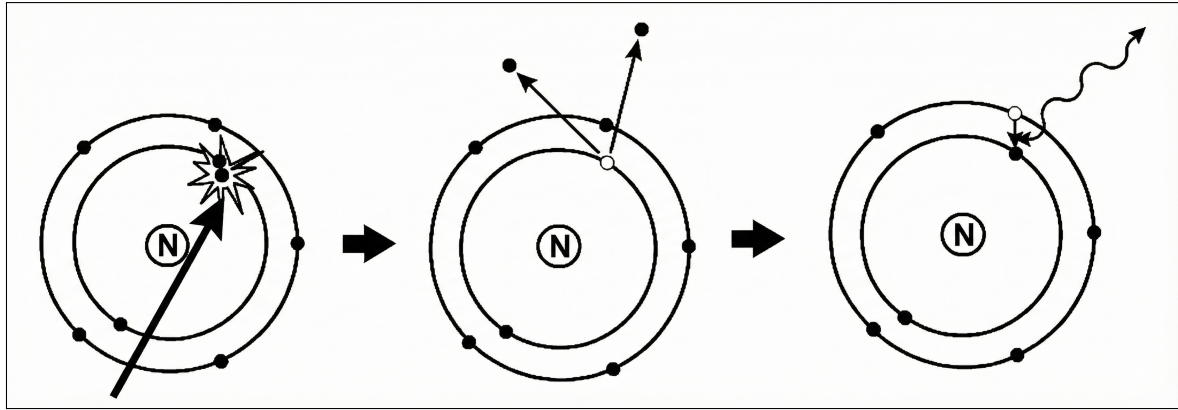
Elektronlar pozitif tungsten atom çekirdeğinden saptırıldığında oluşur (şekil 2.4). Negatif yüklü elektronlar pozitif yüklü çekirdeğin yakınından geçtiğinde çekirdeğe doğru çekilirler ve yönlerinden saparlar. Yönleri değiştiği için enerjilerini kaybederek yavaşlayabilirler. Kinetik enerjideki bu kayıp, radyasyon fotonu yayılmasına sebep olur. Bu radyasyona Almanca'da "frenleme radyasyonu" anlamına gelen Bremsstrahlung radyasyonu denir. Elektronlar durmadan önce birçok etkileşim gerçekleşir ve çoğu enerji kademeli olarak kaybedilir, reaksiyonların %99'u ısı üreter, sadece %1'lik kısım X-ışını üretimini sağlar. Üretilen X-ışınları elektron hızına ve çarpışma türüne bağlı olarak geniş bir enerji aralığına sahiptir. Foton enerjisi, tp voltajı (kVp) ile belirlenen elektron enerjisine bağlıdır [34].



şekil 2.4. Bremsstrahlung radyasyonu

2.2.2. Karakteristik radyasyonu

Yüksek enerjili elektronlar tungsten anoda çarptığında ve iç kabuk elektronlarını kopararak atomu iyonize bıraktığında ortaya çıkar. Normal duruma dönmek için, boşluk daha yüksek bir kabuktan bir elektronla doldurulur. Enerji farkı, X-ışını fotonu olarak serbest bırakılır. Bu X-ışınları, enerjileri, gelen elektronun enerjisine değil, sadece atomun elektron kabuk yapısına bağlı olduğu için karakteristik olarak adlandırılır [34]. Karakteristik X-ışını üretimi, Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Karakteristik radyasyonu

X-ışını üretim sürecini kontrol eden iki temel parametre vardır: uygulanan voltaj (kVp) ve X-ışını tüpü akımı (mA).

2.2.3. Uygulanan voltaj (kVp)

Elektronların sahip olacağı enerji, uygulanan tepe kVp değeri ile doğrudan ilişkilidir. Bu değer, hem üretilen X-ışınlarının maksimum enerjisini (kalitesini) hem de miktarını belirler. kVp artırıldığında, üretilen radyasyon miktarı kilovoltajın karesiyle yaklaşık olarak doğru orantılı şekilde artar.

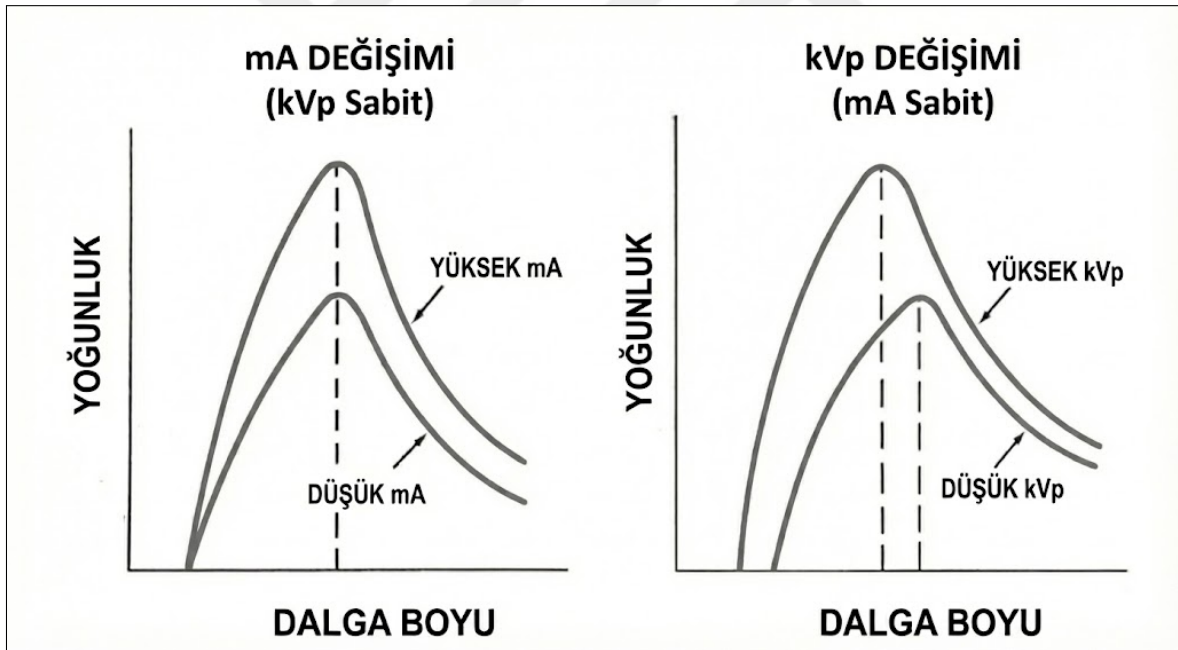
Uygulanan kVp değeri, hedef atomdan yayılan karakteristik radyasyonun enerjisini (veya dalga boyunu) değiştirmez; bu enerji yalnızca hedef materyalin atomik yapısına bağlıdır. Ancak, karakteristik radyasyonun üretilebilmesi için uygulanan kilovoltajın, ilgili atomik

seviyenin bağlanma enerjisini aşan bir eşik değerde olması zorunludur. Örneğin, tungsten (W) bir hedefte K-karakteristik X-ışınlarının oluşabilmesi için en az 70 kVp'lik bir gerilim uygulanması gerekir [34].

2.2.4. X-ışını tüpü akımı (mA)

Kullanılan tüp akımı (mA) elektron sayısını belirler, bu da üretilen X-ışını sayısını etkiler. Yüksek mA değeri, yüksek elektron üretimi, dolayısıyla yüksek miktarda X-ışını üretimi demektir [34].

X-ışını tüpü potansiyeli (kVp) ve X-ışını tüpü akımının (mA) X-ışını demetinin dalga boyu (kalite) ve yoğunluğu üzerindeki etkisi, Şekil 2.6'da gösterilmiştir.

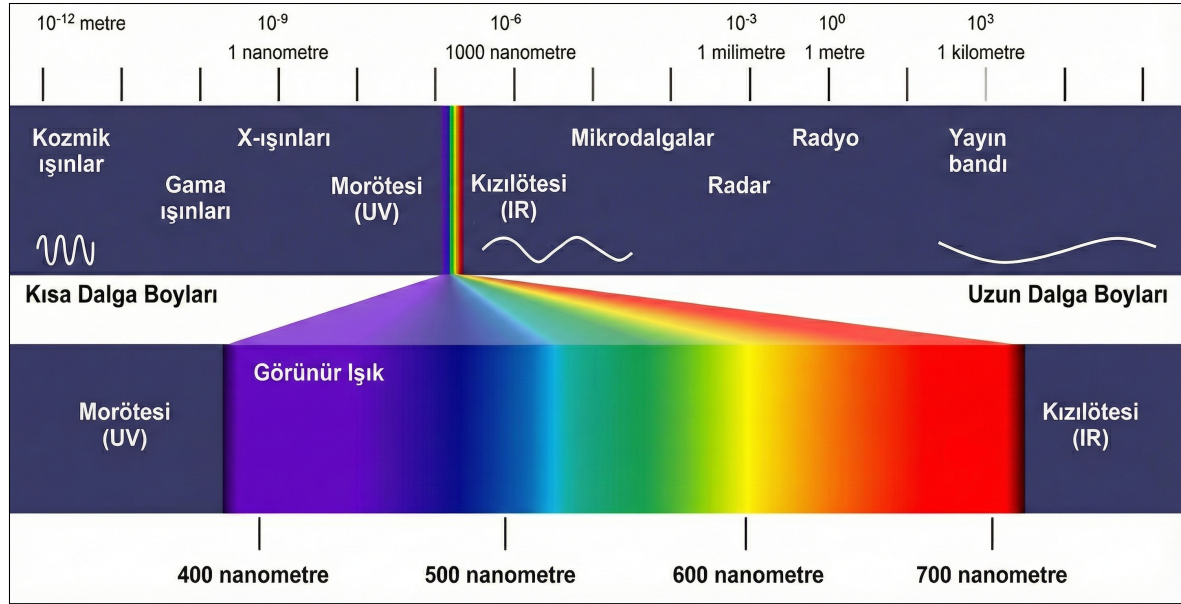


Şekil 2.6. kVp ve mA'nın X-ışını demetinin kalitesi ve yoğunluğu üzerindeki etkisi [34]

2.3. X-ışınının Maddeyle Etkileşimi

X-ışınları, dalgaboyu 0,01 ile 10 nm arasında olan elektromanyetik dalgalardır. Şekil 2.7'de gösterildiği gibi, elektromanyetik spektrumun yüksek enerjili (kısa dalga boylu) ucunda yer alırlar. Dalga boyu 400 ile 700 nm arasında olan görünür ışıqla karşılaştırıldıklarında, dalga

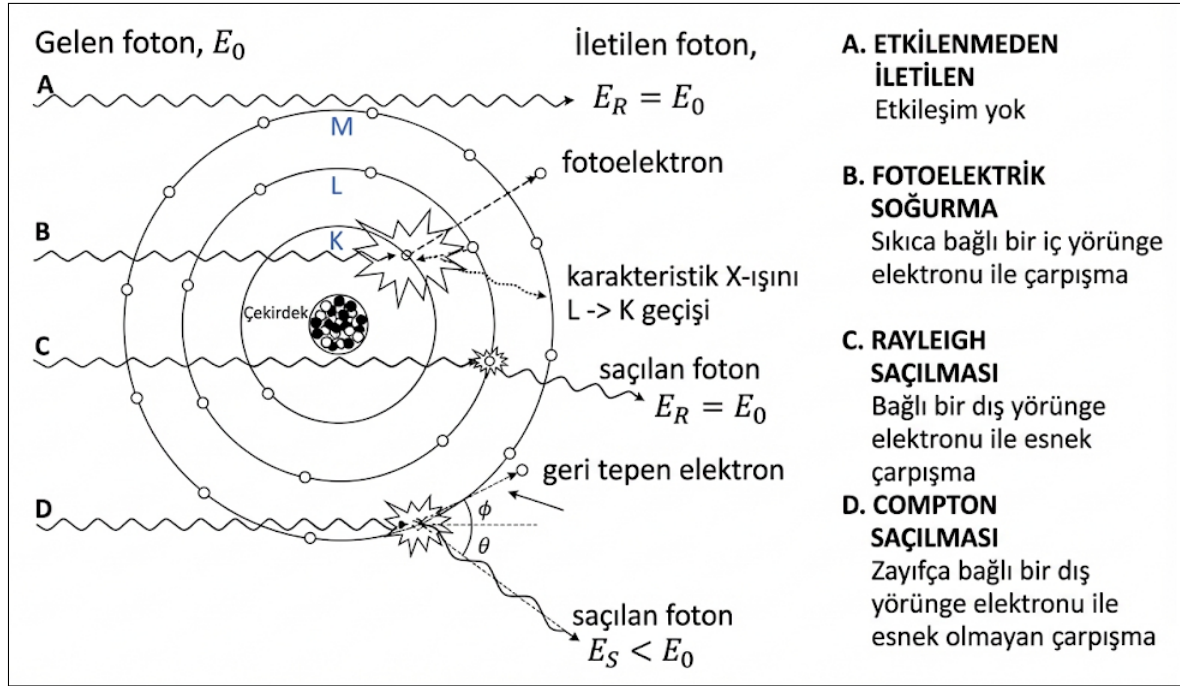
boyu daha küçük ve daha yüksek enerjili olduklarından nesneye nüfuz edebilir [34].



Şekil 2.7. Elektromanyetik spektrum

Tıbbi görüntülemede kullanılacak X-ışınlarının enerji seviyesi, penetrasyon (nüfuz etme) ve kontrast arasında hassas bir denge kurmalıdır. Spektrumun düşük enerjili bölgesi olan yumuşak X-ışınları [124 eV (10 nm) – $12,4 \text{ keV}$ ($0,1 \text{ nm}$)], yetersiz penetrasyon kabiliyetine sahiptir. Bu ışınlar, vücut dokularını geçmeden büyük ölçüde emildikleri için radyolojik görüntüleme için uygun değildir. Buna karşılık, spektrumun çok yüksek enerjili bölgesi (örneğin 124 keV üzeri) ve çok kısa dalga boylarına sahip sert X-ışınları, aşırı yüksek penetrasyon gücü sergiler. Bu ışınlar, farklı yoğunluktaki dokular arasında yeterli bir zayıflama farkı (kontrast) oluşturmadan vücuttan geçip giderler; bu da onları teşhis için verimsiz kılar. Bu nedenle, tıbbi teşhis için optimal aralık (diagnostik aralık), yaklaşık $12,4 \text{ keV}$ ($0,1 \text{ nm}$) ile 124 keV ($0,01 \text{ nm}$) arasındır. Bu enerji aralığındaki X-ışınları, hem anatomik yapıların içinden geçebilecek yeterli penetrasyona hem de farklı doku türlerini ayırt edebilecek yeterli kontrastı oluşturma kabiliyetine sahiptir [35].

X-ışınlarının maddeye nüfuz etme özelliklerinden dolayı, maddenin iç yapısı, bütünlüğü bozulmadan incelenebilir. X-ışınları maddeyle etkileşmeden geçip gidebileceği gibi, madde ile 4 temel etkileşim gerçekleşebilir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. X-ışınının maddeyle etkileşimi [36, 37]

Fotoelektrik soğurma, gelen X-ışını fotonu enerjisi iç kabuk elektronu koparmaya yeterli olduğunda gerçekleşir. Elektron, gelen X-ışını enerjisi ve elektronun bağlanma enerjisi farkına eşit kinetik enerji ile fırlatılır. Elektronun bıraktığı boşluk, üst kabuktaki bir elektron ile dolar ve kabukların elektron bağlanma enerjileri farkına eşit enerjide bir karakteristik X-ışını üretilir [37].

Fotoelektrik soğurma olasılığı, etkileşen atomun atom numarası ile enerjinin oranının kübüyle orantılıdır ($((Z/E)^3)$). Yüksek atom numaralı elementler ve düşük X-ışını enerjilerinde, fotoelektrik etkileşim daha fazla meydana gelir. Bu, radyasyondan korunmak için neden kurşun gibi yüksek atom numaralı elementlerin kullanıldığını açıklar [37].

Rayleigh saçılma, gelen X-ışını fotonu elektronu atomdan sökmeden enerjisini geçici olarak yükselttiğinde meydana gelir. Elektron tekrar eski konumuna geldiğinde, gelen X-ışını fotonu ile aynı enerjide fakat biraz farklı bir yönde X-ışını fotonu yayılır. Bu olay, koherent ya da elastik saçılma olarak da bilinmektedir. Yumuşak dokuların etkin atom numarası ($Z \approx 7, 5$) düşük olduğu için, bu olayın gerçekleşme olasılığı, tüm saçılma olaylarının $\sim 5\%$ 'i gibi bir oranla düşüktür. Rayleigh saçılmasının olasılığı, emilen Z 'nin artması ve X-ışını enerjisinin azalmasıyla artar [37].

Compton saçılma, yüksek enerjili X-ışını fotonu dış kabuk elektronuna çarptığında, enerjisinin bir kısmını elektronu koparmaya harcayarak, geldiği doğrultudan sapar. Compton saçılması kontrastı düşürür ve dolayısıyla görüntü kalitesini olumsuz etkiler. Teşhis amaçlı X-ışını enerji aralığı 10-150 keV arasındadır, bu aralıkta Compton saçılma etkileşimlerinin olasılığı neredeyse enerjiden bağımsız olmakla birlikte, daha yüksek enerjilerde olasılık yaklaşık olarak $1/E_0$ oranında azalır [37].

Çift oluşumu, gelen X-ışını fotonunun enerjisi, iki elektronun durağan kütle enerjisi olan 1,02 MeV'den büyük olduğunda gerçekleşebilir. Oluşan elektron-pozitron çifti, gelen fotonun enerjisini eşit olarak paylaşır. Pozitron kinetik enerjisini harcadığında, herhangi bir elektronla birleşerek yok olma (anilasyon) radyasyonu üretir. Bu radyasyon, elektron-pozitron çiftinin durağan kütle enerjilerinin, (neredeyse) zıt yönlü 511 keV fotonlara dönüşmesi sonucu ortaya çıkar. Tanı amaçlı X-ışını görüntülemeye, kullanılan enerjiler düşünüldüğünde, çift oluşumu ihtimali oldukça düşüktür [37].

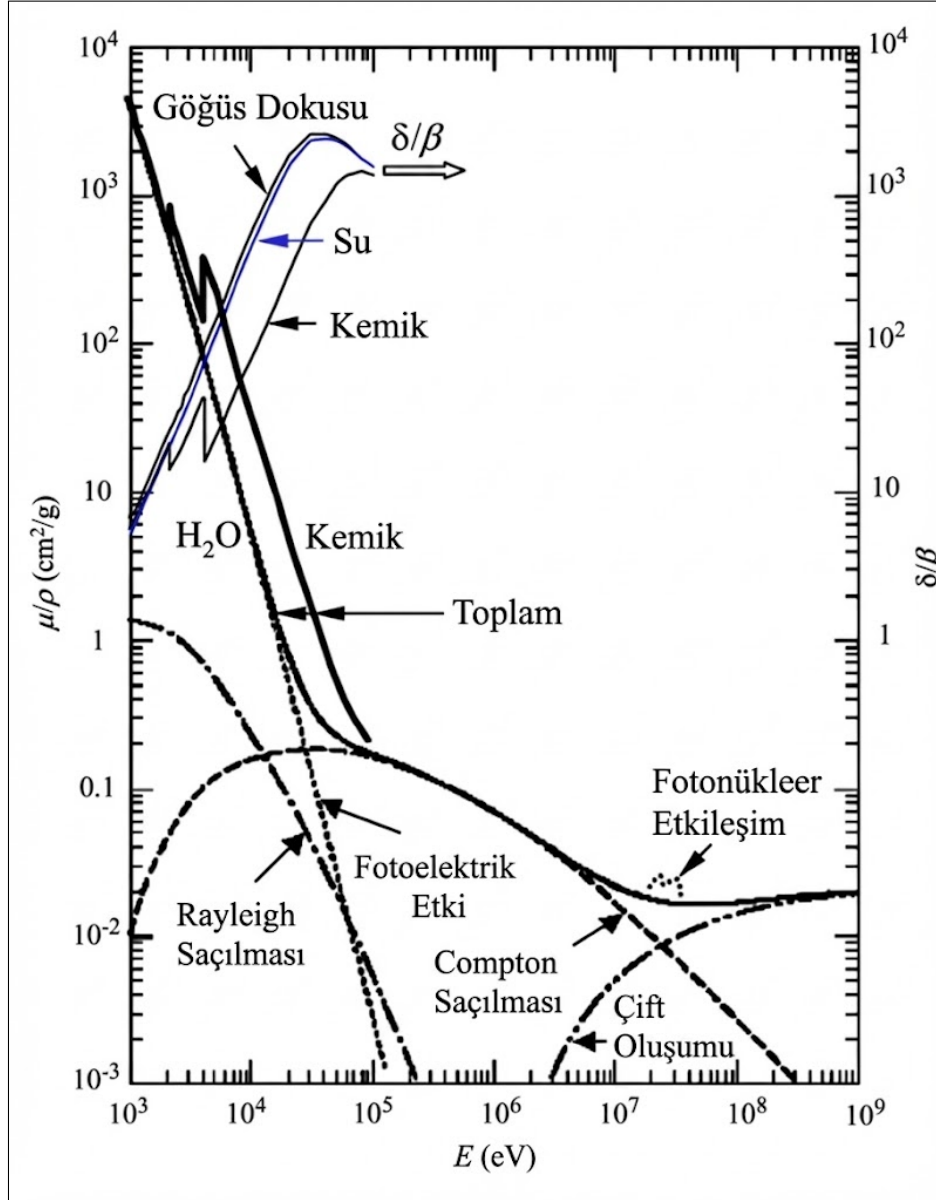
Farklı etkileşim süreçleri ve bunların toplam etkisi, gelen X-ışını enerjisinin fonksiyonu olarak Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Buradan, ışın enerjisinin artmasıyla tüm dokuların zayıflama özelliklerinin azalarak X-ışını için daha şeffaf hale geldiği görülebilir [36]. Bununla birlikte, şekilde göğüs dokusu, su ve kortikal kemik için fazın zayıflama kontrast parametresi oranına (δ/β) bağımlılığı da gösterilmektedir [38]. XPCI teknikleri kısmında buna ayrıca değinilecektir.

Bu etkileşimler, X-ışınının zayıflamasına neden olur. Zayıflama miktarı lineer zayıflama katsayısı (μ) ile tanımlanır. Zayıflama sabiti, X-ışınlarının bir maddeyi ne kadar kolay geçtiğini ifade eder. Gelen X-ışının yoğunluğu I_0 ise, X-ışını l boyunca maddeyi belirli bir t mesafesi geçtikten sonra dedektörde ölçülen yoğunluk I , Beer-Lambert yasası ile tanımlanır:

$$I = I_0 \exp \left(- \int_0^t \mu(l) dl \right) \quad (2.1)$$

X-ışını madde ile etkileştiğinde, gözlenebilecek etkilerden biri de, X-ışınının kırılmasıdır (refraction). Kırılma, Huygen prensibiyle kolaylıkla açıklanabilir. Bu prensibe göre, dalga cephesinin her bir noktasının ayrı bir yayıcı olduğu düşünülür. Dalga cephesi farklı elektron yoğunluğuna sahip bölgelerden geçtiğinde, bu yayıcıların fazı kayar. Bu bölgenin ötesindeki

bu ayrı dalga cephesi yayıcılarının çıkışlarının karmaşık toplamı, dalga cephesinin bir bütün olarak yönünün değiştiğini gösterir. X-ışınının etkileşime girdiği nesnenin şekline, elektron yoğunluğuna, yönüne ve X-ışını enerjisine bağlı olarak, bu yön değişikliği belirlenir [39].



Şekil 2.9. Su ve kortikal kemiğin kütle zayıflama katsayılarının (μ/ρ) X-ışını foton enerjisine bağımlılığı ile göğüs dokusu, su ve kortikal kemik için fazın zayıflama kontrast parametresi orasına (δ/β) bağımlılığı. Yumuşak dokular için faz kontrastının 20-80 keV civarında büyük olduğu görülmektedir [38].

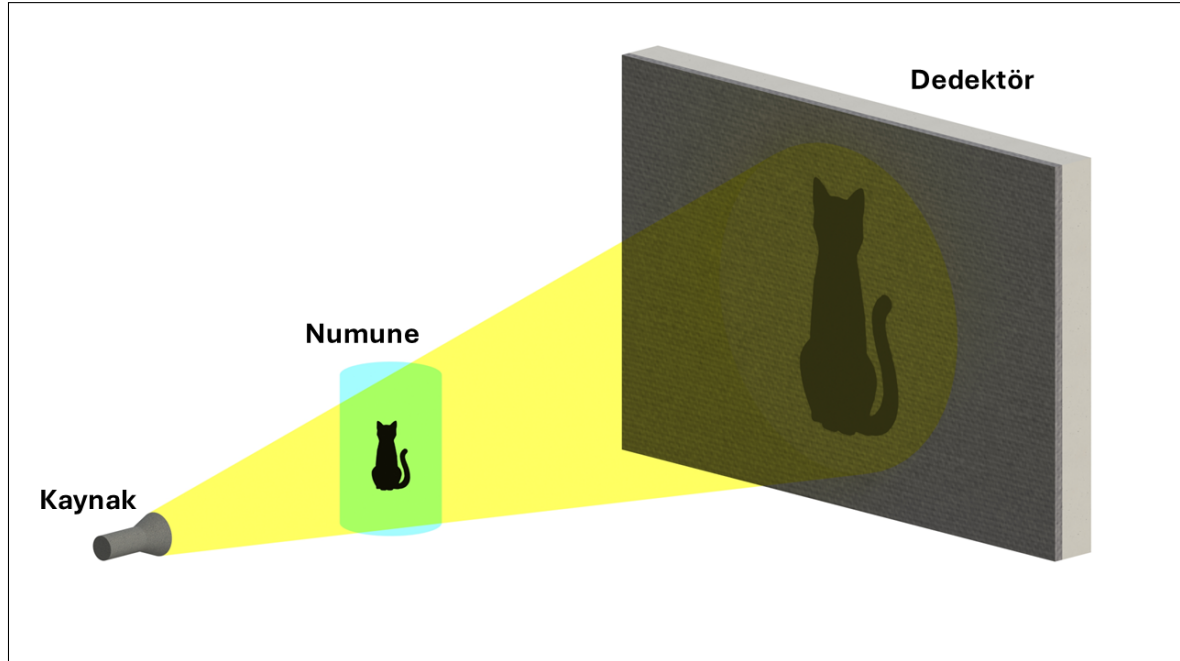
X-ışını faz değişimine duyarlı sistemlerin tasarımında, elektromanyetik radyasyonun koherans (eşevrelilik) özellikleri kritik bir rol oynar. Bu özellikler, zamansal ve uzamsal koherans olarak ikiye ayrılır.

Zamansal koherans, bir dalganın zaman içindeki faz korelasyonunu tanımlar. Pratikte bu, kaynağın ne kadar monokromatik olduğuna bağlıdır. Sadece tek bir dalga boyunda (enerjide) ışıma yapan bir kaynak, yüksek zamansal koheransa sahipken; birden fazla dalga boyu içeren (polikromatik) bir kaynak, düşük zamansal koheransa sahiptir. Bu farklı dalga boyları zaman içinde birbirleriyle olan faz ilişkisini kaybeder ve zamansal koherans bozulur [40].

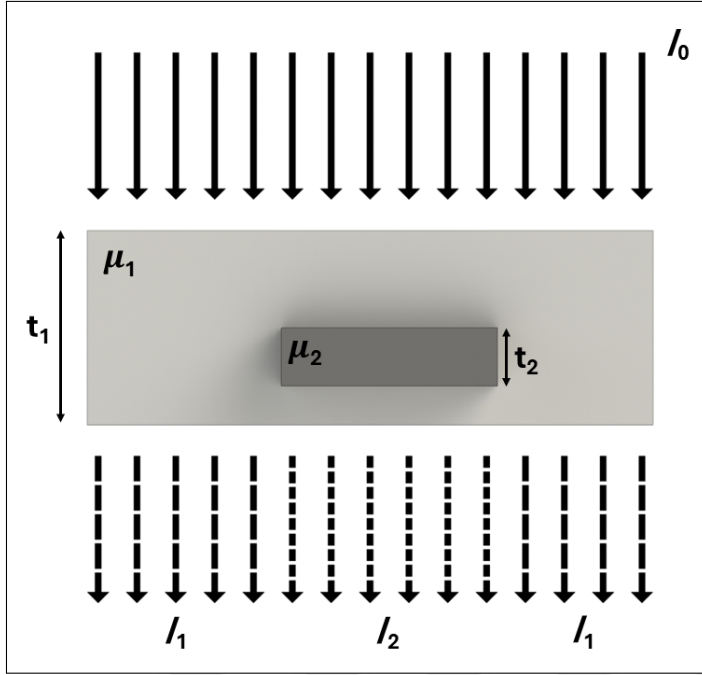
Uzamsal koherans ise, bir dalga cephesi üzerindeki farklı noktaların birbiriyle olan faz korelasyonunu ifade eder. Bu, kaynağın boyutuna bağlıdır. İdeal bir noktasal kaynak, uzamsal olarak tam koherent bir dalga cephesi üretir. Kaynağın boyutu büyüdükçe, dalga cephesindeki noktaların faz korelasyonu azalır ve uzamsal koherans düşer [40].

2.4. Planar X-ışını Görüntüleme

Geleneksel bir X-ışını tarayıcısı, X-ışını kaynağı ve dedektörden oluşur. İncelenen numune bu ikisi arasına yerleştirilir (Şekil 2.10). Planar (düzlemsel) X-ışını görüntülemeye 3-boyutlu bir nesnenin 2-boyutlu izdüşümü (projeksiyonu) elde edilir.



Şekil 2.10. Planar X-ışını görüntüleme



Şekil 2.11. Zayıflama kontrastı

X-ışını görüntüleme alanında yıllar içinde birçok gelişme yaşanmış olsa da, görüntü kontrastı yaratmanın altında yatan fiziksel prensip Röntgen'in X-ışınını keşfinden beri aynı kalmıştır. Farklı maddelerin kendine özgü X-ışını zayıflama katsayıları vardır ve bu katsayılardaki fark, görüntü kontrastı sağlar. Şekil 2.11 göz önünde bulundurularak, zayıflama kontrastı şöyle yazılır [1]:

$$C_{att} = \frac{I_1 - I_2}{I_1} \quad (2.2)$$

Burada, I_1 , sadece zayıflama katsayısı μ_1 olan kısımdan geçen X-ışını yoğunluğu, I_2 ise, μ_2 zayıflama katsayılı kısmı da içeren bölgeden geçen X-ışını yoğunluğudur. I_0 gelen X-ışınının yoğunluğu, t_1 ve t_2 yukarıda tanımlı bölgelerin kalınlıkları olmak üzere, Beer-Lambert yasasına göre;

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu_1 t_1) \quad (2.3)$$

$$I_2 = I_0 \exp[-\mu_1(t_1 - t_2)] \exp(-\mu_2 t_2) \quad (2.4)$$

yazılabilir. Bu durumda, zayıflama kontrastı aşağıdaki gibi elde edilir.

$$C_{att} = 1 - \exp[(\mu_1 - \mu_2)t_2] \quad (2.5)$$

Buradan rahatlıkla görülebilir ki, iki bölgenin zayıflama katsayıları birbirine çok yakın olduğunda, $\mu_1 - \mu_2 \sim 0$ olur ve dolayısıyla zayıflama kontrastı yok olur. Aynı çıkarımı, t_2 kalınlığı çok ince olduğunda, $t_2 \sim 0$, da yapmak mümkündür [1].

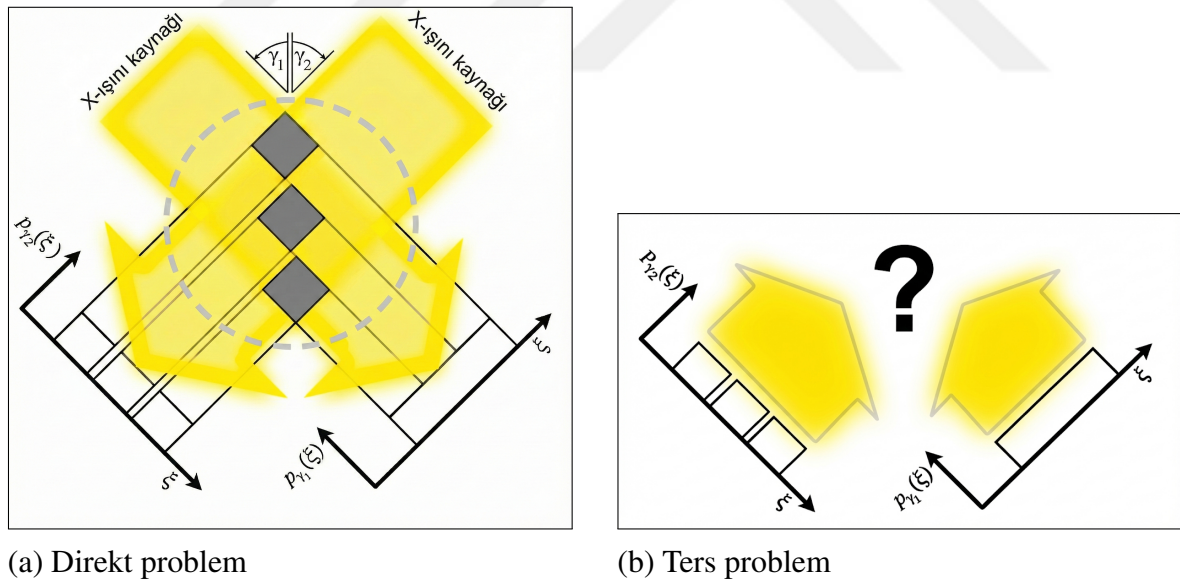
Planar X-ışını görüntülemenin iki ana dezavantajı vardır. Bunlardan biri, yukarıda bahsedilen benzer zayıflama sabitine sahip yapıları ayırt edememesi veya X-ışınını yüksek oranda geçiren (X-ışınına saydam olan) yumuşak malzemeleri tespit edememesidir. Şekil 2.2’de gösterilen Röntgen’in eşinin elinin radyografından da gözlemlenebilir. X-ışınını yüksek soğuran kemik ve metal yüzük net bir şekilde görünürken kemik etrafındaki yumuşak dokuların yalnızca soluk hatları görünmektedir. Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için, Bölüm 3’te verilen faz kontrastlı X-ışını görüntüleme yöntemlerinden yararlanılır. Bir diğer kısıtlama ise, planar X-ışını görüntüleme, bir projeksiyon yöntemi olduğu için malzemeyi geçtiği yol boyunca bulunan tüm yapılar üst üste biner ve seçilemezler. Bunun için, Kısım 2.5’te bahsedilen bilgisayarlı tomografi (BT) numunenin derinliğiyle birlikte görüntülenmesini sağlar.

2.5. Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi iki Yunanca kelimenin "tomos" (slice/kesit) ve "graphein" (draw/çizmek) birleşiminden oluşur. Dilimize Fransızca "tomographie" kelimesinden geçmiş ve Türk Dil Kurumu’na göre anlamı "bir organ veya organizma kesitinin röntgenle filmini çekme yöntemi" olarak tanımlanmıştır [41]. BT, modern tıbbın ve endüstriyel denetlemenin en güçlü araçlarından biridir. Temel amacı, bir numunenin iç yapısını, ona fiziksel olarak müdahale etmeden, kesitsel görüntüler halinde ortaya çıkarmaktır. Bu, dışarıdan yapılan bir dizi ölçümden yola çıkarak içerideki yapının bir haritasını çıkarmayı gerektiren, özünde matematiksel bir ters-problem (inverse problem) çözümüdür.

BT’nin keşfiyle ilgili tarihsel bir yolculuğa çıkmadan önce, fizikte "direkt problemler" ve "ters problemler" ile ilgili bilgi vermek uygun olacaktır. Aslında çokça aşına olduğumuz

direkt problemler, matematiksel model ve sınır koşulları bilindiğinde sistem için bir çözüm üretmektir. Yani, kısaca, belirli nedenlerden kaynaklanan etkileri belirlemeye çalışır. X-ışını görüntülemeyi düşündüğümüzde, bilinen bir görüntüleme sisteminde bilinen bir numuneyi aydınlatan bilinen bir X-ışını dalga alanını alarak belirli bir konumdaki dedektörde oluşan numune görüntüsünü çıkarmak bir direkt problemdir. Ters problemler ise, bunun tam tersi bir mekanizmaya sahiptir ve etkilerden nedenleri çıkarmaya çalışır. Örneğin, numunenin bir veya daha fazla X-ışını faz kontrast görüntüsü verildiğinde numune bilgilerini geri kazanma ters problemin konusudur [42]. Ters problemler, direkt problemlerle karşılaştırıldığında daha zordur. Basitçe, şekil üzerinde özetlemek gerekirse, Şekil 2.12a'da farklı açılardan ışınlanan numune için projeksiyon açısına göre ışının zayıflama profillerinin elde edilmesi gösterilmektedir. Ayrıca, buradan tek bir projeksiyon açısında elde edilen profilin tek başına, ayrılmış nesnelerin sayısını tahmin etmeye yetmeyeceğinin bir temsili görülmektedir. Bu elde edilen projeksiyonlardan numunenin uzamsal yapısının hesaplanması, yani görüntü rekonstrüksiyonu bir ters problemdir (Şekil 2.12b).

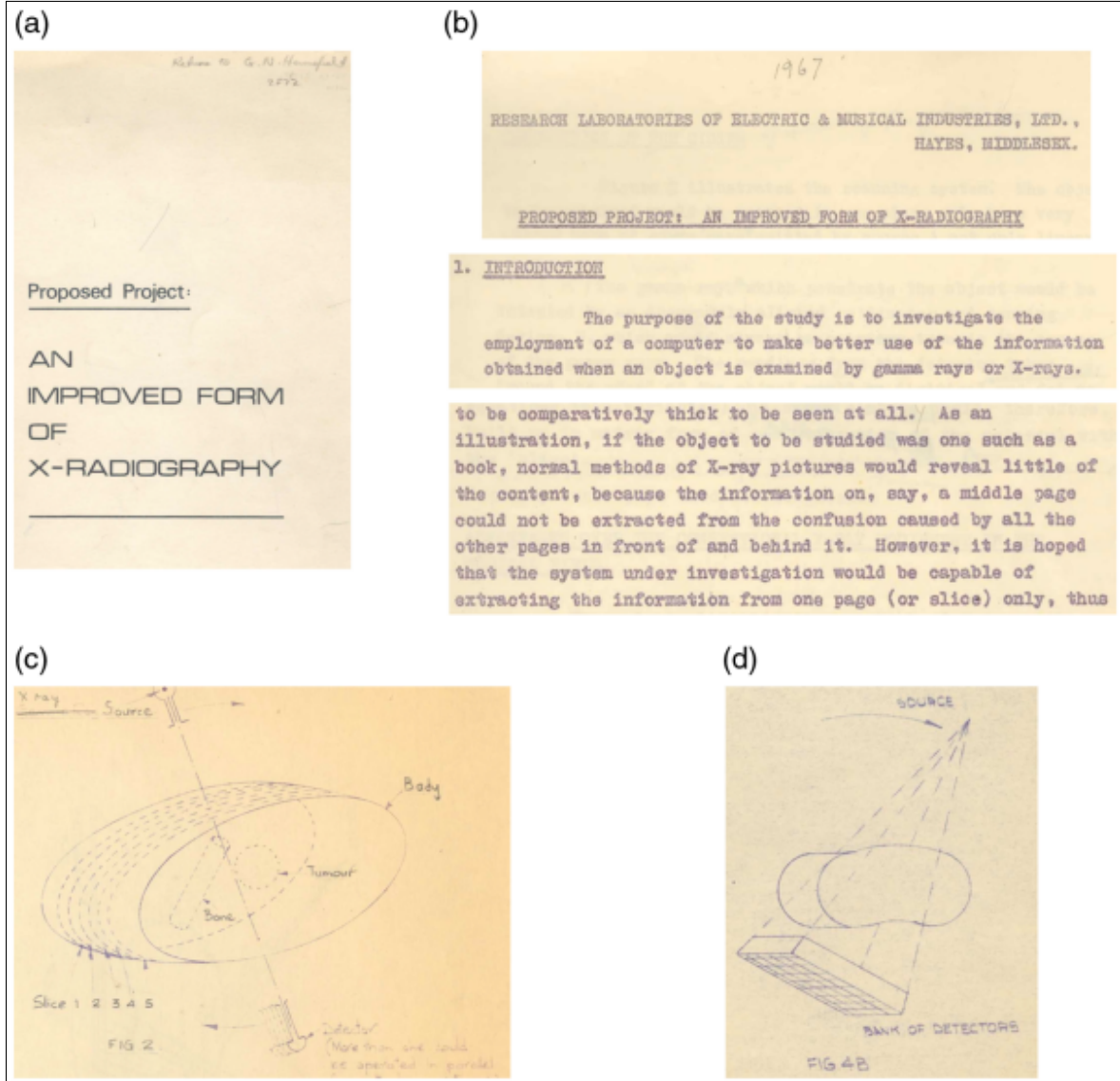


Şekil 2.12. (a) BT'nin şematik gösterimi (b) BT'deki ters problemin şematik gösterimi [43]

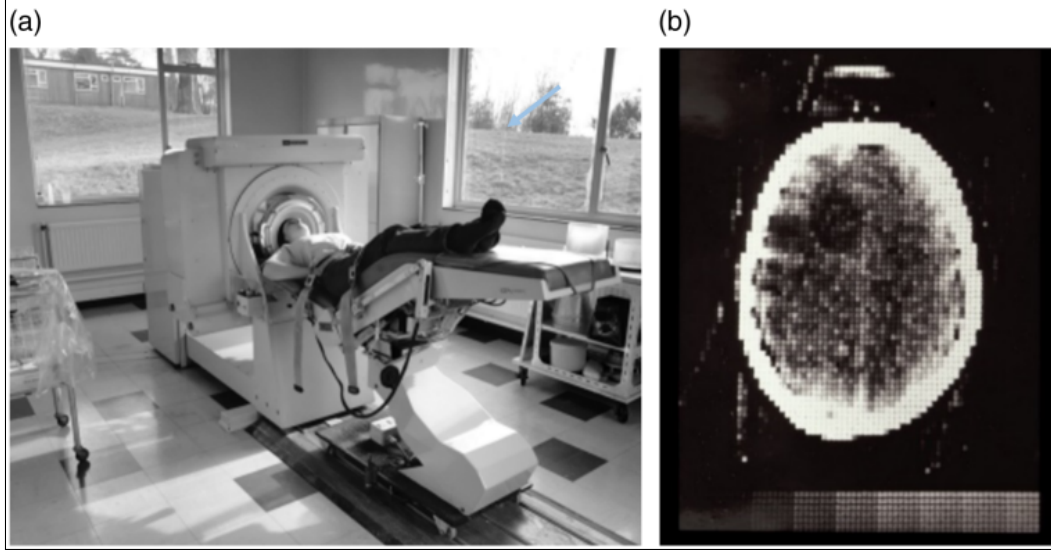
Allan M. Cormack, uzun zamandır kullanılan, homojen malzemelerden geçen X-ışınlarını üstel (eksponansiyel) soğurmanın yeterli olmadığını, homojen olmayan ortamlar için zayıflama katsayılarının nicel olarak belirlenmesine ihtiyaç olduğunu düşünüyordu. Çünkü, tüm radyografi uzaydaki bir ortamın zayıflama katsayısının değişkenliğine bağlıdır. Değişken zayıflama katsayılarının tayini, radyoterapide hassas dozimetri hesapları sağlayacaktır.

Cormack, sorunu, bir fonksiyonun çizgi integrallerinin çözülmesine indirgedi ve deneysel çalışmalarla uyum elde ederek, 1963'te [44] dairesel simetriye sahip malzemeler için, 1964'te [45] de dairesel simetriye sahip olmayan malzemeler için bilgisayar işleme tekniklerini kullanarak zayıflama katsayıları çalışmalarını yayınladı. Bu, bilgisayar destekli tomografinin ilk deneysel gösterimi olarak kabul edilebilir [46]. Cormack'ın çalışmaları BT'nin matematiksel temellerini oluşturmaktadır.

Cormack'ın çalışmalarından habersiz Goldrey N. Hounsfield ise, önceki matematiksel yaklaşımlar hakkında bilgi sahibi olmadan, o dönem mevcut bilgisayarlarla uyumlu mümkün olan en basit aritmetik işlemleri kullanarak BT rekonstrüksiyon sorununa çözüm geliştirmiş ve 3-boyutlu X-ışını fikri için ödenek arıyordu. Şekil 2.13'te, Hounsfield'in 1968'de Birleşik Krallık Sağlık ve Sosyal Güvenlik Departmanı'na fon için başvurduğu araştırma önerisinin bazı bölümleri gösterilmektedir. İlginçtir ki, herhangi bir BT görüntüsü görmeden ya da uygulamalı bir tecrübesi olmadan BT'yi modellemiştir. "Geliştirilmiş Bir X-radyografi Yöntemi" başlıklı bu önerinin amacı, "bir nesne gama ve X-ışınları ile incelendiğinde elde edilen bilgilerin daha iyi kullanılması için bilgisayarın kullanımını araştırmak" olarak belirtilmiştir. Tomografik kesitler fikrini "kitap" analogisi kullanarak açıklamıştır: "incelenecek nesne bir kitap olsaydı, geleneksel X-ışını yöntemleri içeriğin çok azını ortaya çıkarırdı, çünkü örneğin orta sayfasındaki bilgiler, önündeki ve arkasındaki diğer sayfaların yarattığı karışıklıktan dolayı çıkarılamazdı. Ancak, araştırılan sistemin yalnızca bir sayfadan (veya kesitten) bilgi çıkarabileceği umulmaktadır..." (Şekil 2.13b). Şekil 2.13d'de görüldüğü gibi, tüm anatomik hacmi incelemek için, dikdörtgen şeklinde bir dedektör dizisi diyagramı çizerek, hacimsel konik ışın taramasını öngörerek, ilk BT tarayıcının temellerini atmıştır. Daha sonra, Hounsfield, Atkinson Morley Hastanesi'nde nöroradyoloji uzmanı olan Dr. James Ambrose ile işbirliğine başlamış, 1971'de ilk canlı hasta BT taramasını gerçekleştirmişlerdir (Şekil 2.14) [46]. Cormack ve Hounsfield, 1979'da "bilgisayar destekli tomografinin geliştirilmesinden dolayı" Fizyoloji veya Tıp alanında verilen Nobel ödülünü paylaşmışlardır [47].



Şekil 2.13. Hounsfield'in araştırma önerisinin bölümleri. (a) Kapak sayfası (b) Giriş ve kitap analogisi bölümleri (c) Hasta anatomisinin kesit diyagramı (d) Anatomi hacmi incelemek için dedektör dizisi diyagramı [46]



Şekil 2.14. (a) Atkinson Morley Hastanesi'ndeki ilk BT tarayıcısı (b) İlk tarama görüntüsü

2.5.1. Rekonstrüksiyon metotları

Bir X-ışını kaynağı ve onun tam karşısında konumlandırılmış bir dizi hassas dedektörden oluşan BT sistemi, incelenmek istenen numunenin etrafında dairesel bir yörüngede dönerek numuneyi kesitsel olarak tarar. Kaynaktan çıkan X-ışınları numuneden geçerken, karşılaştıkları dokuların yoğunluğuna ve atomik yapısına bağlı olarak zayıflamaya uğrarlar. Daha anlaşılır olması için, pek çok kişinin aşına olduğu medikal görüntülemeye örnek vermek gerekirse, yumuşak dokular, ışınları yoğun bir yapı olan kemikten çok daha az zayıflatır. Numuneden geçen X-ışınlarının şiddeti dedektör tarafından ölçülür.

Bir numunenin 2-boyutlu radyografisinde, derinliği boyunca üst üste binen yapılardan dolayı kaybedilen uzamsal çözünürlük, BT ile belli açılarda projeksiyonu alınarak giderilebilir. Bunun için, X-ışını kaynağı ve dedektör numune etrafında döndürülebilir ya da X-ışını kaynağı ve dedektör sabit tutularak numune eksenine etrafında döndürülebilir. Alınan projeksiyonlar kullanılarak, analitik ve cebirsel rekonstrüksiyon algoritmaları yardımıyla numunenin 3-boyutlu rekonstrüksiyonu yapılır.

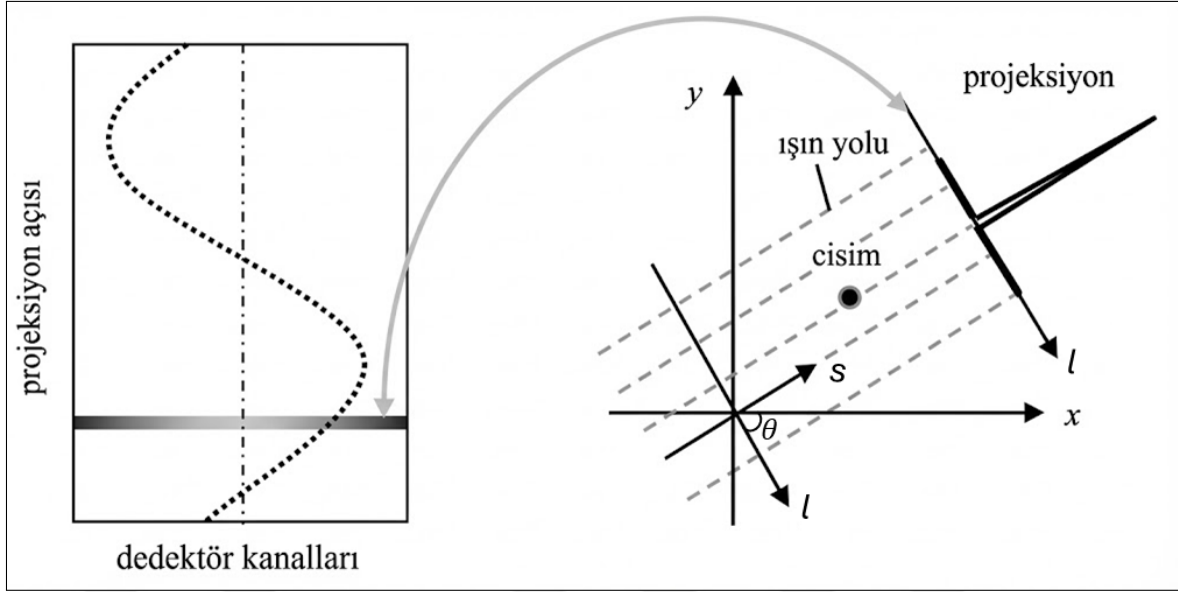
Burada, matematiksel ifadelerden yararlanarak, BT ile ilgili daha derinlemesine bir bakış açısı kazanacağız. Öncelikle, bir tarama geometrisi tanımlanmalıdır. Paralel ışın, fan ışın ve koni ışın olmak üzere üç tarama geometrisi vardır. Bunların ayrıntılı karşılaştırması bu tez kapsamının dışındadır, daha fazla bilgi için referanslardan yararlanılabilir. Ancak, şunu

belirtmek gerekir ki, BT'nin altında yatan prensiplere, diğerlerine göre daha kolay anlaşılması bakımından paralel ışın geometrisi kullanarak bakacağız.

BT veri setinin aslında, geleneksel radyografide elde edilen projeksiyonlardan oluştuğunu söyleyerek başlayabiliriz. Bu projeksiyonlar 2π açısal aralıkta her bir projeksiyon açısında tarama yapılarak alınır. Biz burada, paralel ışın geometrisi kullandığımız için π açısal aralığında alınan projeksiyonları düşünerek tartışmamıza devam edeceğiz. Şekil 2.15, paralel ışın tarama geometrisini göstermektedir. Burada, (x, y) koordinat düzlemi sabit nesnenin bulunduğu uzay, bunun x eksenine θ açısı yapacak şekilde oluşturulmuş (l, s) dönen örnekleme sistemi ise, herhangi bir projeksiyon açısının koordinatlarını temsil etmektedir: s eksen, gelen X-ışını demetine paraleldir ve l , projeksiyon doğrusu üzerindeki dedektörün konumunu belirtmektedir [35]. X-ışını demeti yolu boyunca numuneyi delip geçecek ve bir kısmı soğrulduktan sonra dedektörde zayıflayan X-ışınının şiddeti ölçülecektir. Bu, $f(x, y)$ uzayın (x, y) konumlarındaki lineer zayıflama katsayısını temsil etmek üzere;

$$p_{\theta}(l) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy \quad (2.6)$$

ile verilir. Burada, $p_{\theta}(l)$ nesnenin 2-boyutlu Radon dönüşümüdür ve $\delta(\cdot)$, Dirac delta fonksiyonu olup, integrali $x \cos \theta + y \sin \theta = l$ doğrusu boyunca sınırlar. İlginçtir ki, Radon transformu BT'nin keşfinden çok öncesine dayanmaktadır. Radon bunu 1917 yılında önermiştir [48]. Radon transformunun grafiksel gösterimi Şekil 2.15'teki sinogramdır. Yatay eksen dedektör piksellerini, dikey eksen projeksiyon açısını gösterir. Yani, yataydaki her bir dizi, o dönme açısında alınan projeksiyona karşılık gelir. Tek bir noktanın sinogramı bir sinüs eğrisi oluşturur. Dolayısıyla, bir nesnenin birçok küçük noktadan oluştuğu düşünülürse, herhangi bir nesnenin sinogramı, noktaların oluşturduğu sinüs eğrilerinin süperpozisyonudur.



Şekil 2.15. Sinogram uzayı

BT'de amaç, her bir açıda elde edilen projeksiyonlardan nesneyi temsil eden $f(x, y)$ fonksiyonunu bulmaktır. Sinogramlardan anlamlı bir kesit görüntü elde etmek için, frekans uzayı denilen farklı bir matematiksel alana geçiş yapmak gerekir. Bunun için, Fourier dönüşümü kullanılır:

$$F(q_x, q_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(q_x x + q_y y)} dx dy \quad (2.7)$$

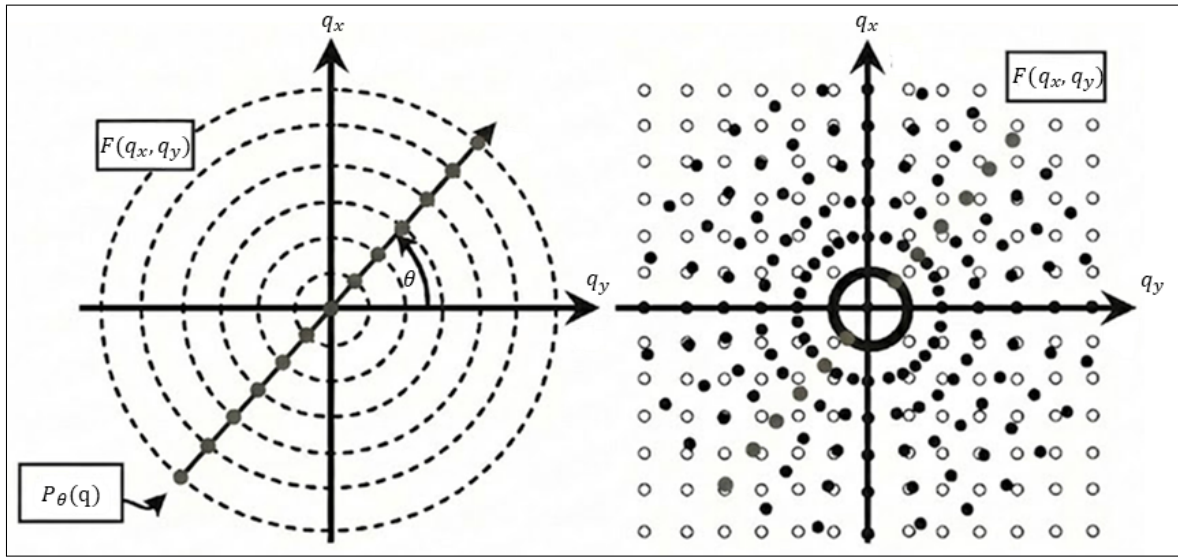
Burada, $q_x = q \cos \theta$ ve $q_y = q \sin \theta$ kutupsal koordinatlardan kartezyen koordinatlara geçişi temsil eder. Bir boyutlu projeksiyona da Fourier dönüşümü uygulanabilir:

$$P_{\theta}(q) = \int_{-\infty}^{\infty} p_{\theta}(l) e^{-j2\pi q l} dl \quad (2.8)$$

Bu noktada, BT rekonstrüksiyonunun teorik temelini oluşturan, projeksiyon dilim dönüşümü olarak da bilinen Fourier dilim teoremi devreye girer. Bu teorem, uzay domeni (projeksiyonlar) ile frekans domeni arasında inanılmaz derecede güçlü bir bağlantı kurar. Bu teoreme göre, bir numunenin $f(x, y)$ θ açısı ile elde edilen paralel projeksiyonunun 1-boyutlu Fourier dönüşümü, $f(x, y)$ fonksiyonunun aynı açı ile alınan 2-boyutlu Fourier dönüşümünün orijininin geçen bir dilime (çizgiye) eşittir [43]:

$$P_{\theta}(q) = F(q\cos\theta, q\sin\theta) \quad (2.9)$$

Bu teorem, rekonstrüksiyon için bir yol haritası sunar. Her bir projeksiyonun Fourier dönüşümünü alarak, görüntünün 2-boyutlu frekans haritası (genellikle k-uzayı denir) merkezden dışarı doğru yayılan radyal çizgilerle doldurulur (Şekil 2.16). Tarayıcı döndükçe, k-uzayının farklı açıları bu şekilde doldurulur. Yeterli sayıda açıdan veri toplandığında, k-uzayının büyük bir kısmı tamamlanmış olur ve görüntünün tam frekans tarifi elde edilir. Bu tariften yola çıkarak görüntünün kendisini oluşturmak artık mümkündür.



Şekil 2.16. Projeksiyon ölçümlerinin Fourier transformu

Fourier dilim dönüşümü ile teorik çerçeve oluşturulduğuna göre, sinogram verisinden nihai görüntüyü oluşturacak algoritmalara geçiş yapılabilir. Bunlar, temel olarak iki sınıfa ayrılarak incelenebilir.

Analitik rekonstrüksiyon metotları

Bu yöntemde, Radon dönüşümünün tersi alınır. "Geri projeksiyon" adımı ile her bir projeksiyon verisi, alındığı yol boyunca görüntü matrisine geri "yayılır" (smearing). Ters Fourier dönüşümü yapılarak orijinal görüntü $f(x, y)$ yeniden oluşturulur. Kısaca, bir dizi 1-boyutlu Fourier dönüşümü ardından 2-boyutlu ters Fourier dönüşümü tomografik rekonstrüksiyon sürecini oluşturur.

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(q_x, q_y) e^{j2\pi(q_x x + q_y y)} dq_x dq_y \quad (2.10)$$

Fourier dilim teoremi rekonstrüksiyon için basit bir çözümdür. Ancak, Fourier uzayı, farklı projeksiyonlardan alınan örneklerin kutupsal koordinat gridine yerleştirilmesiyle oluşur ve 2-boyutlu ters Fourier dönüşümü bu örneklerin kartezyen koordinatlara enterpolasyonu veya yeniden gridlenmesini gerektirir. Frekans alanında enterpolasyon hatası, ters Fourier dönüşümünden sonra görüntünün görünümünü etkiler. Bu yüzden, ters Fourier dönüşümü adımı, her bir projeksiyon, frekans uzayında bir "rampa filtresi" ($|q|$) ile filtrelendirir. Bu yüksek geçirgen filtre, görüntüdeki detayları ve kenarları oluşturan yüksek frekans bileşenlerini matematiksel olarak güçlendirir. Bu sayede, geri projeksiyonun neden olduğu bulanıklığı telafi ederek keskin ve doğru bir görüntü elde edilmesini sağlar.

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(q) |q| e^{j2\pi q(x \cos \theta + y \sin \theta)} dq d\theta \quad (2.11)$$

Bu yöntem, "filtrelenmiş geri projeksiyon" (filtered back projection, FBP) olarak adlandırılır. Uzun yıllardır kullanılan basit, hızlı ve verimli bir yöntemdir. Ancak FBP, X-ışını kaynağının bir noktasal kaynak olduğu, her bir dedektör hücresinin şekli ve boyutunun, tüm X-ışını etkileşimlerinin dedektör hücresinin merkezinde gerçekleştiği, rekonstrüksiyon görüntü piksellerinin kare grid üzerinde bulunan sonsuz küçük noktalar olduğu, ölçümlerin doğru ve istatistiksel dalgalanmalardan etkilenmediği varsayılarak yapılan analitik bir algoritmadır ve görüntü kalitesini etkiler. Gerçek fiziksel dünyaya daha uygun rekonstrüksiyon yöntemleri üzerine araştırmalar yapılması kaçınılmaz bir sonuçtur. Bunlardan biri de, bir sonraki başlıkta bahsedeceğimiz iteratif rekonstrüksiyon yöntemleridir [35].

Cebirsel rekonstrüksiyon metotları

FBP çok hızlı ve çok fazla hesaplama gücü gerektirmemesine rağmen, pratik uygulamalara uymayan bazı varsayımlar yapar. X-ışını kaynağının küçük, mükemmel bir nokta olduğunu ve tek bir enerji seviyesine (monokromatik) sahip olduğunu varsayar. Oysa gerçekte, kaynağın bir boyutu vardır ve ışın birden fazla enerji seviyesine (polikromatik) sahiptir. Ayrıca, FBP'nin verinin gürültü (noise) içermediği varsayımı yine gerçek dünya uygulamalarını yansıtmaz. Bu yüzden FBP'nin ürettiği görüntüler, artefakt olarak bilinen hatalar içerir ve görüntü

kalitesini düşürür. Bu sorunların üstesinden gelmek için, "dene-yanıl" yaklaşımı kullanan iteratif algoritmalar kullanılabilir.

İteratif rekonstrüksiyon, özünde dev bir yapbozu çözerek görüntü oluşturma işidir. Yapbozun her bir parçası (piksel) bir sayıya ihtiyaç duyar. Bu sayı, o spesifik parçadaki bilinmeyen değişkeni (zayıflama katsayısı) temsil eder. Başlangıçta, algoritmanın bu sayıların ne olması gerektiği hakkında hiçbir fikri yoktur. Tarayıcının bir açıdan aldığı her ölçüm, matematiksel bir denklem olarak yazılabilen yapbozun bir parçasını sağlar. Bu denklemlerdeki bilinmeyenler tüm piksellerin değerleridir. Bir BT tarayıcı binlerce ölçüm aldığı için büyük bir lineer denklem sistemi elde edilir. Bu lineer sistemi çözmek rekonstrüksiyon problemini çözmek demektir. Böylece, görüntüdeki her piksel için doğru değer bulunur.

İteratif algoritmalar, son görüntünün nasıl görüneceğini tahmin ederek başlar, ardından tahmin edilen görüntünün bir taraması simüle edilir. Bunu yapmak için, tam olarak gerçek bir X-ışınının bir nesneden geçeceği gibi, belirli bir çizgi boyunca tüm piksellerin değerlerini toplar. Bu hesaplama, "direkt projeksiyon"dur. Daha sonra, direkt projeksiyondan elde edilen sonuç, aynı çizgi için kaydedilen gerçek tarama verisiyle karşılaştırılır. Bu ikisi arasındaki fark, minimum olana kadar bu döngüyü sürdürür. Hesaplanan projeksiyonlar neredeyse gerçek olanlarla eşleştiğinde, süreç tamamlanır ve son tahmin edilen görüntü, rekonstrüksiyon sonucu elde edilen görüntüdür [49].

Cebirsel rekonstrüksiyon tekniklerinde, BT'nin pratik uygulamasının ayırık doğası en başından itibaren dikkate alınır. Görüntülenecek numunenin kesiti bir dizi hücre olarak kabul edilir. Her bir hücre, bilinmeyen değişkene (f_j), yani o noktadaki numunenin X-ışınına karşı gösterdiği zayıflatma gücünü temsil eden bilinmeyen bir lineer zayıflama katsayısına (μ) sahiptir. Işın yolu boyunca geçilen hücrelerin zayıflama katsayıları toplanarak projeksiyon oluşturulur. Şekil 2.17'de uzamsal olarak ayırık zayıflama değerlerinin durumu şematik olarak gösterilmektedir. Şekil 2.17a'da 2×2 hücreli bir kesit gösterilmiştir. Burada 3 projeksiyon açısında alınan projeksiyonlar için aşağıdaki denklemler yazılabilir. Dört bilinmeyeni çözmek amacıyla genellikle en az 4 bağımsız lineer denklem (projeksiyon) gereklidir. Ne kadar çok hücre varsa, o kadar çok bilinmeyen ve dolayısıyla o kadar çok denklem vardır. Örneğin, Şekil 2.17b'deki gibi daha iyi uzamsal çözünürlüğe sahip $n \times n$ (örneğin 3×3)

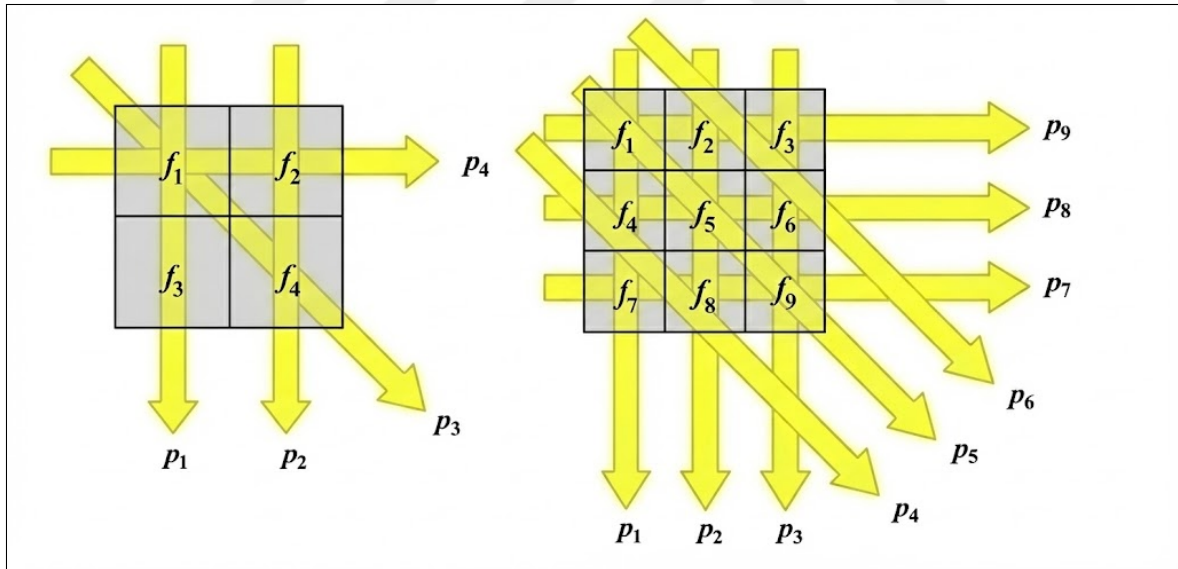
bir kesitte, n^2 (9) bilinmeyen zayıflama katsayısı için n^2 denklem yazılmalıdır. Cebirsel rekonstrüksiyon tekniklerinin temel mantığı budur: Her bir projeksiyonu ayrı düşünür ve projeksiyonları zayıflama katsayılarının ağırlıklı lineer denklemleri olarak tanımlar ve denklemlerin sonuçlarını ölçülen projeksiyon değerleriyle sürekli karşılaştırıp, hatayı iteratif bir yaklaşımla düzelterek bilinmeyen zayıflama katsayılarını bulmaya çalışır [43].

$$f_1 + f_3 = p_1 \quad (2.12)$$

$$f_2 + f_4 = p_2 \quad (2.13)$$

$$f_1 + f_4 = p_3 \quad (2.14)$$

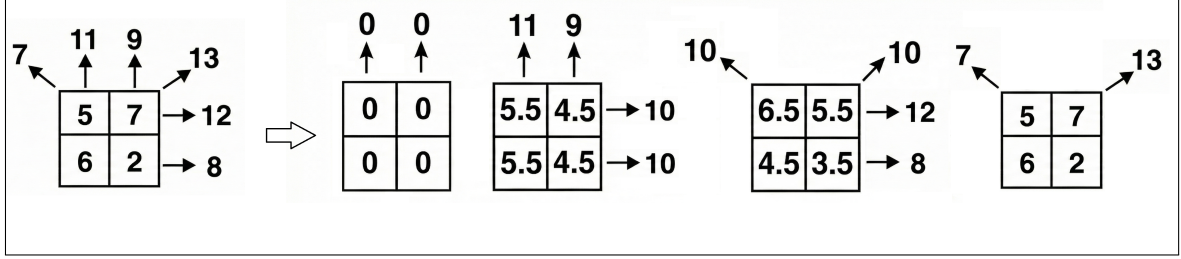
$$f_1 + f_2 = p_4 \quad (2.15)$$



Şekil 2.17. Cebirsel rekonstrüksiyon prensibi

Bir görüntü oluştururken, cebirsel rekonstrüksiyon metotları doğrudan çözüm yerine, bir döngü içinde adım adım ilerler. Şekil 2.18’de bir örnek verilmiştir. Genellikle, hepsi sıfır veya sabit bir değer ile zayıflama katsayıları için başlangıç tahmini yapılır. Bu tahminler ile sanal bir projeksiyon oluşturulur. Sanal projeksiyon ile ölçülen gerçek projeksiyon arasındaki hata hesaplanır. Bulunan bu hata, mevcut görüntü tahminine eklenerek (additive correction)

düzeltilir ve tahmin iyileştirilir. Tüm projeksiyonlar için sırayla veya aynı anda tamamlanana kadar tekrar edilir (iterasyon) [50].



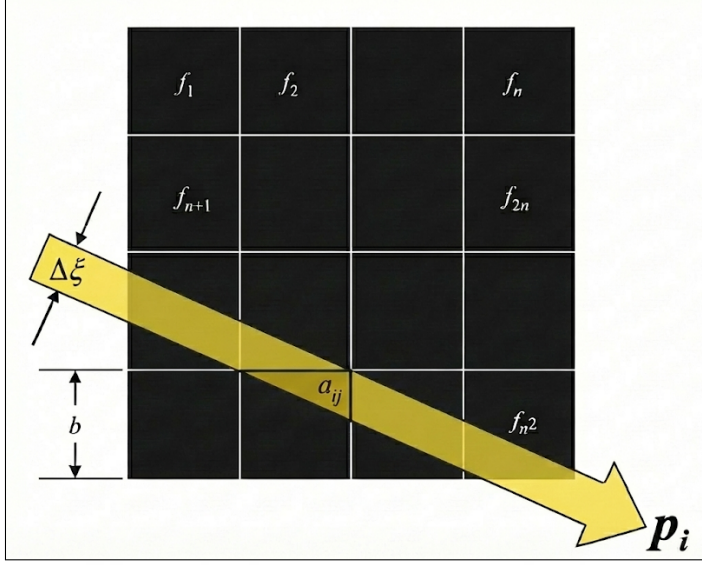
Şekil 2.18. Cebirsel rekonstrüksiyonun şematik gösterimi

Diyagonal projeksiyonlar söz konusu olduğunda, ışın numune içinden geçerken, ışının hücrenin ne kadarını geçtiği dikkate alınmalıdır. Bu, ışın tarafından aydınlatılan alan ile hücrenin toplam alanı arasındaki ilişkiyi yansıtan ağırlıklar hesaplanarak yapılır. Şekil 2.19 bu oranı şematik olarak gösterir. Numuneyi geçen ışın genişliği $\Delta\xi$, ve hücre boyutu b^2 olmak üzere, ağırlıklar aşağıdaki gibi hesaplanır [43]:

$$a_{ij} = \frac{i. \text{ ışın tarafından } j. \text{ hücrede aydınlatılan alan}}{j. \text{ hücrenin toplam alanı}} \quad (2.16)$$

Burada, a_{ij} 0 ile 1 arasındadır. $i = \{1, \dots, M\}$ ve $j = \{1, \dots, N\}$ sırasıyla, projeksiyon ve hücre sayısını gösterir. Böylece, N piksel sayısı olmak üzere projeksiyon denklemleri şöyle genellenebilir:

$$\sum_{j=1}^N a_{ij} f_j = p_i \quad (2.17)$$



Şekil 2.19. Işının geçtiği piksel alanının şematik gösterimi

Ağırlık çarpanları $M \times N$ bir matris olarak gösterilirse [43],

$$A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1N} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{M1} & a_{M2} & \cdots & a_{MN} \end{pmatrix} \quad (2.18)$$

Genel matris denklemi;

$$\mathbf{p} = \mathbf{A}\mathbf{f} \quad (2.19)$$

olur. Bu denklem sisteminin, gerçek ölçümlerin gürültü içermesi nedeniyle, kesin bir çözümü yoktur. Ayrıca, modern BT tarayıcılarında, projeksiyon sayısı (M), yeniden yapılandırılacak piksel sayısından (N) çok daha yüksektir, bu da matematiksel olarak aşırı belirlenmiş (over-determined) bir sisteme yol açar. $\mathbf{A}$ matrisi, genellikle çoğu elemanı sıfıra eşit, yani seyrek (sparse) yapıda ve çok küçük tekil (singular) değerler içeren kötü koşulludur (ill-conditioned). Dahası, boyutu çok büyüktür, doğrudan matris tersi alma işlemleri hem zaman hem de hafıza açısından aşırı derecede yoğun ve uygulaması pratik değildir. Bu yüzden, denklemlerin kesin çözümü yerine sadece yaklaşık bir çözümü bulunabilir [43]. Bu denklem sisteminin çözümü için, amaç, $\mathbf{A}\hat{\mathbf{f}}$ sonucunu $\mathbf{p}$ 'ye en çok yaklaştıran bir $\hat{\mathbf{f}}$

vektörü bulmaktır. "En yakın" olmanın ölçütü, hata (residual) vektörü olan $e = \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{p}$ 'nin uzunluğunu (normunu) minimize etmektir. Yani, matematiksel olarak, $||\mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{p}||^2$ ifadesini minimum yapan $\hat{\mathbf{f}}$ 'yi bulmaktır. Bir vektörün Öklid normunun karesi, o vektörün kendisiyle iç çarpımına eşittir: $||v||^2 = \langle v, v \rangle$. Bu ilişki hata vektörü için kullanılırsa, minimize etmek istenen ifade şuna dönüşür [51]:

$$S(\hat{\mathbf{f}}) = ||\mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{p}||^2 = \langle \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{p}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} - \mathbf{p} \rangle \quad (2.20)$$

İç çarpımın bilineerliği kullanılarak aşağıdaki ifade elde edilir:

$$S(\hat{\mathbf{f}}) = \langle \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} \rangle - \langle \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}}, \mathbf{p} \rangle - \langle \mathbf{p}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} \rangle + \langle \mathbf{p}, \mathbf{p} \rangle \quad (2.21)$$

Skaler oldukları ve birinin transpozu diğerini verdiği için, $\langle \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}}, \mathbf{p} \rangle$ ve $\langle \mathbf{p}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} \rangle$ birbirine eşittir. Yukarıdaki ifade buna göre düzenlenirse;

$$S(\hat{\mathbf{f}}) = \langle \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} \rangle - 2\langle \mathbf{p}, \mathbf{A}\hat{\mathbf{f}} \rangle + \langle \mathbf{p}, \mathbf{p} \rangle \quad (2.22)$$

$$S(\hat{\mathbf{f}}) = \hat{\mathbf{f}}^T \mathbf{A}^T \mathbf{A} \hat{\mathbf{f}} - 2\mathbf{p}^T \mathbf{A} \hat{\mathbf{f}} + \mathbf{p}^T \mathbf{p} \quad (2.23)$$

olur. Bu fonksiyonun minimumunu bulmak için, $\hat{\mathbf{f}}$ 'ye göre gradyanı alınır:

$$\nabla_{\hat{\mathbf{f}}} S(\hat{\mathbf{f}}) = 2\mathbf{A}^T \mathbf{A} \hat{\mathbf{f}} - 2\mathbf{A}^T \mathbf{p} \quad (2.24)$$

Denklem sıfıra eşitlendiğinde, nihai çözüm bulunmuş olur:

$$\mathbf{A}^T \mathbf{A} \hat{\mathbf{f}} = \mathbf{A}^T \mathbf{p} \quad (2.25)$$

Ancak devasa boyutlu ve seyrek $\mathbf{A}$ matrisi nedeniyle, $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ matrisini hesaplamak ve tersini almak (doğrudan çözüm) hesaplama maliyeti açısından mümkün değildir. Bunun yerine, sistemi doğrudan tersine çevirmeden, tahmini görüntü vektörünü ($\hat{\mathbf{f}}$) adım adım güncelleyerek

özüme yakınsayan cebirsel rekonstrüksiyon teknikleri (iteratif yöntemler) kullanılır.





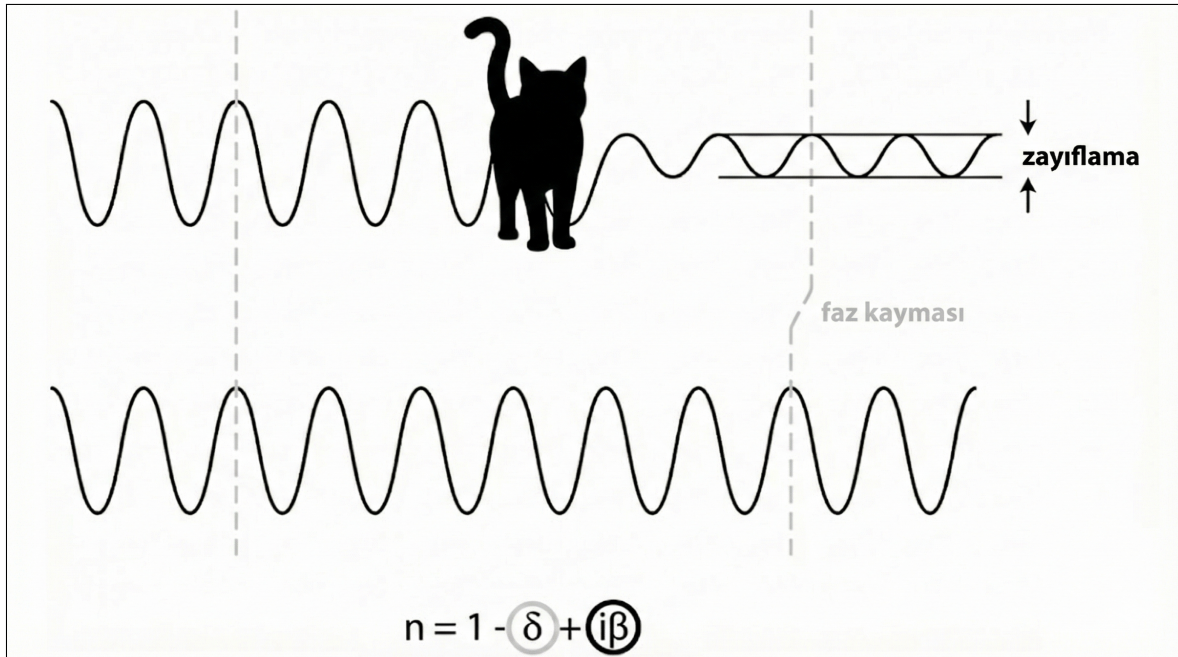
3. FAZ KONTRASTLI X-IŞINI GÖRÜNTÜLEME

Zayıflamaya dayalı geleneksel X-ışını görüntüleme yöntemleri görece hızlı, düşük maliyetli ve yüksek uzamsal çözünürlüğe sahiptir. Ancak, bazı dezavantajları vardır. Bunlardan en önemlisi iyonlaştırıcı radyasyon kullanmasıdır. Diğer dezavantajlar arasında, özellikle düşük atom numaralı malzemeler için sınırlı yumuşak doku kontrastı sayılabilir [52].

Geleneksel X-ışını görüntüleme, numuneyi delip geçen X-ışınının zayıflaması prensibine dayalıdır. X-ışınına şeffaf olan yumuşak dokularda görüntü kontrastı sağlayamaması da bu yüzdendir. Ancak, X-ışını numuneyi geçerken sadece zayıflamaz, yani genliği azalmaz, aynı zamanda fazında da değişiklik olur (Şekil 3.1). X-ışını dalgasının zayıflama ve faz kayması etkileri kompleks kırılma indisi ile tanımlanır [53]:

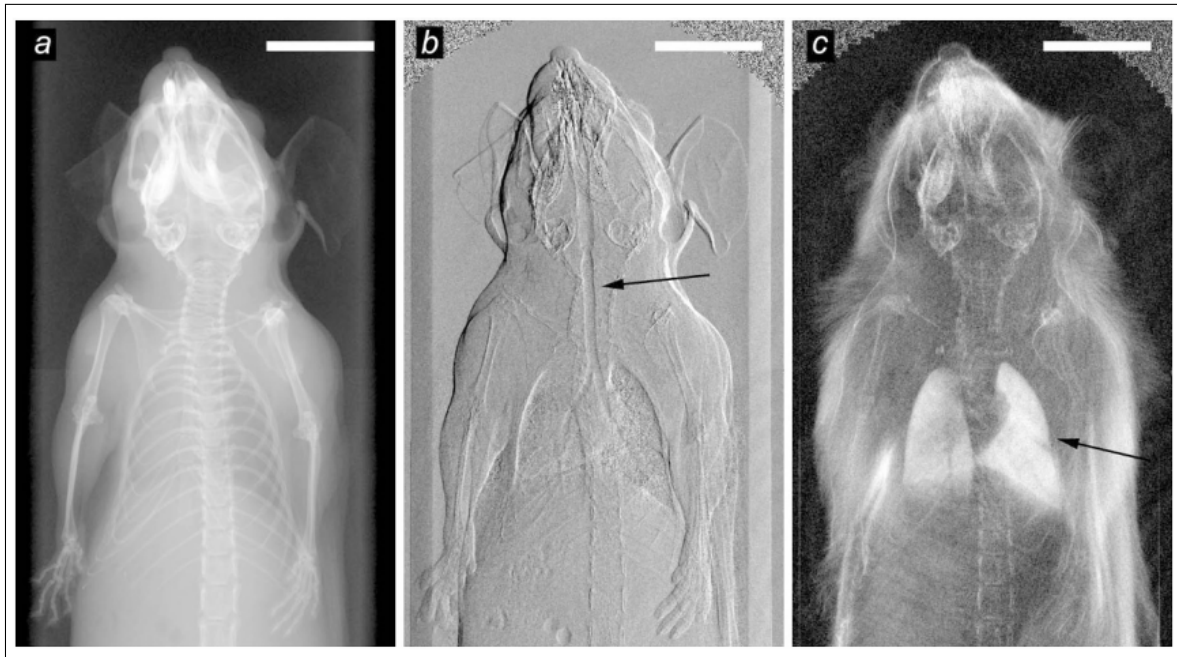
$$n = 1 - \delta + i\beta \quad (3.1)$$

Burada, kırılma indisi azalması (refractive index decrement) δ ve β sırasıyla X-ışını dalgasının faz kayması ve zayıflaması ile ilgilidir.



Şekil 3.1. X-ışını dalgasının numuneyi geçtiğinde uğradığı zayıflama ve faz kaymasının şematik gösterimi [53]

Şekil 2.9'dan hatırlanacağı üzere, klinik olarak kullanılan X-ışını enerjilerinde, düşük elektron yoğunluklu malzemeler (biyolojik doku) için δ , β 'dan yaklaşık 1000 kat daha büyük olmasından dolayı faz kontrastı önemli bir rol oynar [38]. Bu, geleneksel X-ışını görüntüleme ile tespit edilemeyen dokuların XPCI ile görüntülenebileceği anlamına gelir. Bir diğer avantaj ise, δ , E^{-2} ile orantılı iken, β , E^{-4} ile orantılı olduğu için faz kontrast yüksek enerjilerde daha az düşer. Böylece görüntüleme işlemi daha yüksek enerjilerde yapılabilir ve soğurulan doz daha az olacağı için dokular daha az zarar görebilir [54].



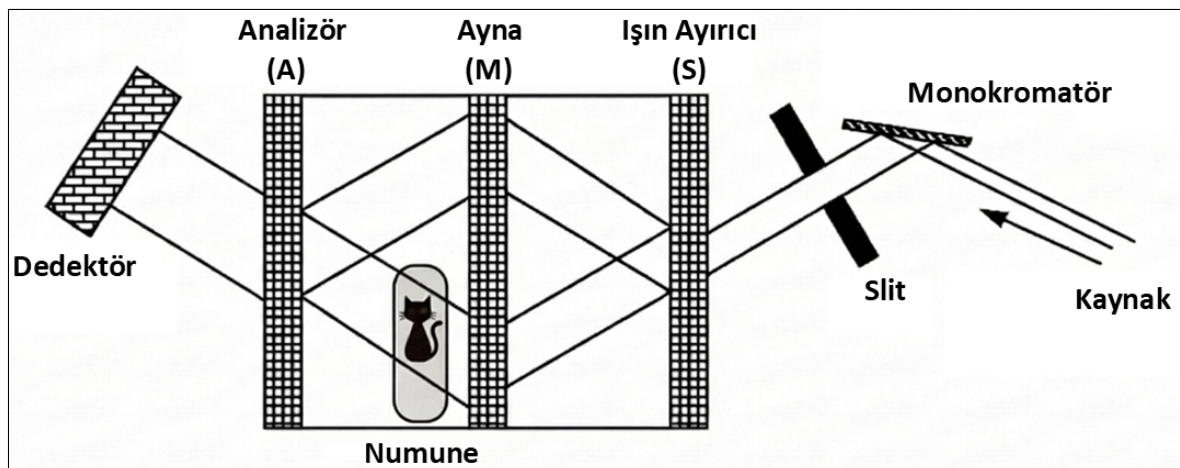
Şekil 3.2. (a) Zayıflamaya (attenuation) dayalı geleneksel X-ışını görüntüsü (b) Kırılmaya (refraction) dayalı diferansiyel faz (phase) kontrast görüntüsü (c) Saçılmaya (scattering) dayalı karanlık alan (darkfield) görüntüsü [55]

XPCI teknikleri, geleneksel X-ışını görüntülemekten elde edilen zayıflama (attenuation) kontrastının yanı sıra faz (phase) kontrastı ve karanlık alan (dark-field) kontrastı da sağlar. Bech ve ark.'nın çalışmasındaki Şekil 3.2a'da görülebileceği gibi, zayıflama kontrastı kalsiyum içeren kemikler ve organik elementler içeren yumuşak dokular arasında yüksek bir kontrast sağlar, ancak yumuşak dokuların kendi içindeki detaylar bu modda genellikle görünmez kalır. Şekil 3.2b'de sunulan kırılmaya (refraction) dayalı diferansiyel faz kontrastı, yumuşak dokular arası sınırları belirler; örneğin hava dolu soluk borusu ve akciğerlerin dış hatları geleneksel yöntemde görünmezken faz kontrastında oldukça belirgindir. Karanlık alan kontrastında ise aynı bölgelerin (özellikle akciğerlerin) çok daha parlak bir sinyal verdiği

görülür (Şekil 3.2c). Bu durum, geleneksel yöntemde X-ışınına karşı saydam olduğu için çözilemeyen, akciğer alveolleri gibi sistemin normal çözünürlüğünün altında kalan piksel altı (sub-pixel) mikroskobik yapıların, ultra küçük açılı X-ışını saçılması (USAXS) sayesinde detaylarının çıkarılmasını sağlar [55]. Bu durumu bir konser salonu analogisiyle açıklarsak, geleneksel X-ışını görüntüleme konser salonunun siyah-beyaz bir fotoğrafını çeker ve koltuklar, duvarlar, insan toplulukları arasında bir kontrast sağlar. XPCI'da ise faz kontrastıyla insanların dış hatları belirginleşirken, karanlık alan kontrastında insanların (sistemin normal çözünürlüğüyle seçilemeyen) mikroyapısal ayrıntıları veya yüz hatları görünür hale gelir.

3.1. Kristal İnterferometri

Faz kontrastlı X-ışını görüntüleme yönteminin ilk uygulamasıdır ve 1965'te Ulrich Bonse ve Michael Hart tarafından geliştirilmiştir [56–58]. Faz kontrastını direkt olarak ölçen tek tekniktir [59]. Bu teknikte, büyük ve son derece mükemmel yekpare bir kristal üzerinde düzenlenmiş üç kristal bıçak kullanılır: ışın ayırıcı (S), iletim aynası (M) ve analizör (A). Bu düzeneğin şematik gösterimi Şekil 3.3'te verilmiştir. Gelen ışın S'de iki koherent ışına ayrılır ve M'ye gelene kadar uzamsal olarak ayrılan ışınlar aynı yönde tekrar bölünerek iletilir. M, A ile S nin tam ortasıdaysa A'nın giriş yüzeyinde üst üste gelirler. İnterferometrenin kollarından birine bir nesne yerleştirilirse, optik yol farkından dolayı bir girişim deseni oluşur. Kristaldeki kusurlardan kaynaklı faz kaymaları oluşan girişim desenine ek girişim desenleri oluşturabilir. Bunun için, numunenin bulunmadığı diğer kola kama şekilli bir faz kaydırıcı eklenerek bilinen bir faz modülasyonu oluşturulabilir [60].



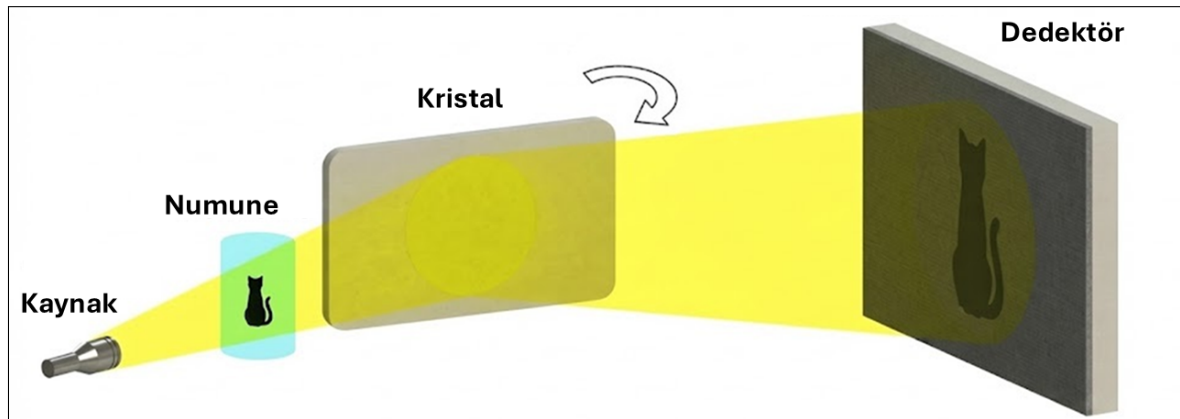
Şekil 3.3. Kristal interferometri düzeneği

Çalışma presibinin ve ilk deneysel sonuçların verilmesinin ardından yaklaşık 30 yıl sonra Momose ve çalışma grubu tarafından bu kurulum tekrar canlandırılmış, tomografiye uyarlanmış [61] ve meme [62], beyin [63] ve kan [64] gibi farklı doku türlerini incelemek için kullanılmıştır. Yumuşak dokularda yüksek kalitede sonuçlar üretme kabiliyetinden dolayı Bonse-Hart interferometrisi, XPCI yöntemleri arasında en hassas yöntem olsa da, titreşime duyarlılık, zor hizalama, yekpare kristal kullanımından dolayı sınırlı görüş alanı (field of view, FOV) vermesi ve konvansiyonel X-ışını kaynaklarına uyumsuz olması bakımından kullanımı azalmıştır [1].

Bu yöntem dışındaki diğer yöntemler, X-ışını fazına doğrudan duyarlı değildir, birinci veya ikinci türevine duyarlıdır ve bu yüzden diferansiyel faz kontrast teknikleri adı altında sınıflandırılırlar [65].

3.2. Analizör Tabanlı Görüntüleme

Difraksiyon artırımı görüntüleme (Diffraction Enhanced Imaging, DEI) olarak da bilinen analizör tabanlı görüntüleme (Analyzer-Based Imaging, ABI), faz gradyanına duyarlı ilk XPCI tekniğidir [66]. Yöntemin temelinde, numuneden geçen X-ışını demetinin bir analizör kristali üzerinden filtrelenmesi bulunur. Bu kristal, Bragg koşulunu yalnızca dar bir açısal aralıkta sağladığı için, numune tarafından kırılan veya saçılan X-ışınlarının yönündeki küçük değişimler, dedektöre ulaşan sinyalde belirgin farklar yaratır.



Şekil 3.4. Analizör tabanlı görüntüleme düzeneği

Deneysel düzenek tipik olarak Şekil 3.4'te görüldüğü gibi, numune öncesinde demeti tek enerjiye indirgeyen ve paralelleştiren bir monokromatör kristal sistemi ile numune sonrasında konumlanan ve açısal filtre görevi gören analizör kristalinden oluşur. Analizör kristalin yansıma olasılığının, kristalin çok küçük açısal salınımlarıyla ölçülmesi sonucu elde edilen salınım eğrisi (rocking curve), görüntü oluşum sürecinde kritik rol oynar. Eğrinin yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) noktasında çalışıldığında, numunenin oluşturduğu çok küçük kırılma açısı değişimleri, dedektörde büyük şiddet farklarına dönüştürülür. Bu nedenle ABI, faz gradyanına duyarlı diferansiyel faz kontrast yöntemi olarak tanımlanır.

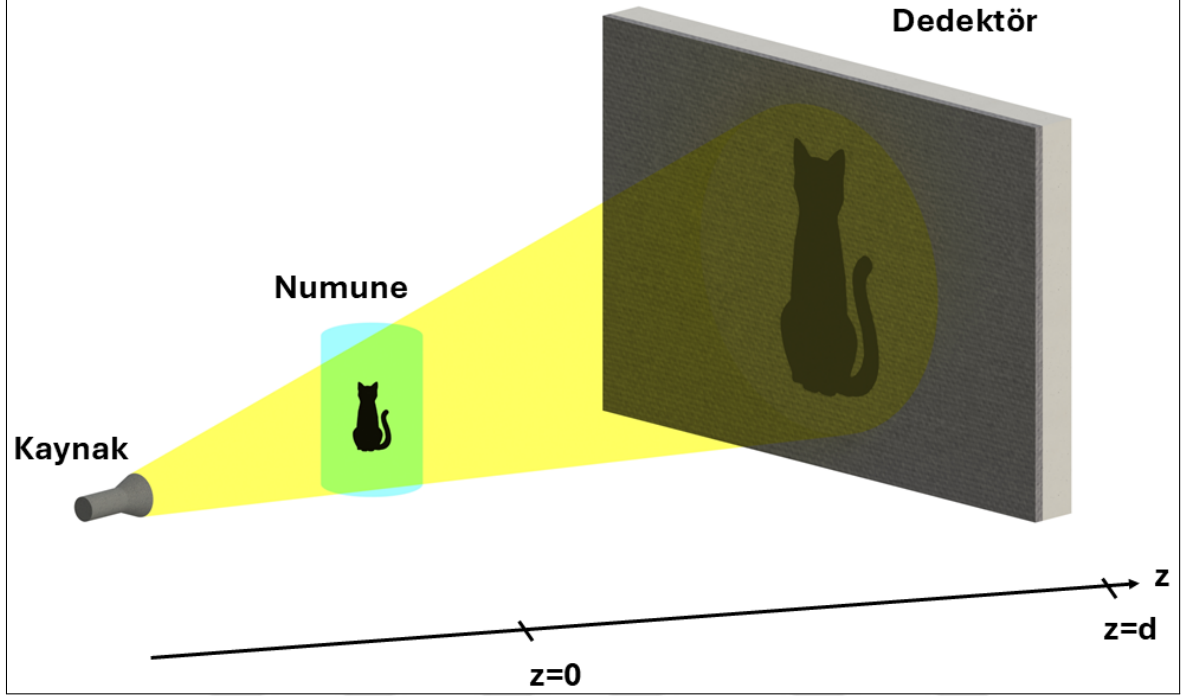
Yöntem, 1990'ların ortasında özellikle Wilkins ve arkadaşlarının 1995 tarihli Nature makalesiyle geniş bir ilgi görmüştür [67]. Takip eden yıllarda Chapman'ın geliştirdiği faz geri kazanım (phase retrieval) algoritmaları [68] sayesinde faz ve absorpsiyon bileşenleri ayrıştırılabilmiş, ayrıca karanlık alan (dark-field) görüntüleme adı verilen, alt piksel boyutundaki yapısal düzensizliklere duyarlı ek bir kontrast modu geliştirilmiştir. Daha sonra bu yaklaşımlar BT uygulamalarına da uyarlanmıştır [69, 70].

ABI, geniş bir örneklem alanını tek seferde kapsayabilmesi sayesinde tıp alanında pek çok öncü çalışmaya konu olmuştur. Özellikle meme görüntüleme, kıkırdak ve kemik-doku bütünleşmesi, akciğer fonksiyonları ve dinamik biyomedikal süreçlerin takibi gibi uygulamalarda umut verici sonuçlar elde edilmiştir. Bununla birlikte, yöntem yüksek derecede monokromatik ve paralel X-ışını ışınlarına ihtiyaç duyduğu için genellikle senkrotron kaynaklarına bağımlıdır. Laboratuvar kaynaklarıyla yapılan denemeler mümkün olsa da düşük foton akısı nedeniyle çok uzun pozlama süreleri ve yüksek kararlılık gereksinimleri yöntemin yaygın kullanımını sınırlamaktadır [1, 60, 66].

3.3. Yayılım Tabanlı Görüntüleme

ABI için gerekli karmaşık optik düzenlemelerden farklı olarak, yayılım tabanlı görüntüleme (Propagation-Based Imaging, PBI), XPCI'ya optik açıdan en basit yaklaşımı sunar [71]. Önceki bölümde tartışılan analizör kristalleri gibi numune sonrası optik elemanlara olan ihtiyacı ortadan kaldırır ve bunun yerine serbest uzay yayılımı (free space propagation) kavramına dayanır (Şekil 3.5). Bu teknik, faz değişimlerini ölçülebilir yoğunluk

modülasyonlarına dönüştürmek için numune ile dedektör arasındaki yayılma mesafesinden yararlanır.



Şekil 3.5. Yayılım tabanlı görüntüleme düzeneği

Kavramsal olarak PBI, Zernike faz kontrast mikroskobu veya Gabor hat içi (in-line) holografisindeki "odak dışı bırakma" (defocusing) işlemine benzer bir mantıkla çalışır [71, 72]. Fiziksel mekanizma, enerjinin "enine yeniden dağıtımı" (transverse redistribution) olarak tanımlanır: X-ışını bir numuneden geçerken, kırılma indisindeki (δ) değişimler dalga cephesinde bir eğriliğe yol açar [73]. Eğer dedektör numunenin hemen arkasına yerleştirilirse ($z=0$), sadece soğurma gölgesi yakalanır; ancak dedektör ile numune arasına belirli bir yayılım mesafesi konulursa ($z=d$), bu hafif dalga cephesi eğriliği, fotonları enine yönde yönlendirerek orijinal yörüngelerinden saptırır. Işın yoğunluğunun korunmaya dayalı bu yeniden dağıtımı (conservation-based redistribution), fotonların belli alanlarda birleşerek parlak saçaklar oluşturmaya, diğerlerinden ayrılarak karanlık sınırlar bırakmasına neden olur; böylece numunenin neden olduğu faz kaymaları dedektör düzleminde görsel bir haritaya dönüştürülür [71]. Bu süreçte, girişim desenlerinin net bir şekilde oluşabilmesi için kaynağın yüksek derecede uzamsal uyumluluğa (küçük fokal spot) sahip olması kritik bir önkoşuldur [60].

Faz-kontrast metodolojisindeki en önemli kırılmalardan biri, basitleştirilmiş bir iletim (transmission) düzeneğinin sert X-ışınları için son derece etkili olduğunun fark edilmesiyle yaşanmıştır. Geçmişte, bu rejimdeki faz etkilerini görselleştirebilmek için Bonse-Hart interferometreleri gibi karmaşık ve kusursuz kristal optiklerin kullanımı zorunlu bir varsayım olarak kabul ediliyordu. Ancak Snigirev ve ark., görüntü oluşturan analizör kristallerinin bu süreçte sadece gereksiz değil, aynı zamanda potansiyel olarak zararlı olduğunu kanıtlamıştır [74].

Bunun temel nedeni, kristalin sonlu sönüm derinliğinin (extinction depth) doğrusal çözünürlüğü fiziksel olarak kısıtlaması ve dar açısal kabul (angular acceptance) aralığının, kırınım deseninin açısal spektrumunu keserek faz girişim kontrastını azaltmasıdır. Kaynağın uzamsal koheransının yeterli olması durumunda, ayrı bir referans ışınına ihtiyaç duymadan, sistemin etkili bir hat içi (in-line) holografı gibi çalıştığı gösterilmiştir. Bu yaklaşım, kristal optiğin getirdiği mekanik ve optik karmaşıklıklar olmadan, düşük yoğunluklu nesnelerdeki homojen olmayan faz değişimlerinin yüksek çözünürlükle görselleştirilmesine olanak tanımıştır [74].

PBI tekniğinde koherans gereksinimleri, Snigirev ve Wilkins'in çalışmalarıyla temel bir dönüşüm geçirmiştir. Snigirev'in senkrotron deneylerinde silikon monokromatör kullanımıyla sağlanan yüksek koherans öne çıkarken, Wilkins ve ark. (1996) bu tekniğin polikromatikliğe (zamansal koherans) karşı oldukça toleranslı olduğunu saptayarak devrim yaratmıştır. Yapılan araştırmalar, PBI'nın monokromatik bir ışın yerine laboratuvar kaynaklarından elde edilen çok renkli ışınlarla bile başarılı sonuçlar verebildiğini, çünkü yöntemin asıl bağımlılığının uzamsal koherans olduğunu kanıtlamıştır [71].

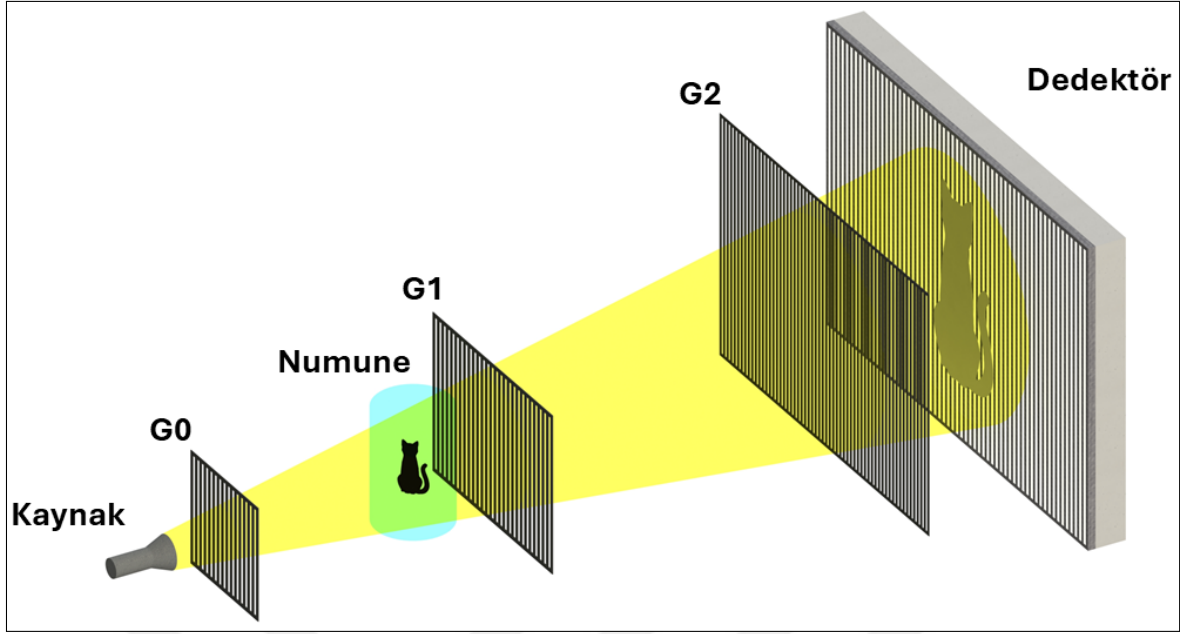
Buna göre, kaynak boyutu kritik derecede küçük tutulmalıdır; aksi takdirde oluşacak geometrik bulanıklık, ışığın maddeyle etkileşimi sonucu enine yeniden dağılımı ile oluşan ince girişim saçaklarını silerek faz bilgisini yok eder. İlginç bir şekilde, üçüncü nesil senkrotron kaynaklarının sunduğu yüksek koherans, ışın hattı elemanlarındaki (berilyum pencereleri gibi) kusurları belirginleştirerek istenmeyen parazitlere yol açarken, yeterli uzamsal koherans sahip polikromatik mikrofokus kaynaklar laboratuvar ortamında temiz ve nicel olarak doğru faz görüntüleri elde edilmesine olanak tanır [67, 71].

3.4. Izgara Tabanlı Görüntüleme

Izgara tabanlı görüntüleme (Grating-based Imaging, GBI), XPCI yöntemleri arasında, klinik ve laboratuvar entegrasyonuna en uygun tekniklerden biridir [75]. GBI sinyali, ABI de olduğu gibi fazın birinci türevine yani faz gradyanına duyarlıyken, PBI fazın Laplasyenine duyarlıdır. Bu fiziksel fark, GBI'yı yüksek uzamsal frekanslara odaklanan PBI'nın aksine, yavaş değişen doku yoğunlukları gibi düşük uzamsal frekanslı detayları yakalamada daha etkili kılar [76].

Yöntemin temelinde, periyodik bir dalganın belirli mesafelerde kendi girişim desenini üretmesi olgusu olan Talbot etkisi yer alır [66]. Nanofabrikasyondaki ilerlemeler sayesinde görünür ışık bölgesinde kullanılan Talbot etkisi, X-ışını enerji bölgesine de uyarlanabilmektedir [77,78].

Şekil 3.6'da görüldüğü gibi, tipik bir GBI sistemi, genellikle faz ızgarası (G1), absorpsiyon ızgarası (G2) ve laboratuvar X-ışını tüpleriyle çalışıldığında eklenen kaynak ızgarasından (G0) oluşur [79]. G0 ızgarası, büyük odaklı kaynakları bir dizi bağımsız çizgi kaynağa bölerek sistemin uzamsal gereksinimini karşılar. G1 tarafından üretilen periyodik girişim desenleri, numunenin ışın yoluna yerleştirilmesiyle bozulur ve bu bozulmalar G2 aracılığıyla yoğunluk değişimlerine çevrilir. Böylece aynı deneysel düzenden üç farklı kontrast mekanizması elde edilir. Bunlar, absorpsiyon, diferansiyel faz kontrastı ve karanlık alan sinyalidir. Bu ayrıştırma, ızgaraların birbirine göre küçük adımlarla kaydırıldığı faz kaydırma (phase-stepping) tekniğiyle gerçekleştirilir. Bu işlem, numune varken ve yokken tekrarlanarak tüm kontrastlar elde edilir [80].



Şekil 3.6. Izgara tabanlı görüntüleme düzeneği

GBI sistemlerinin mekanik olarak oldukça sağlam olduğunu ve kristal interferometrelerin aksine geniş bir görüş alanına (FOV) kolayca ölçeklenebildiğini ekleyerek klinik kullanım potansiyelini desteklemiştir [80]. GBI'nın, düşük doz verimliliği, uzun çekim süreleri, üretim zorlukları ve gürültü problemleri sebebiyle klinik uygulanabilirliğinin önünde engeller vardır. Faz kaydırma tekniğinin her projeksiyon için çoklu pozlama gerektirmesi ve analizör ızgarasının (G2) numuneden geçen ışın akısının bir kısmını görüntüye katkı sunmadan soğurması doz verimliliğini ciddi şekilde düşürmektedir. Bu süreç, tomografi için gereken toplam tarama süresini klinik kullanım için pratik olmayacak kadar uzatmaktadır. Ayrıca, yüksek en-boy oranlı mikro ızgaraların üretimi teknik olarak oldukça zahmetli ve pahalıdır. Sistemin yalnızca tek yöndeki kırılma gradyanlarına duyarlı olması ise, 3-boyutlu rekonstrüksiyonlarda faz entegrasyonu hatalarından kaynaklanan ve düşük frekanslarda artan gürültü sorunlarına yol açmaktadır [66].

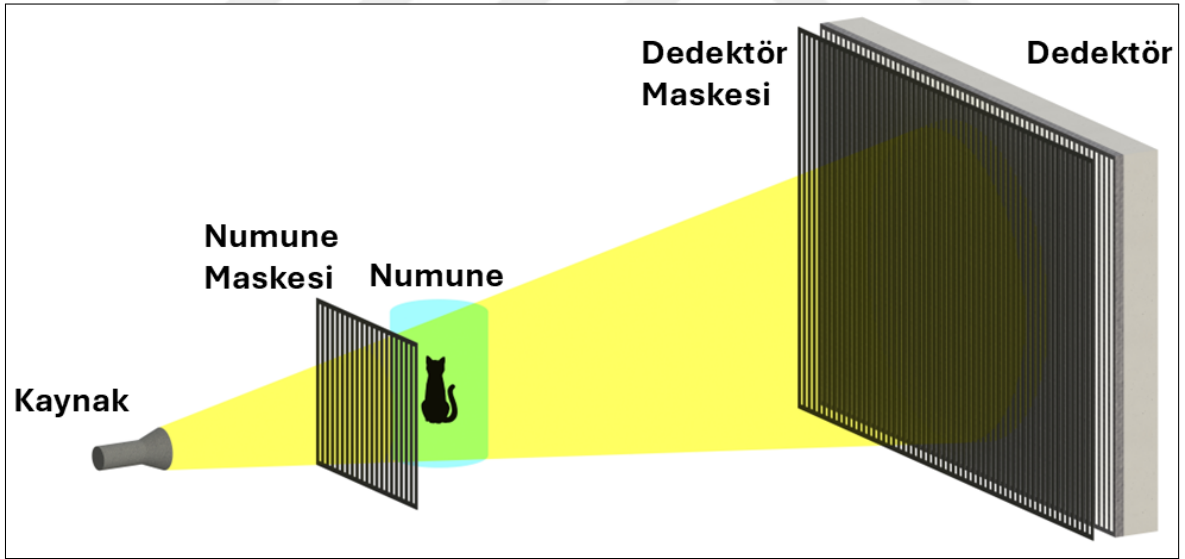
3.5. Edge Illumination

3.5.1. Temel prensipler

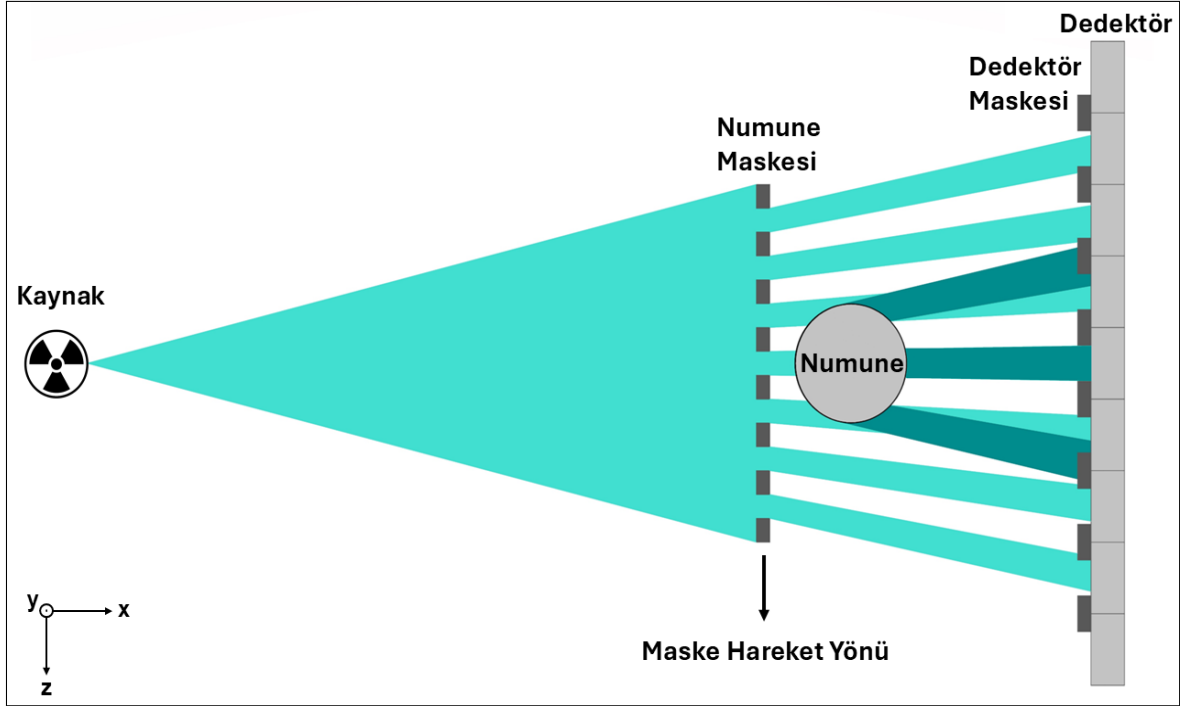
Edge illumination (EI), 1990 sonlarında Trieste (İtalya)'deki Elettra Işık Kaynağı'nda ortaya çıkmış, GBI'nın aksine interferometrik olmayan bir XPCI tekniğidir [81]. İlk olarak

monokromatik senkrotron kaynakları kullanılarak geliştirilmiş; ancak uzamsal veya zamansal koheransa gerek duymaması, yüksek hassasiyetleri ve termal ve mekanik dengesizliklere karşı dayanıklılığı sayesinde geleneksel X-ışını tüpleri kullanılan laboratuvar düzeneklerine başarılı şekilde uyarlanmıştır [82].

EI, geleneksel X-ışını görüntüleme düzenine iki soğurucu ızgara (maske) eklenerek oluşturulur [83]. Maskeler, genellikle birkaç on μm genişliğinde açıklık (aperture) oluşturacak şekilde periyodik olarak sıralanmış, altın gibi X-ışınına yüksek oranda soğuran bir dizi dikey lamelden (septa) oluşur. EI görüntüleme düzeneği Şekil 3.7’de gösterilmiştir. Bir maske, numunenin hemen önüne yerleştirilir ve bu nedenle numune maskesi olarak adlandırılır. Numune maskesinin görevi gelen X-ışını demetini birden fazla birbirini etkilemeyen, fiziksel olarak ayrı ışın demetine ayırmaktır [84]. Dedektörün hemen önüne yerleştirilen, dedektör maskesi olarak anılan maskenin lamel kısımları dedektör piksel kenarlarını kaplayarak dedektör üzerinde duyarsız bölgeler oluşturur.



Şekil 3.7. Edge illumination düzeneği



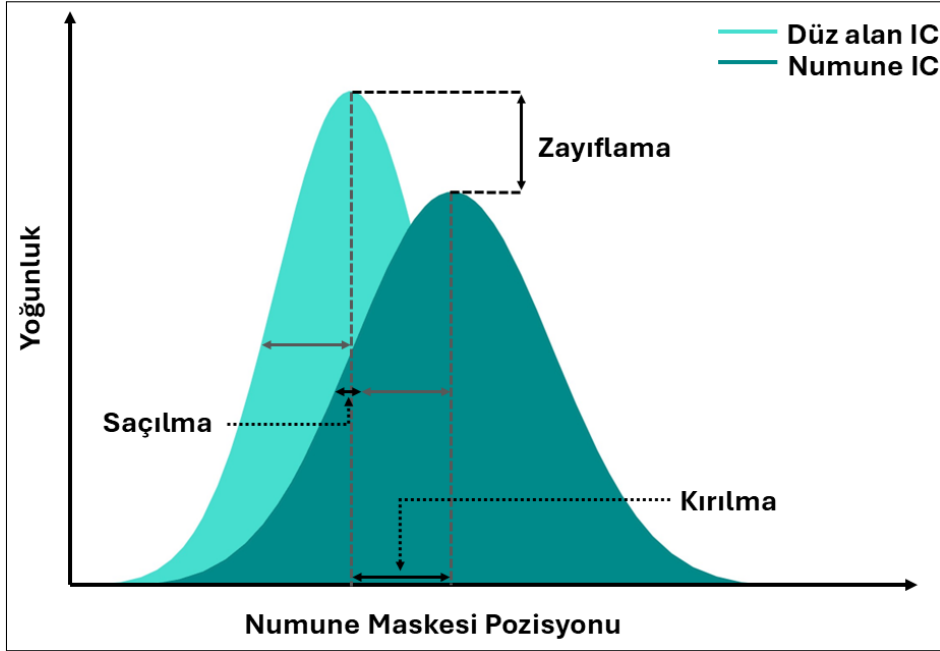
Şekil 3.8. EI kurulumunun çalışma prensibi (üstten görünüm) (ölçekli değildir)

EI'nin temel konsepti, dedektör pikselinin aktif yüzeyinin yalnızca kenarının aydınlatılmasıyla faz duyarlılığının önemli ölçüde arttığının gözlemlendiği bir senkrotron deneyinden doğmuştur. Bu konfigürasyonda ışının küçük bir kısmı pikselin kenarının dışına düşer. Bir numune ışınla etkileşime girdiğinde kırılmaya neden olur ve başlangıçta pikseli kaçırarak olan fotonlar saparak piksel içine düşer. Böylece, okunan foton sayısı artar ve pozitif bir sinyal oluşur. Aynı şekilde, başlangıçta piksele düşen fotonlar piksel dışına sapar, okunan foton sayısı düşer ve negatif bir sinyal oluşur [85].

3.5.2. Faz geri kazanımı yaklaşımı

Numune maskesi sayesinde, doğrudan ölçülemeyen faz kayması ölçülebilir hale gelir. Numune maskesi, tarama sırasında dedektör maskesine paralel olarak bir periyot boyuca hareket ettirilir. Bu işleme, faz adımlama (phase stepping) denilir. Her bir adımda, pikselin aydınlanma oranına göre, her bir piksel tarafından ölçülen yoğunluk değişir. Tek bir dedektör pikselinde algılanan yoğunluk numune maskesinin konumuna karşılık çizilirse aydınlatma eğrisi (illumination curve, IC) elde edilir [83]. Bu prosedür, her bir piksel için numune görüş alanına (FOV) sokulmadan önce ve sonra yapılır. Numune varken elde edilen numune IC ve

numune yokken elde edilen düz alan IC Şekil 3.9’da gösterilmektedir.



Şekil 3.9. Numune varken ve numune olmadan aydınlatma eğrisi. Zayıflamanın, genlikteki değişim değil, eğri altındaki alandaki değişimle ilişkili olduğunu unutmayın.

Düz alan IC ve numune IC, her bir piksel için karşılaştırılarak, zayıflama (attenuation), kırılma (refraction) ve karanlık alan (dark field) kontrastları çıkarılır. IC altındaki alanın değişimi ile zayıflama kontrastı elde edilirken, IC’nin tepe noktasındaki kayma, yani orta konumundaki kayma, kırılma kontrastını verir. Eğer numune piksel boyutundan daha küçük ölçekte mikroyapılar (örneğin, fiber, kabarcık) içeriyorsa, IC genişler ve bu durum karanlık alan kontrastına karşılık gelir. Dedektör sadece yoğunluğu ölçtüğü için kaybolan faz bilgisi, matematiksel yöntemlerle tekrar ortaya çıkarıldığı için bu işleme faz geri kazanımı (phase retrieval) denir.

IC matematiksel olarak şöyle tanımlanır [86]:

$$IC(x) = A \exp\left(\frac{-(x - \mu)^2}{2\sigma^2}\right) + b \quad (3.2)$$

Burada, A genlik, μ orta konum, σ^2 varyans ve b soğurucu maskelerden sızan X-ışınlarının sebep olduğu ofset yoğunluktur. Faz geri kazanımı, n indisi numune IC, d indisi ise düz alan IC parametrelerini temsil etmek üzere, aşağıdaki denklemler kullanılarak gerçekleştirilir [86]:

$$T = \frac{A_n \sigma_n}{A_s \sigma_s} \quad (3.3)$$

$$\alpha = \frac{M}{z_{nd}} (\mu_n - \mu_d) \quad (3.4)$$

$$\sigma_{KA}^2 = \frac{M^2}{z_{nd}} (\sigma_n^2 - \sigma_d^2) \quad (3.5)$$

Burada, T numune içinden geçen transmisyon (iletim), α ışın kırılma açısı ve σ_{KA}^2 ışının açısal genişlemesidir. z_{kd} kaynak-dedektör mesafesi ve z_{kn} kaynak-numune mesafesi olmak üzere, $M = z_{kd}/z_{kn}$ numune maskesinin geometrik büyütme oranıdır. Denklemlerdeki z_{nd} ise numune-dedektör mesafesidir. Eş. 3.2, dört bilinmeyen parametreye sahip olduğundan, IC'leri fit edebilmek için, en az dört faz adımıyla tarama yapılması gerekir [86].

Daha sonraları, EI yöntemi, birçok görüntüleme yönteminde olduğu gibi tomografi tekniğine uyarlanmıştır [8]. X-ışınlarının bir numuneyi geçerken uğradığı faz kayması, kırılma indisi azalması δ ile orantılıdır ve

$$\phi = \frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x, y, z) dx \quad (3.6)$$

olarak tanımlanır. Burada, λ , X-ışınının dalga boyudur. Bu nedenle, EI-BT faz kontrastı ek bir integrasyon adımı gerektirir. Faz sinyalinde belirsizlik olasılığı, integrasyon ve dolayısıyla rekonstrüksiyon artefaktlarına neden olur [13, 86].

EI-BT yöntemi, gelecekte hastane, fabrika gibi gerçek dünya ortamlarında uygulanması en muhtemel yöntemlerden biridir. Bu yüzden, yüksek hassasiyetli ve güvenilir veriler üretmesi için, titreşimler, sıcaklık değişimleri gibi nedenlerle sistemde zamanla değişen kararsızlıkların giderilmesi büyük önem arz etmektedir [13]. EI yöntemi, ticari X-ışını tüpleriyle kullanıma uygundur ve en önemli kararsızlık kaynaklarından biri, kaynak fokal spotunun zamanla kaymasıdır. Bu, elde edilen projeksiyonlarda ve ardından elde edilen faz rekonstrüksiyonlarında artefaktlara sebep olur. Bu çalışmada, önce fokal spot kaymasının taklit edildiği simülasyonlar yapılmış ve görüntülerdeki artefaktları gidermek için dinamik düz alan düzeltmesi (flat field correction, FFC) önerilmiştir. Simülasyon çalışmalarında,

dinamik FFC'nin başarılı sonuç vermesi ile gerçek fiziksel deneylerden elde edilen görüntülere dinamik FFC uygulanmıştır.



4. METOT

4.1. Simülasyonlar

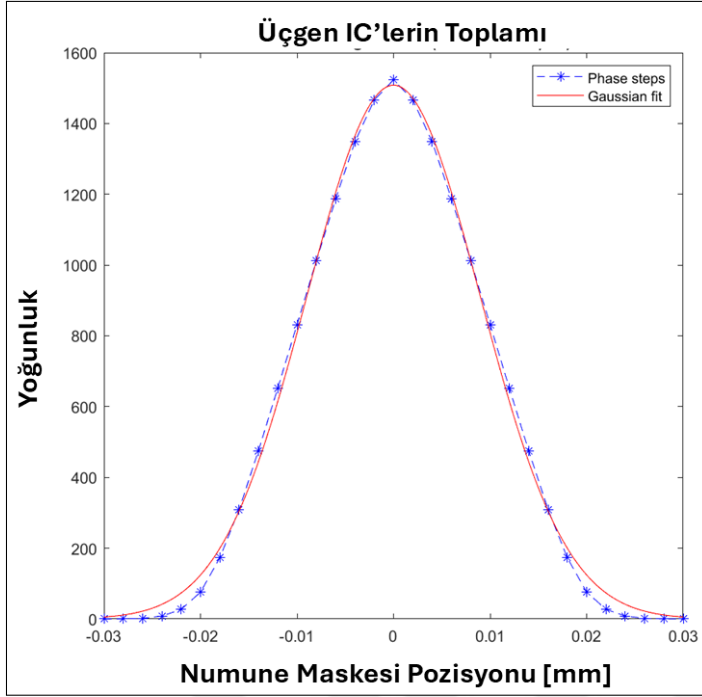
Bir ışın izleme ağ projektörü olan CAD-ASTRA takım kutusunda (toolbox) fokal spot kaymalarını modellemek için EI-BT simülasyonları gerçekleştirilmiştir [86]. Bu takım kutusu, fokal spot konumunu kolayca değiştirmek için esneklik sağlar. BT simülasyonlarının çok sayıda projeksiyon gerektirdiği düşünüldüğünde, CAD-ASTRA takım kutusunun kullanılması, Monte Carlo simülatörlerine kıyasla hesaplama maliyeti açısından oldukça avantajlıdır.

Simülasyonlarda, X-ışını kaynağı genellikle noktasal kaynak olarak tanıtılır, ancak pratikte, sonlu, kabaca Gauss şekline sahiptir. Sonlu bir fokal spot, bir dizi noktasal kaynaktan elde edilen projeksiyonların ağırlıklı süperpozisyonu ile oluşturulabilir [20]:

$$\hat{p} = \frac{\sum_i \gamma_i s_i}{\sum_i \gamma_i} \quad (4.1)$$

Burada, $\hat{p}$ projeksiyon pikseli, s_i i . noktasal kaynağın projeksiyonu ve γ_i ise, i . noktasal kaynağın projeksiyonuna karşılık gelen ağırlıkları belirtir.

Düzgün örneklenmiş bir kaynak oluşturmak için noktasal kaynaklar, belirli bir FWHM ile tanımlanan bir Gauss dağılımının standart sapmasının katlarına yerleştirildi. Noktasal kaynak ağırlıkları Gauss dağılımından hesaplanmıştır. EI görüntülemeye, noktasal kaynak kullanıldığında IC üçgen şekline sahiptir. Sonlu kaynakla IC, Gauss şekline yaklaşır [86]. Simüle edilen noktasal kaynakların sayısı ve konumları, Gauss kaynağının ne kadar doğru bir şekilde örnekleneceğini belirler (Şekil 4.1). Sabit noktasal kaynak konumlarına dayanan bu düzenleme, CAD-ASTRA takım kutusuna çağrılabilir bir fonksiyon olarak eklenmiştir. Bu fonksiyonun kullanılması ile simülasyonlardan elde edilen görüntülerdeki artefaktların yalnızca fokal spotun hareketinden kaynaklandığından emin olunur, çünkü CAD-ASTRA takım kutusunda her bir noktasal kaynak projeksiyonu doğası gereği gürültüsüzdür.



Şekil 4.1. Sonlu fokal spot tasarımı

EI sisteminin yalnızca bir yönde (Şekil 3.8'deki z yönü) faz duyarlı olduğu unutulmamalıdır, bu nedenle sonlu kaynak sadece bu yönde oluşturulmuş ve sonuç olarak bir boyutlu kaynak elde edilmiştir.

4.2. Temel Bileşen Analizi

Temel Bileşen Analizi (Principal Component Analysis, PCA), yüksek boyutlu veri setlerinin karmaşıklığını azaltmak ve veri içerisindeki temel yapıları (örüntüleri) ortaya çıkarmak için kullanılan istatistiksel bir boyut indirgeme yöntemidir. PCA'nın temel amacı, verideki varyansı (bilgiyi) en üst düzeye çıkaran yeni ve birbirine dik (orthogonal) eksenler tanımlayarak, veriyi daha az sayıda değişkenle ifade etmektir.

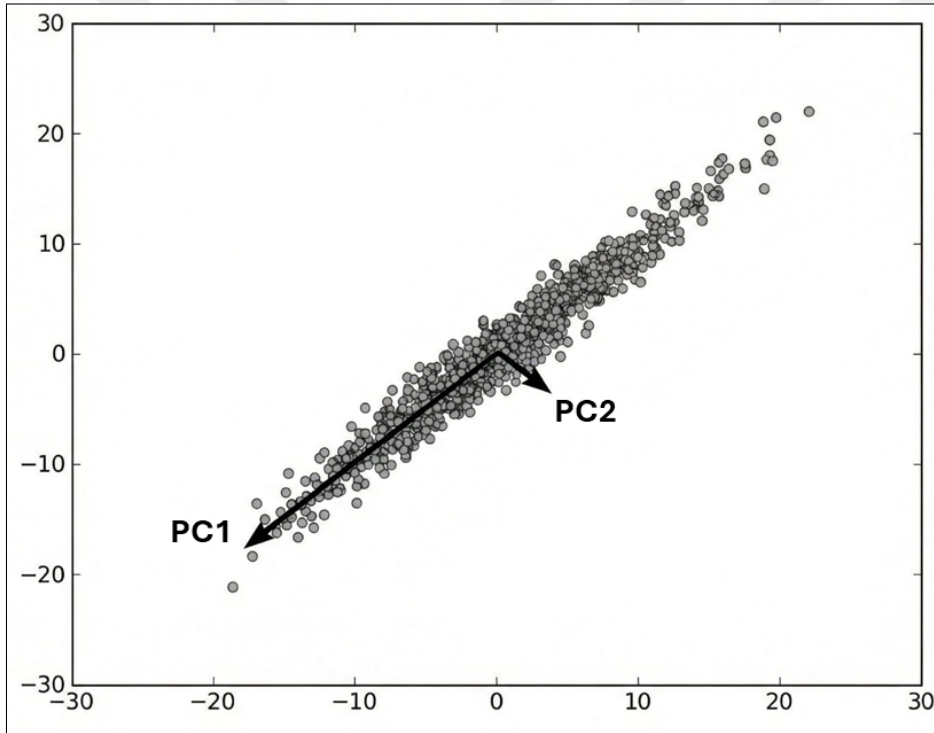
Veri noktaları arasındaki ilişkileri belirlemek için X veri matrisinin kovaryans matrisi (C) hesaplanır:

$$C = \frac{1}{n-1} X^T X \quad (4.2)$$

Kovaryans matrisinin özdeğerleri (λ) ve özvektörleri (v) bulunur:

$$Cv = \lambda v \quad (4.3)$$

Burada her bir özvektör bir Temel Bileşen (PC) olarak adlandırılır. En büyük özdeğere sahip olan özvektör, verideki varyansın en büyük kısmını açıklayan birinci temel bileşendir (PC1). En büyük ikinci özdeğere sahip özvektör (PC2), varyansın en büyük ikinci kısmını açıklar ve bu bu şekilde devam eder. Şekil 4.2’de uzunlukları özdeğerleri temsil eden iki bağımsız temel bileşen PC1 ve PC2 gösterilmektedir.



Şekil 4.2. Temel bileşenler

4.3. Dinamik Düz Alan Düzeltmesi

Çoğu görüntüleme tekniğinde düşük gürültü, yüksek çözünürlük ve yüksek doz verimliliği ortak gereksinimlerdir, ancak birtakım gürültü kaynakları görüntüyü bozabilir. Sabit örüntü gürültüsü (fixed-pattern noise), görüntü kalitesini etkileyen faktörlerden biridir. Bu, gelen ışın demetindeki düzensizlikler, foton dönüştürme verimindeki homojensizlikler nedeniyle dedektör yanıtındaki kazanç değişimleri, yüklerin sensör içinde taşınırken kaybolması veya

tuzaklanması (trapping), okuma devresi (readout) performansındaki değişimler gibi nedenlerle ortaya çıkar. Bu gürültüyü gidermek için, yaygın olarak düz alan düzeltmesi (flat field correction, FFC) kullanılır. Dedektörün tekdüze (uniform) bir ışın altındaki verimlilik haritasını çıkararak pikseller arası hassasiyet farklarını matematiksel olarak dengeler. Ancak bu yöntem, görüntüleme anındaki koşulların harita çıkarılırkenki koşullarla birebir aynı olduğunu varsayar. Spektral X-ışını kaynakları kullanıldığında nesne, düşük enerjili fotonları soğurarak "sertleşmesine" (beam hardening) ve enerji spektrumunun değişmesine neden olur; (foton sayma piksel dedektörlerindeki komşu hücrelere arasındaki) yük paylaşımı (charge sharing) enerjiye bağlı bir fiziksel olay olduğu için, değişen spektrum dedektörün yanıtını değiştirir ve bu durum standart düzeltme haritasını etkisiz hale getirerek, hatta bazen gürültüyü artırarak görüntüde bozulmalara yol açabilir [87].

Senkrotron tabanlı mikrotomografide de benzer durum vardır: standart normalizasyon yöntemlerinin yetersizliği nedeniyle 3-boyutlu rekonstrüksiyonlarda halka (ring) ve dalga (wave) artefaktları meydana gelir. Bu artefaktların ana kaynağı, optik sistemlerin termal dengesizliği (thermal instability) nedeniyle aydınlatıcı ışın demetinde zamanla oluşan hareket (illumination beam motion) ve dedektör hassasiyetindeki kusurlardır. Aynı zamanda, sintilatör ve optik yüzeylerinde çizikler, tozlar ve içlerinde kusurlar olabilir. Bu durum, düz alan (flat field) görüntüsü (arka plan görüntüsü) ile numune görüntüsünün arka planı arasında zaman içinde sürekli değişimlere yol açar, bu da standart düz alan düzeltmesinin artefaktları baskılamada başarısız olmasına neden olur [88].

FFC, her bir projeksiyonun, aynı koşullarda fakat numune yokken alınan projeksiyonlarla, yani düz alanlarla, piksel piksel düzeltilmesi işlemidir. Bu işlem aynı zamanda, X-ışını kaynağı kapalıyken alınan projeksiyonların kullanıldığı karanlık alan (dark field) düzeltmesini de içerir. Matematiksel olarak, aşağıdaki gibi verilebilir:

$$n_i = \frac{p_i - \bar{d}}{\bar{f} - \bar{d}} \quad (4.4)$$

Burada, $\bar{d}$ ve $\bar{f}$ sırasıyla karanlık alan ve düz alan görüntülerinin ortalaması olmak üzere, p_i , i . numune projeksiyon görüntüsü ve n_i , i . normalize edilmiş görüntüdür.

Görüldüğü üzere, FFC düz alanların durağan olduğunu varsayar, yani sistem düzensizliklerinden kaynaklı görüntülerdeki zamana bağlı yoğunluk varyasyonları hesaba katılmaz. Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için dinamik FFC önerilmiştir [21]. Dinamik FFC, temel bileşen analizi (PCA) [89] yoluyla düz alan görüntülerindeki varyasyonları modelleyen ve ardından bu düz alan varyasyonlarının neden olduğu projeksiyonlardaki artefaktları azaltan yöntemdir. Bu yöntem, geleneksel X-ışını görüntülemeye oldukça başarılı sonuçlar veren sade, hızlı bir yöntem olarak literatürde yerini almıştır. Ancak, EI faz kontrast görüntülemeye henüz çalışılmamıştır. Bu çalışmada, EI faz kontrast simülasyon görüntülerinde fokal spot kaymalarının neden olduğu düz alan varyasyonlarını düzeltmek için bu yöntem kullanılmıştır. Ayrıca, gerçek fiziksel taramalardan elde edilen tomografi veri setine uygulanarak, tüm sistem karasızlıklarından kaynaklı meydana gelen artefaktların giderilmesinde etkisi incelenmiştir. Yöntemin ana fikri, elde edilen her projeksiyona özgü düz alan görüntülerini bulmaktır. Bu amaçla, tarama sırasında elde edilen bir dizi normal düz alan görüntülerinden PCA ile her faz adımı (phase step) için öz düz alan (eigen flat field, EFF) görüntüleri hesaplanır. Bu EFF'ler, düz alanlardaki yoğunluk değişikliklerini tanımlar. K bağımsız EFF'nin lineer kombinasyonundan her projeksiyon için benzersiz (unique) bir düz alan " f_i " tahmin edilir:

$$f_i = \bar{f} + \sum_{k=1}^K \omega_{ik} u_k \quad (4.5)$$

Burada, $\bar{f}$ ortalama düz alan görüntüsü, u_k EFF görüntüleri ve ω_{ik} ise bunlara karşılık gelen ağırlıkları temsil eder. Tahmin edilen düz alan görüntüsü " f_i "'nin karşılık gelen projeksiyona en uygun olması için, EFF'lerin optimal ağırlıklarını bulmak amacıyla, tahmin edilen düz alan görüntüleriyle normalize edilen her bir projeksiyonun arka planı incelenir. Uygun ağırlıklar bulunursa, bu arka plan alanındaki varyasyonun minimum düzeyde olması beklenir. Bu işlem için, toplam varyasyon (TV) minimizasyonu uygulanır [90]:

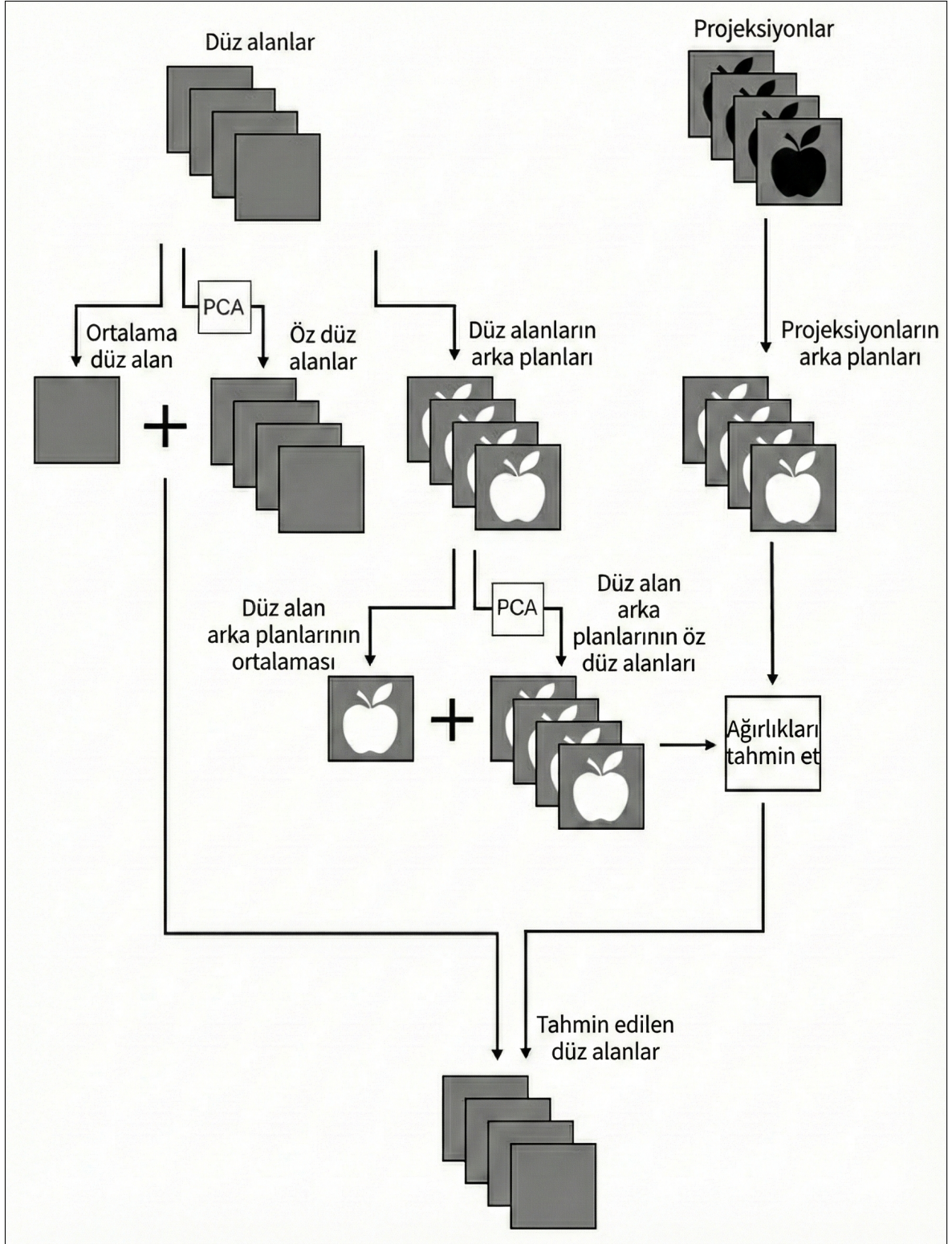
$$\text{TV} \left(\frac{P_{BG}}{f_i} \right) = \sum_{n=1}^N \left| \nabla \frac{P_{BG}}{f_i} \right|_n \quad (4.6)$$

Burada, N projeksiyonun arka plan (P_{BG}) alanının piksel sayısıdır.

$$\{\hat{\omega}_{ik}\} = \arg \min_{\{\omega_{ik}\}} \bar{f}_i \cdot \text{TV} \left(\frac{P_{BG}}{f_i} \right) \quad (4.7)$$

Burada, tahmin edilen düz alanların ortalaması $\bar{f}_i$, TV minimizasyonun, amaç fonksiyonu minimize etmek için yüksek ağırlıklar sunmaması için bu optimizasyon problemine bir çarpma faktörü olarak eklenir (daha fazla ayrıntı için bk. kaynak [21]). TV minimizasyonu sırasında uyumlu görüntü boyutları sağlamak için, numunenin projeksiyonlarda kapladığı alan düz alanlardan da kaldırılır. Bu alanlar, Şekil 4.3'te gösterilen dinamik FFC iş akışında düz alanların arka planları olarak adlandırılmıştır.

PCA, bir kez düz alanlardan numunenin kapladığı alan çıkarılmadan önce, bir kez de çıkarıldıktan sonra, toplamda iki kez uygulanmıştır. EFF'lerin ağırlıkları düz alanların arka planlarından hesaplandıktan sonra, tahmini düz alanları oluşturmak için ilk düz alanlardan türetilen EFF'lerle birlikte Eş. 4.5'e yerleştirilmiştir. Bu işlem adımları, her faz adımı için ayrı ayrı tekrarlanmış ve tahmin edilen düz alanlar, dinamik FFC'yi test etmek için projeksiyonlarla birlikte faz geri kazanım sürecine dahil edilmiştir. Performans değerlendirmesi için dinamik FFC, yalnızca ortalama düz alan ile düz alan düzeltmesi yapan geleneksel FFC ile karşılaştırılmıştır. Görüntü rekonstrüksiyonları, Barzilai-Borwein adımları ile gradyan iniş kullanılarak gerçekleştirilmiştir [91].



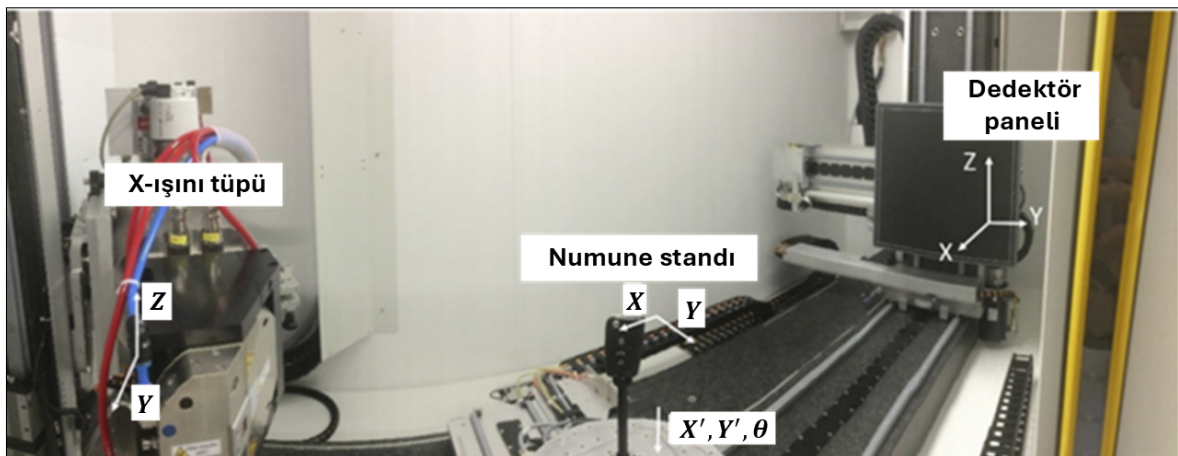
Şekil 4.3. Dinamik düz alan düzeltmesinin iş akışı



5. ARAŞTIRMA BULGULARI

5.1. Simülasyonlar

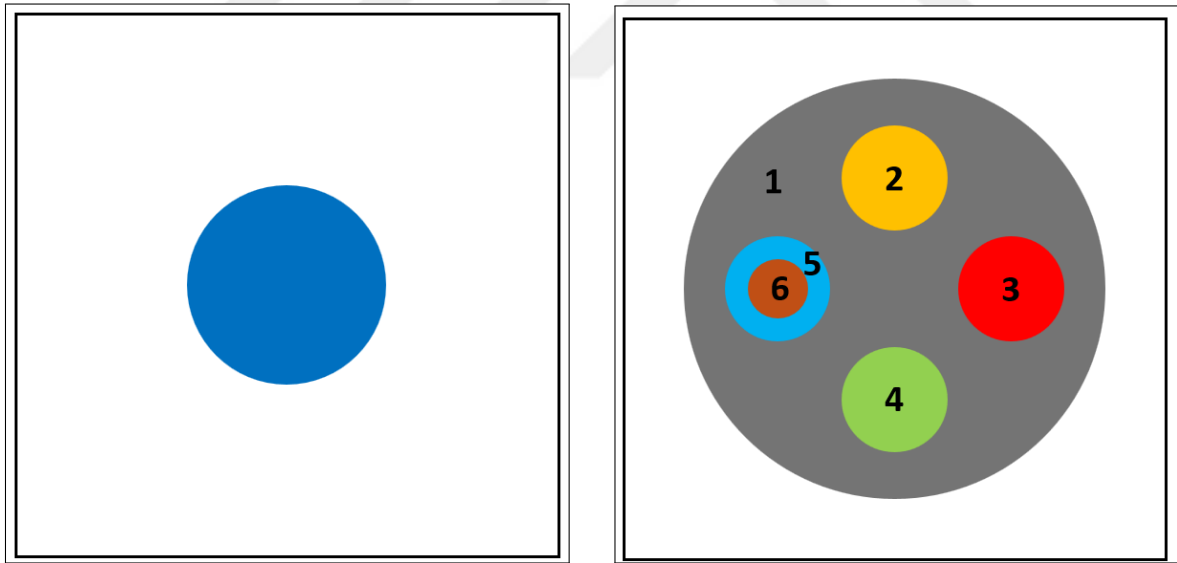
CAD-ASTRA EI-BT simülasyon parametreleri, Antwerp Üniversitesi'ndeki laboratuvarında bulunan Şekil 5.1'deki FleXCT tarayıcısındaki EI kurulumuna benzeyecek şekilde seçildi [92]. Kaynak-numune mesafesi 1200 mm ve kaynak-dedektör mesafesi 1800 mm olarak ayarlandı. Numune maskesi, numunenin 50 mm önüne ve dedektör maskesi, dedektörün 50 mm önüne yerleştirildi. Numune ve dedektör maskesinin açıklık boyutları $20\ \mu\text{m}$ ve $30\ \mu\text{m}$ idi. Her iki maske $225\ \mu\text{m}$ kalınlığında altından yapılmış olup, mükemmel soğurucu ve kırmayan özellikte tasarlandı. Dedektör, $150 \times 150\ \mu\text{m}^2$ boyutunda piksellerden oluşturuldu. Dedektör pikseli başına 5000 ışın atıldı ve bunlar sadece faza duyarlı yönde eklendi. Simüle edilen numune 360° döndürülerek eşit aralıklı projeksiyon açıları ile tarandı. Şekil 3.8'de gösterilen maske, yer değiştirme yönü boyunca $-15\ \mu\text{m}$ ve $15\ \mu\text{m}$ aralığında, beş faz adımı elde edilecek şekilde kaydırıldı. Orta faz adımı, numune ve dedektör maskesi açıklıkları mükemmel bir şekilde üst üste getirildi. Sonlu fokal spotu taklit etmek için, 13 noktasal kaynak $[0, \pm\frac{1}{4}\text{SD}, \pm\frac{3}{4}\text{SD}, \pm 1\text{SD}, \pm\frac{3}{2}\text{SD}, \pm 2\text{SD}, \pm\frac{5}{2}\text{SD}]$ faza duyarlı yön boyunca yerleştirildi. Burada, "SD" Gauss dağılımının standart sapmasını ifade etmektedir. Kaynak fokal spot FWHM değeri $40\ \mu\text{m}$ olarak ayarlanmıştır. Bu da yaklaşık $17\ \mu\text{m}$ 'lik standart sapma değerine karşılık gelmektedir.



Şekil 5.1. FleXCT tarayıcısı

İki farklı EI-BT simülasyonu gerçekleştirildi. Birinde, sinüzoidal olarak hareket eden fokal spot, diğesinde ise fokal spotun zaman içinde düzgün olmayan bir şekilde hareket ettiği senaryolar simüle edildi. Her iki simülasyonda fokal spot sadece faza duyarlı yön boyunca kaydırıldı. Her bir noktasal kaynağa aynı kaydırma verildi, böylece kaynağın bir bütün olarak hareket etmesi sağlandı.

Her simülasyon iki bölüme ayrıldı. İlk bölümde, simüle edilen numune 4 mm çapında ve 10 mm yüksekliğinde homojen silindirik bir fantomdur (kesiti Şekil 5.2a'da gösterilmiştir). Bu fantomun lineer zayıflama katsayısı ve kırılma indisi azalması sırasıyla $\mu = 5 \text{ cm}^{-1}$ ve $\delta = 3 \times 10^{-7}$ olarak ayarlandı. Bu simülasyonların ilk bölümlerinde 10×200 dedektör pikselinden oluşan bir ızgara (grid) kullanıldı. İkinci bölümde, simülasyon Şekil 5.2b'deki kompleks fantom ile gerçekleştirildi. Kompleks fantom, farklı boyutlarda homojen silindirlerden oluşturuldu. Kompleks fantomun simülasyon parametreleri Çizelge 5.1'de verilmiştir. Daha büyük bir fantom kullanıldığından, dedektör piksel sayısı 15×350 piksele çıkarıldı.



(a) Silindirik fantom

(b) Kompleks fantom

Şekil 5.2. (a) Silindirik fantomun kesiti (b) kompleks fantomun kesiti: (1), (2), (3), (4), (5) ve (6) farklı boyutlarda homojen silindirlerdir.

İlk aşamada, yöntemlerin performansı, yalnızca faz kontrastları karşılaştırılarak değerlendirildi, çünkü fokal spottaki konumsal değişiklikler zayıflama ve karanlık alan kontrastlarından daha fazla faz kontrastlarında kendini göstermektedir. Zayıflama ve

karanlık alan sinyalleri, IC altındaki alan ve IC genişliğindeki değişiklikten elde edilirken, kırılma sinyalleri IC'nin ortalama konumundaki kayma ile ilişkilidir. Faz kontrastlarını elde etmek amacıyla, kırılma açısının faz kaymasına dönüştürülmesi için bir integrasyon adımı uygulanır. İntegrasyon adımının gerekliliği nedeniyle, faz kontrastları fokal spotun konumundaki değişikliklere daha duyarlıdır. Bu simülasyonlarda, homojen bir numune kullanıldığı için ve karanlık alan sinyalleri yalnızca numunenin mikro yapısındaki saçılma ile ilgili olduğundan karanlık alan kontrastı beklenmemektedir. Bu simülasyonlara ek olarak, Şekil 5.2b'deki 3 numaralı silindirik mikrofiberlerden oluşan yapı ile değiştirildi ve fokal spot kaymalarıyla beraber saçılma (scattering) etkilerinden dolayı meydana gelen artefaktlarla birlikte, zayıflama ve karanlık alan kontrastlarında beklendiği gibi büyük bir etkinin olmadığı gösterildi.

Çizelge 5.1. Kompleks fantomun parametreleri

Bileşen	Çap (mm)	Yükseklik (mm)	μ (cm ⁻¹)	δ ($\times 10^{-6}$)
1	16	1,1	4	1,0
2	4	1,0	13	3,5
3	4	1,0	8	3,0
4	4	1,0	8	1,0
5	4	1,0	8	2,5
6	2	0,5	8	4,5

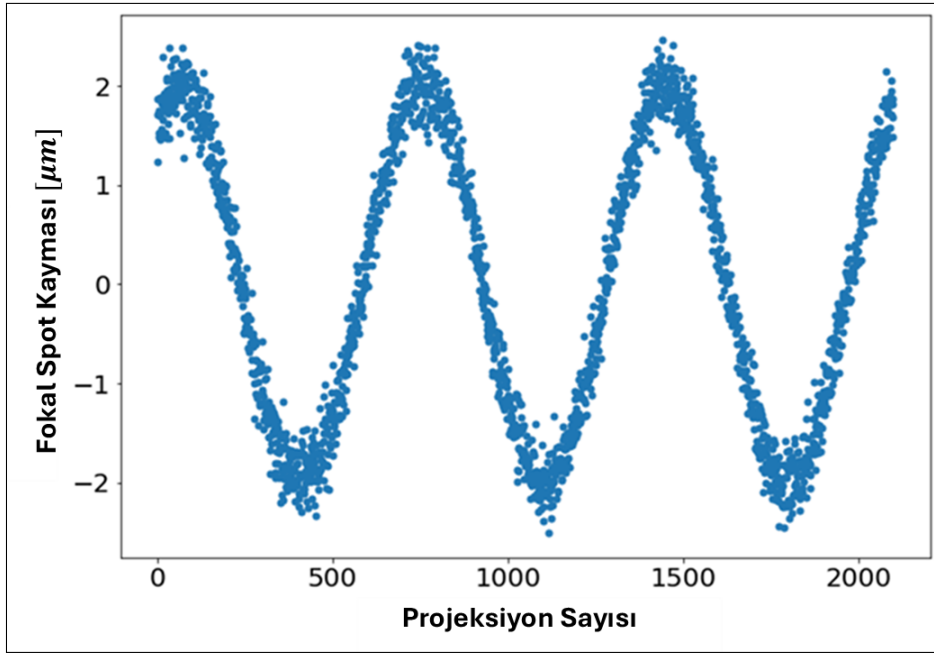
5.1.1. Sinüzoidal kayma

Tarama sırasında sinüzoidal hareket eden bir kaynağa sahip EI-BT simülasyonları için, Şekil 5.3'te gösterildiği gibi kayma (drift) değerleri uygulandı. Her dönüş açısında projeksiyonlar elde edilirken, her 6. açıda düz alanlar alındı. Gerçek deneylerde, düz alanların düzenli aralıklarla elde edilmesi tercih edilebilir, ancak bunlar numune taramasından önce ve/veya sonra da alınabilir. Her numune maskesi konumunda, varyasyonları doğru bir şekilde tanımlayan EFF'leri bulmak için 60 düz alan yeterli kabul edildi. Fokal spot konumunu her faz adımı ve her projeksiyon açısında kaydıran bir simülasyon kuruldu.

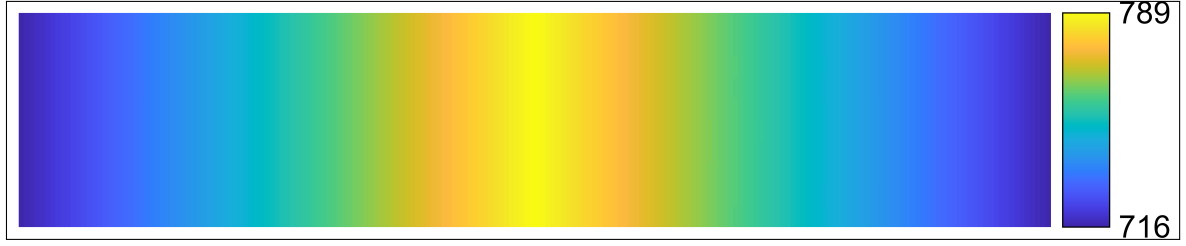
Şekil 5.2a'daki silindirik fantom kullanılarak yapılan simülasyonlardan elde edilen ilk ve son düz alan Şekil 5.4'te gösterilmiştir. Düz alanlardaki zamana bağlı yoğunluk varyasyonları,

özellikle görüntünün orta kısımlarında görülebilir.

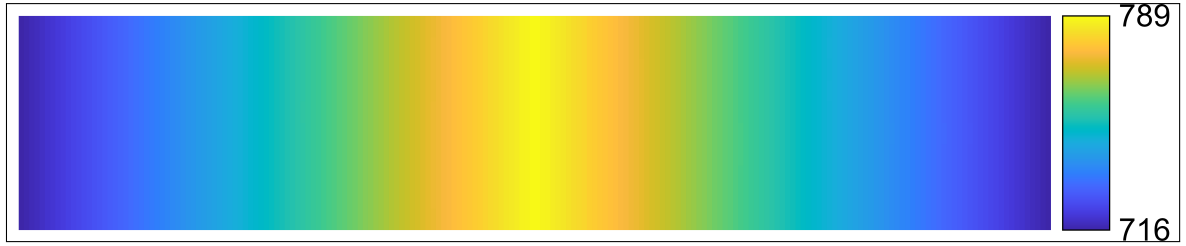
Bu görseller, numune maskesinin orta faz adımı içindir. Görsel kalabalığı önleyebilmek ve anlaşılabilirliği sağlayabilmek adına, bundan sonraki görseller de numune maskesinin orta faz adımı için verilecektir. Ayrıca, görseller gerçek boyutlarında değil, seçilebilirliği artırmak için ölçeklendirilmiştir. Bu noktadan sonra, verilen her bir görsel (rekonstrüksiyon görüntüleri hariç) için bu yaklaşım uygulanmıştır.



Şekil 5.3. Projeksiyon sayısının bir fonksiyonu olarak fokal spot kayması



(a) İlk düz alan

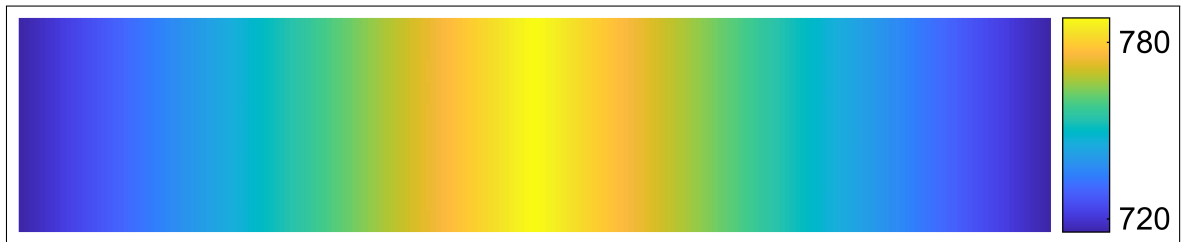


(b) Son düz alan

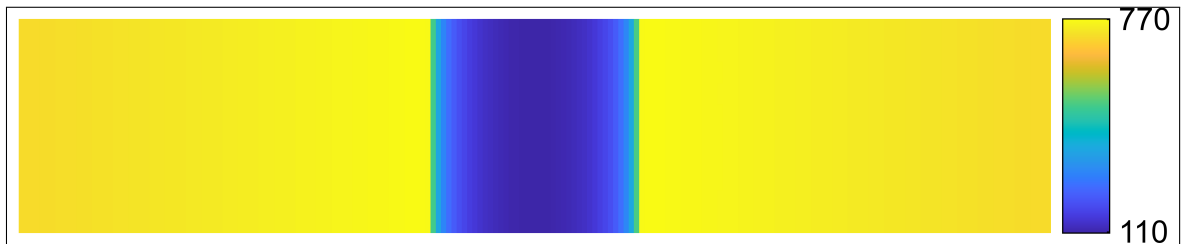
Şekil 5.4. Silindirik fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan

Silindirik fantom simülasyonlarından elde edilen düz alanların ortalaması ve ilk projeksiyon Şekil 5.5'te gösterilmiştir.

Bu simülasyonlar için, düz alanlardan çıkarılan EFF'lerin ilk beşi Şekil 5.6'da gösterilmiştir. İlk EFF, varyasyonların çoğunu tanımlamaktadır. Düz alanların durağan olmayan davranışı EFF'lerden gözlenebilir.



(a) Düz alanların ortalaması



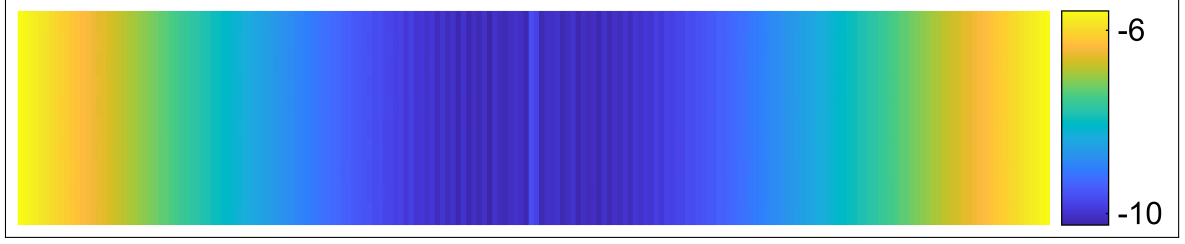
(b) İlk projeksiyon

Şekil 5.5. Silindirik fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon

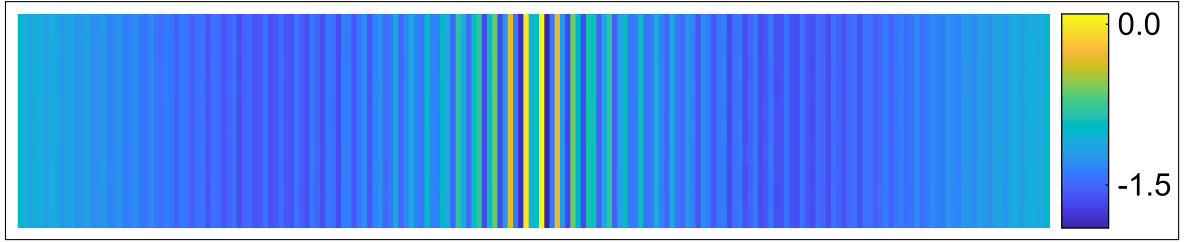
Şekil 5.7, silindirik fantom için sinüzoidal fokal spot kayması simülasyonlarının geleneksel FFC ve dinamik FFC kullanılarak elde edilen faz kontrast sonuçlarını göstermektedir. Dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastında sadece bir EFF kullanılmıştır. Şekil 5.7a'daki faz kontrastında silindirik fantomun kenarlarında (edge) artefaktlar görülürken, Şekil 5.7b'de dinamik FFC kullanımının bu etkiyi ortadan kaldırdığı görülmektedir. İyileşmeyi nicel olarak değerlendirmek için, görüntü kalitesinin bir ölçüsü olarak kontrast-gürültü oranı (contrast-to-noise ratio, CNR) kullanılmıştır. CNR şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$\text{CNR} = \frac{|\mu_{fg} - \mu_{bg}|}{(\sigma_{fg} + \sigma_{bg}) / 2} \quad (5.1)$$

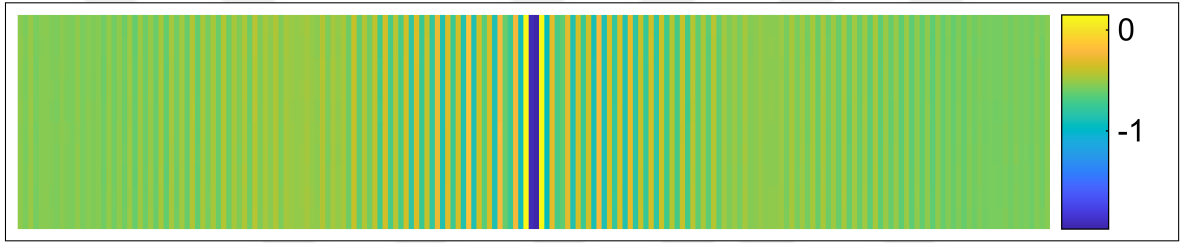
Burada, μ_{fg} , σ_{fg} ve μ_{bg} , σ_{bg} sırasıyla ön plan ve arka plan bölgesindeki ortalama sinyal ve standart sapmadır. Geleneksel FFC ve dinamik FFC'nin CNR değerlerinin sırasıyla 44,0 ve 49,5 olduğu gözlemlenmiştir. Bu, dinamik FFC'nin geleneksel FFC'ye kıyasla CNR açısından daha iyi görüntü kalitesi sağlayabileceğini göstermektedir.



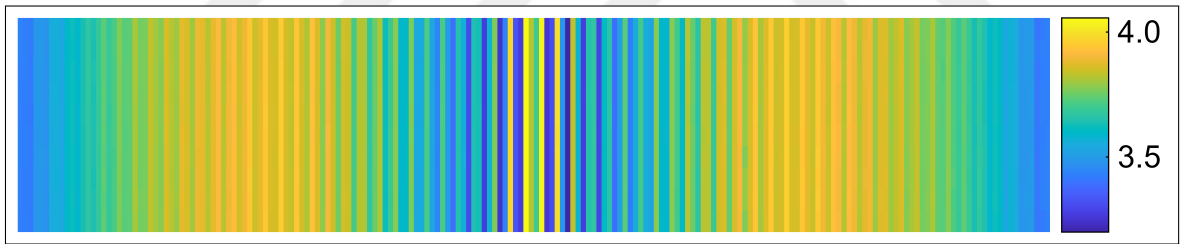
(a) 1. EFF



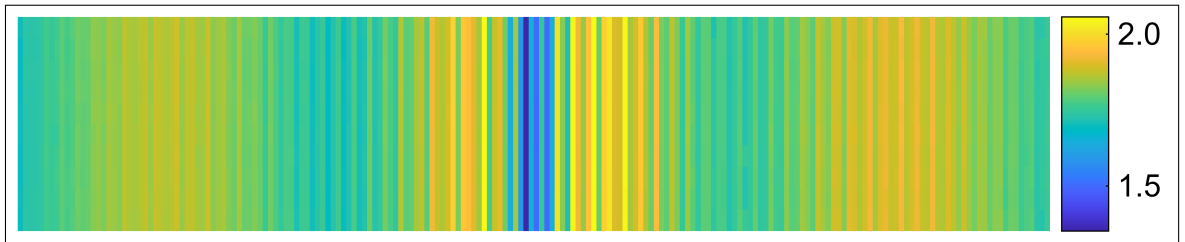
(b) 2. EFF



(c) 3. EFF

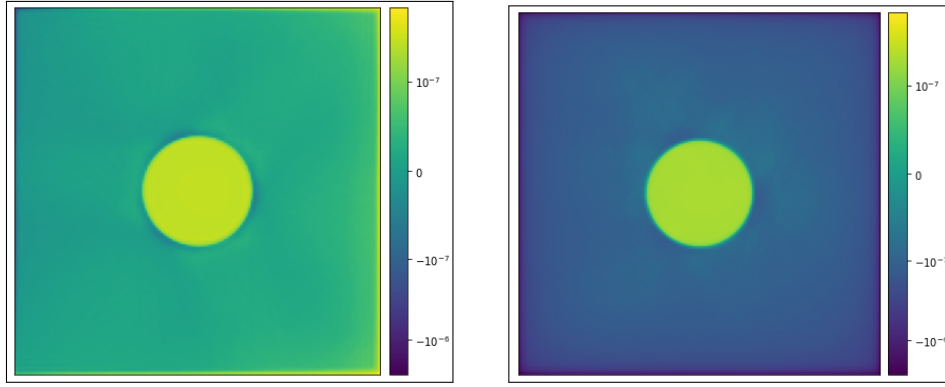


(d) 4. EFF



(e) 5. EFF

Şekil 5.6. Silindirik fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler

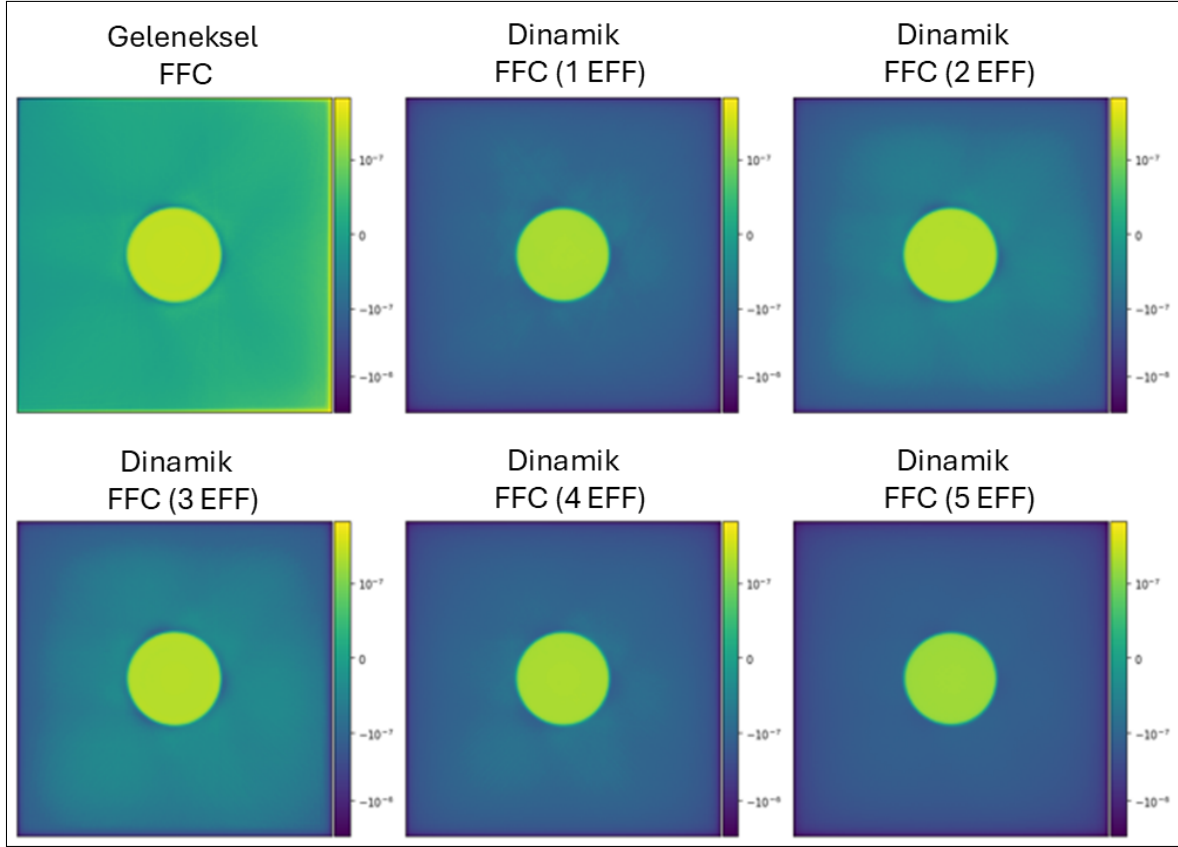


(a) Geleneksel FFC

(b) Dinamik FFC

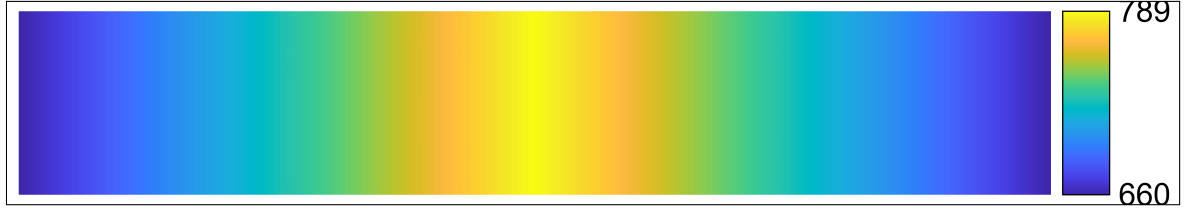
Şekil 5.7. Silindirik fantom için (a) geleneksel FFC (b) 1 EFF kullanılan dinamik FFC ile faz kontrastı

Bununla birlikte, optimum EFF sayısının etkisini araştırmak için ek araştırmalar yapılmış ve Şekil 5.8’de gösterilmiştir. Geleneksel FFC ve 1-5 EFF ile gerçekleştirilen dinamik FFC için CNR değerleri sırasıyla 43,99; 49,53; 53,58; 44,06; 48,86 ve 49,86’dır. Görsel değerlendirmede 5 EFF ile yapılan dinamik FFC’nin artefaktları başarılı bir şekilde giderdiği görülmesine rağmen, nicel değerlendirmede CNR metriği 2 EFF ile yapılan dinamik FFC’yi işaret etmektedir. Ancak, aradaki fark oldukça küçüktür.

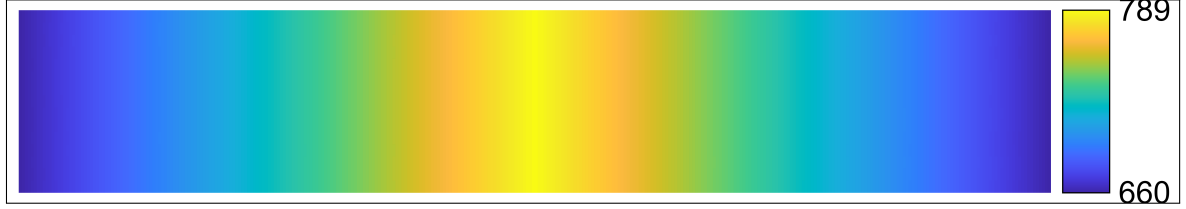


Şekil 5.8. Silindirik fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları

Şekil 5.2b'deki kompleks fantom kullanılarak gerçekleştirilen simülasyonlardan elde edilen ilk ve son düz alan Şekil 5.9'da gösterilmiştir. Silindirik fantom simülasyonlarında olduğu gibi, düz alanlardaki zamana bağlı varyasyonlar görsellerin özellikle orta bölgelerinde seçilebilmektedir.



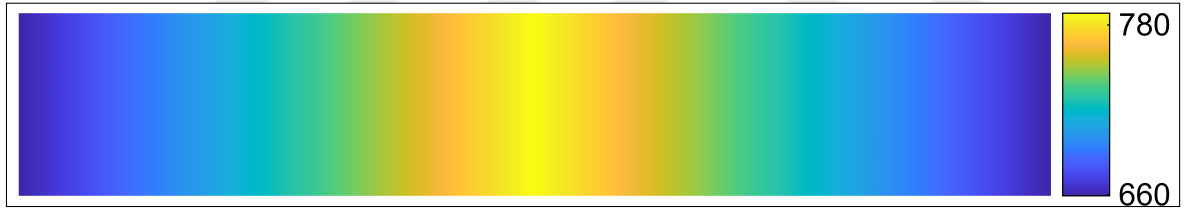
(a) İlk düz alan



(b) Son düz alan

Şekil 5.9. Kompleks fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan

Kompleks fantom simülasyonlarında elde edilen düz alanların ortalaması ve ilk projeksiyon Şekil 5.10'da gösterilmiştir.



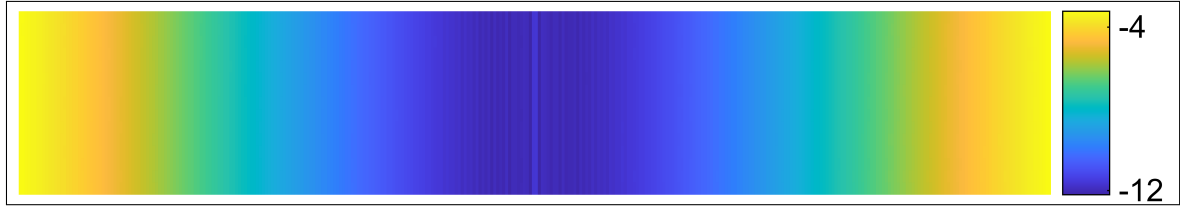
(a) Düz alanların ortalaması



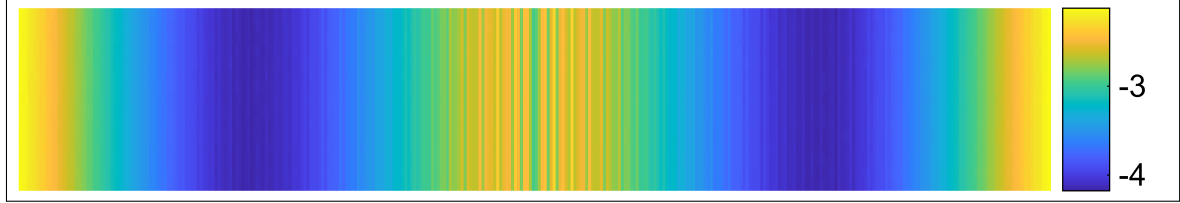
(b) İlk projeksiyon

Şekil 5.10. Kompleks fantom için sinüzoidal kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon

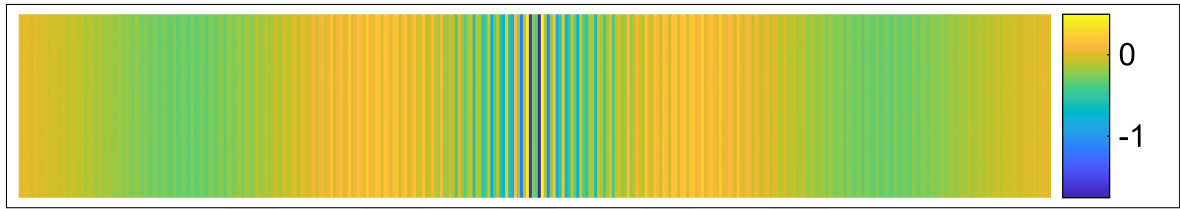
Kompleks fantom simülasyonlarında elde edilen EFF'lerden ilk beşi Şekil 5.11'de verilmiştir. Varyasyonların çoğunun ilk iki EFF ile açıklandığı görülmektedir.



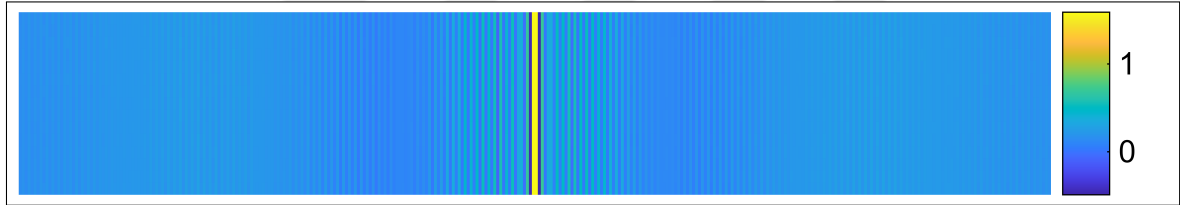
(a) 1. EFF



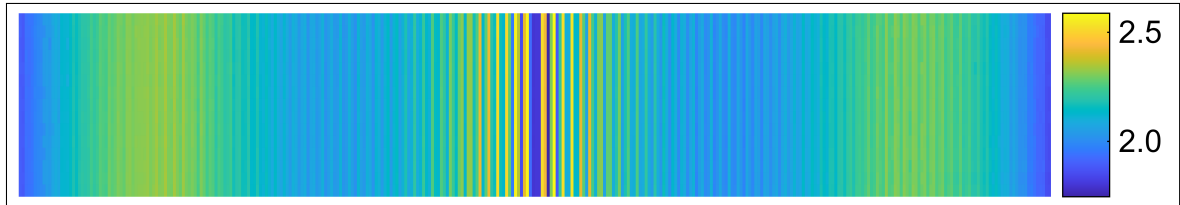
(b) 2. EFF



(c) 3. EFF



(d) 4. EFF

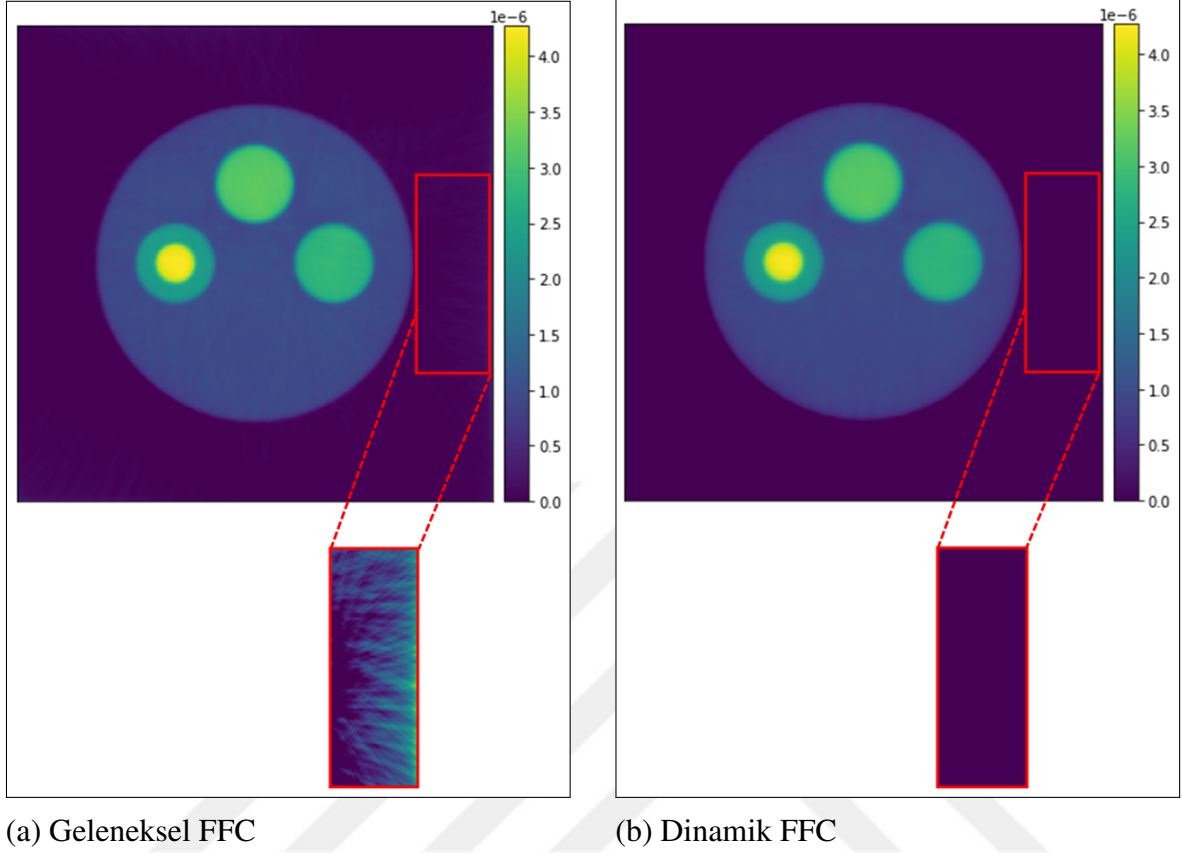


(e) 5. EFF

Şekil 5.11. Kompleks fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler

Sinüzoidal fokal spot kayma simülasyonları için, faz kontrastları Şekil 5.12'de gösterilmiştir. Seçilen bölgeler, eklerde (inset) yakınlaştırılarak verilmiştir. Ana görüntüde belirgin olmayan ince varyasyonları daha iyi vurgulamak amacıyla eklerde farklı renk çubuğu kullanılmıştır. Silindir #4, silindir #1 ile aynı kırılma indisi azalma değerine sahip olduğu için faz kontrastı görüntülerinde kaybolmuştur. Dinamik FFC yöntemi bir EFF ile uygulanarak arka plan artefaktlarını etkili bir şekilde telafi etmiştir. Dinamik FFC için CNR değeri 192 iken, geleneksel FFC için bu değer 108'dir, yani dinamik FFC yöntemi kullanılarak elde edilen

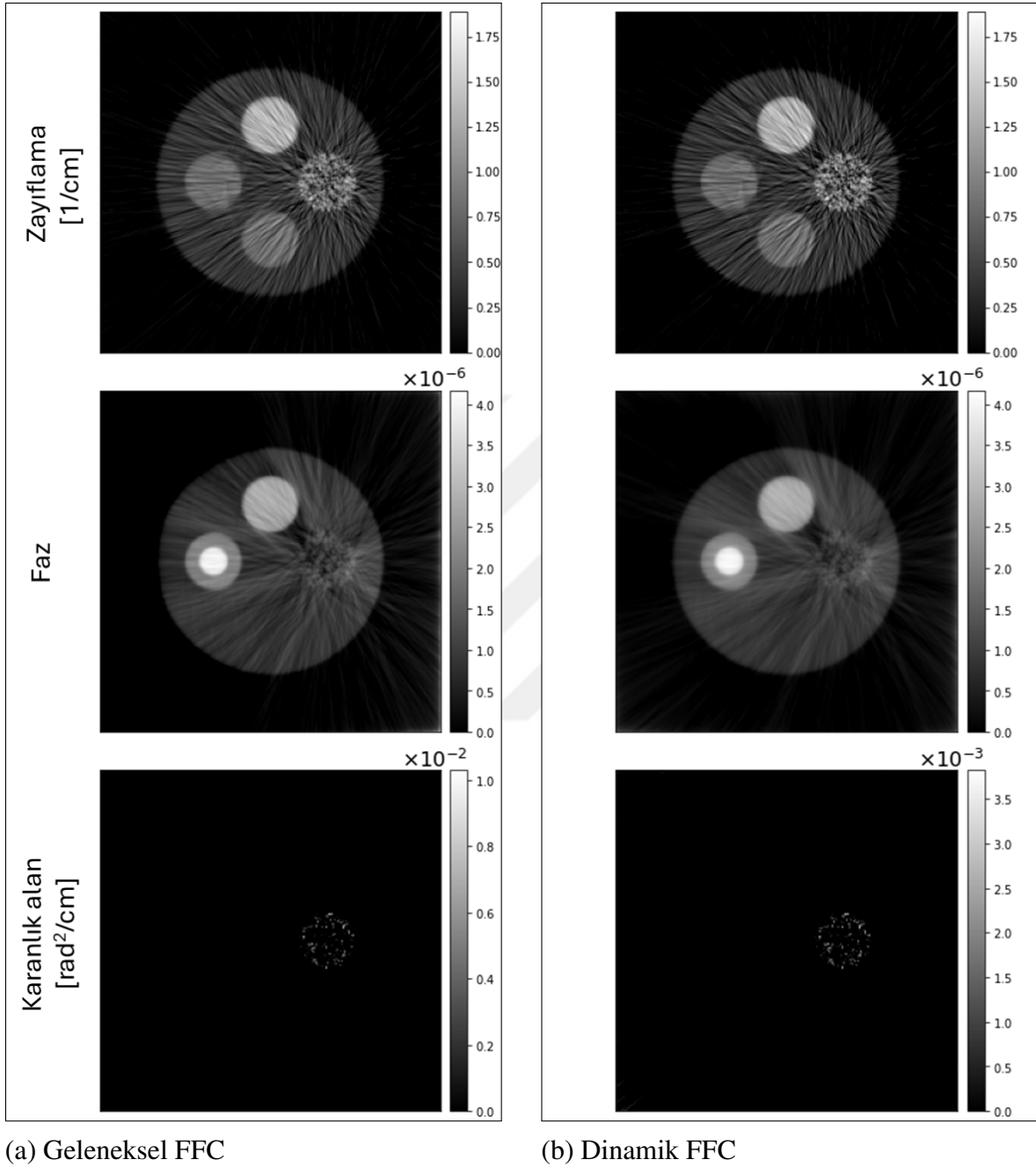
görüntülerin kalitesi daha iyidir.



Şekil 5.12. Kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastları. Ekler, görüntülerde vurgulanan bölgelerin büyütülmüş görünümünü göstermektedir. Daha ince farklılıkları vurgulamak için farklı bir renk çubuğu kullanılmıştır.

Aynı simülasyonlar, Şekil 5.2b'deki silindir #3 mikrofiberlerden oluşan yapı ile değiştirilerek tekrarlanmıştır. Bu simülasyonlarda, faz kontrastına ek olarak zayıflama ve karanlık alan kontrastları da gösterilmiştir (Şekil 5.13). Silindir #4'ün, silindir #1 ile aynı kırılma indisi azalma değerine sahip olduğu için faz kontrastı görüntülerinde kaybolması gibi, silindir #6 da, silindir #5 ile aynı lineer zayıflama katsayısına sahip olduğu için zayıflama kontrastı görüntülerinde yok olmuştur. Ayrıca, zayıflama ve faz kontrastlarında çözilemeyen mikrofiber yapı, karanlık alan kontrastında açıkça görülmektedir. Beklenildiği gibi, zayıflama ve karanlık alan kontrastlarında, geleneksel ve dinamik FFC yöntemleri arasında ciddi bir fark gözlenmemiştir. Faz kontrastı görüntülerinde, geleneksel FFC yöntemi için CNR değeri 30,0 iken, bu değer dinamik FFC yöntemi ile 32,7 elde edilmiştir; görüldüğü gibi ufak bir iyileşme gerçekleşmiştir. Aynı zamanda, görüntülerde mikrofiber yapıdan kaynaklı saçılma artefaktları

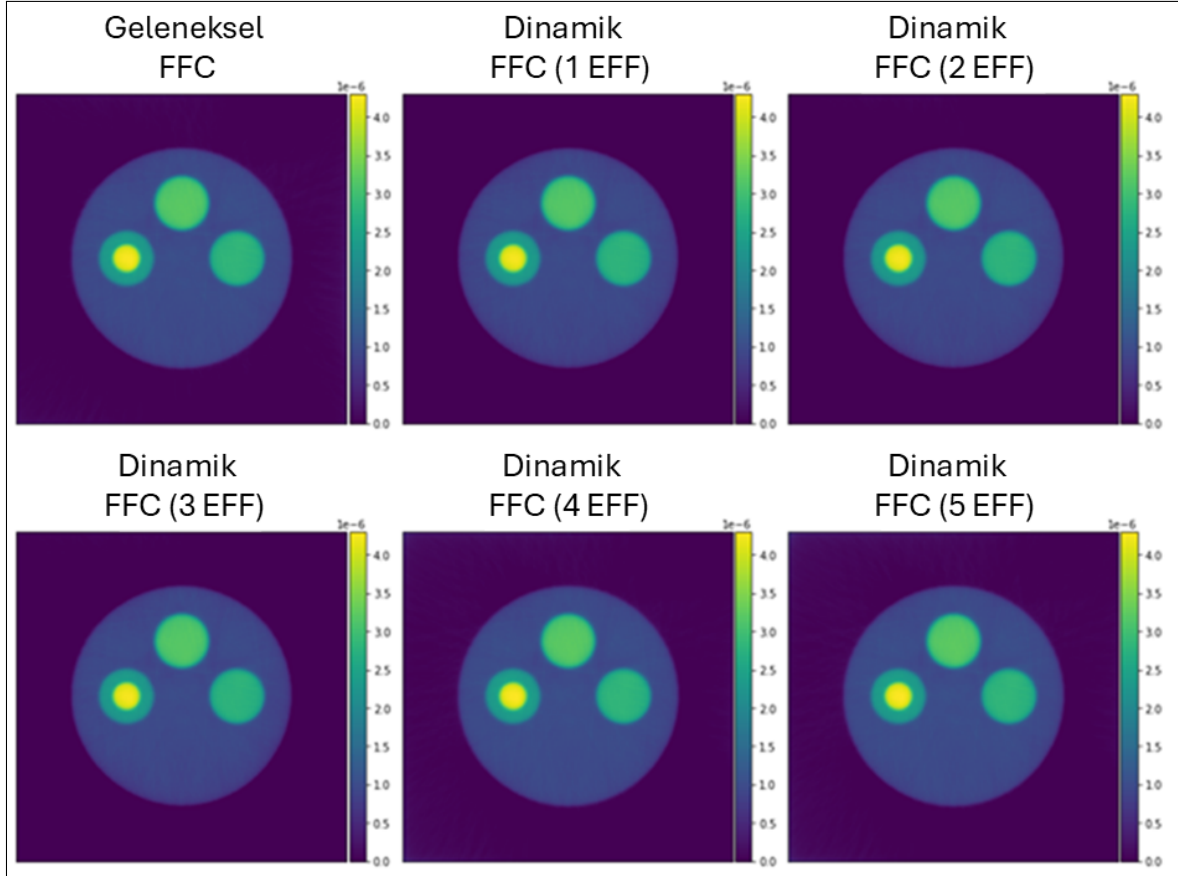
da gözlenmektedir.



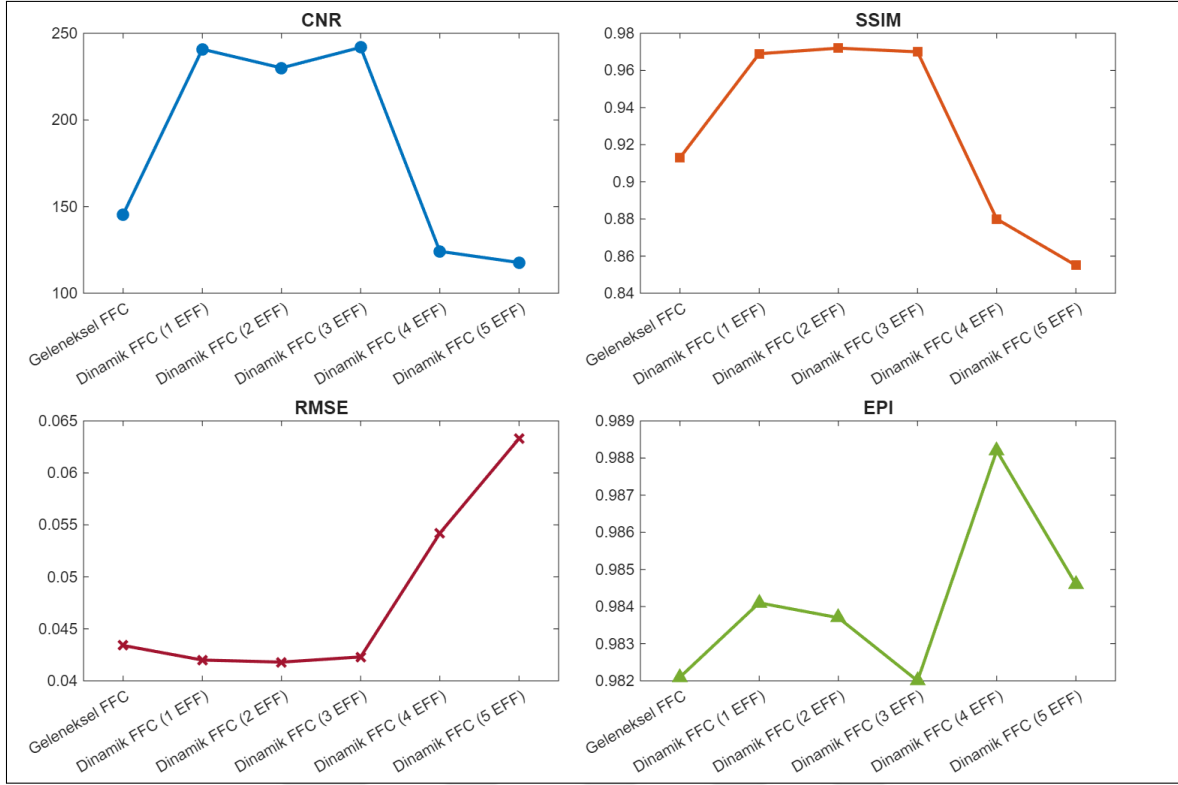
Şekil 5.13. Mikrofiber yapıli kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile zayıflama (üst satır), faz (orta satır) ve karanlık alan (alt satır) kontrast görüntüleri.

Kompleks fantomun kullanıldığı simülasyonlarda optimal EFF sayısı değerlendirmesi için Şekil 5.14'teki görseller elde edilmiştir. CNR değeri geleneksel FFC yöntemi için 245,44 iken, dinamik FFC yöntemi için 1'den 5'e kadar EFF'lerin verdiği CNR değerleri; 145,44; 240,83; 230,02; 241,88; 124,16 ve 117,70'tir. Dinamik FFC yönteminin 1 EFF kullanılarak bile

numune arka planındaki artefaktları giderdiği gösterilmiştir. Görsel değerlendirmede, EFF sayısı arttıkça önemli bir iyileşme görülmemektedir. Ancak, CNR değeri ufak bir farkla 3 EFF'nin en kaliteli görüntüyü verdiğini göstermiştir. Bunun dışında, farklı kalite metrikleriyle görüntü analizine devam edilmiş ve yapısal benzerlik indeksi (structural similarity index, SSIM) görüntünün doku, kontrast ve aydınlatma gibi yapısal özelliklerini karşılaştırmak için, kök ortalama kare hata (root mean square error, RMSE) görüntüdeki gürültü miktarını ve rekonstrüksiyonun doğruluğunu ölçmek için kullanılırken, kenar koruma indeksi (edge preservation index, EPI) görüntüdeki keskin sınırların (kenarların) ne kadar korunduğunu ölçmek için kullanılmıştır. Ayrıca, açıklanan toplam varyans (explained total variance) hesaplanmıştır. Toplam varyansın %99'u 3 EFF ile açıklanmış, diğer metrikler de Şekil 5.15'te görüldüğü gibi grafik olarak gösterilmiştir. SSIM 2 EFF, RMSE 2 EFF ile yapılan dinamik FFC'nin en iyisi olduğunu göstermiştir. Bu durumda, 2 EFF'nin yapısal özellikler ve artefakt bakımından kaliteli görüntüler sağladığı değerlendirilebilir. EPI ise, 4 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile kenarların en iyi korunduğu faz kontrastı görüntülerinin elde edildiğini göstermiştir.

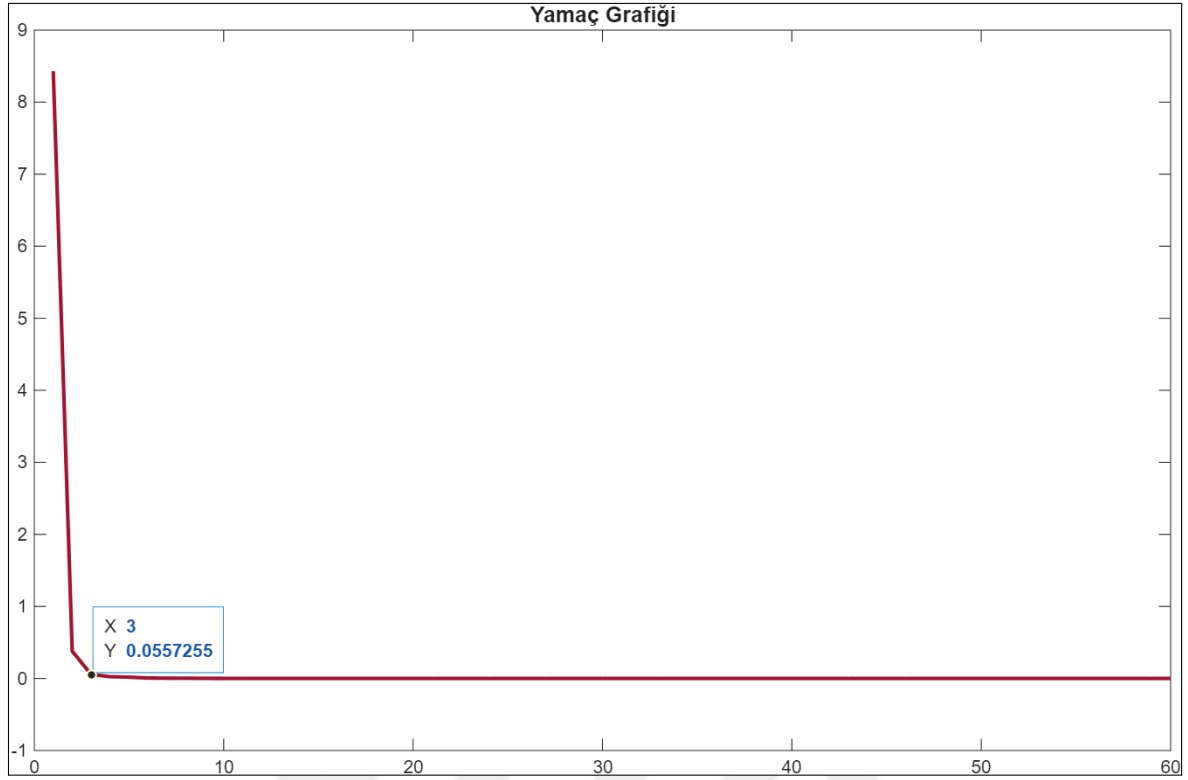


Şekil 5.14. Kompleks fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları



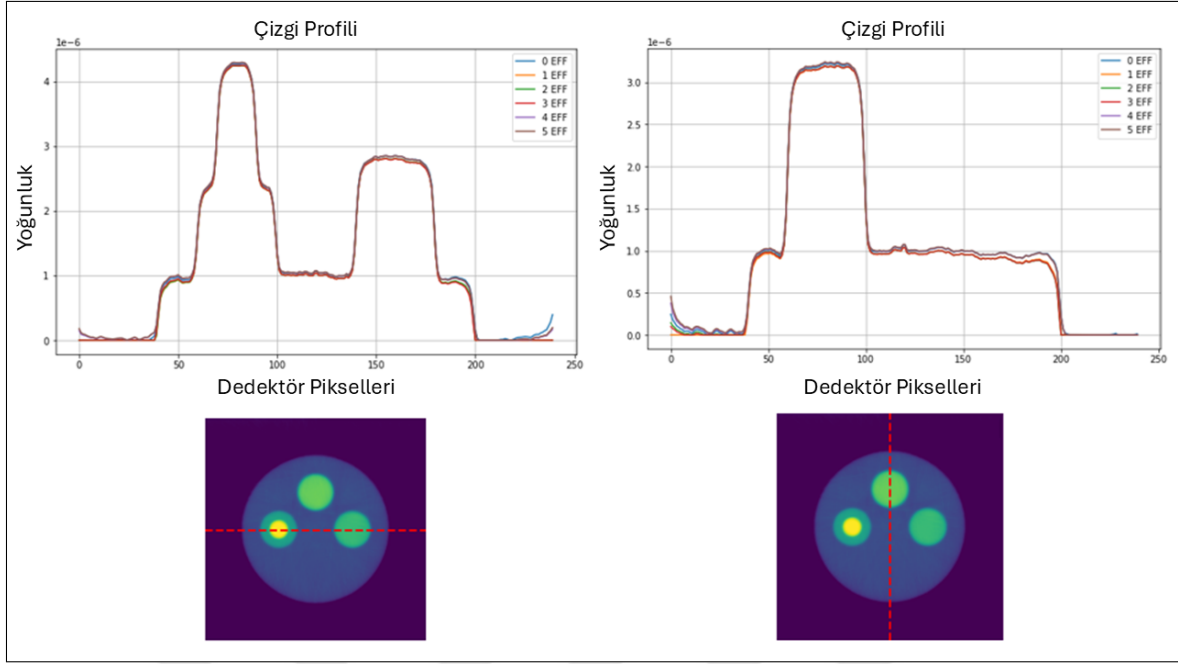
Şekil 5.15. Görüntü kalite metrikleri

Ayrıca, en çok kullanılan yöntemlerden biri olan yamaç (scree) grafiği çizilmiştir (Şekil 5.16). Grafikteki dirsek noktası (elbow point), varyansın büyük kısmının ilk 3 EFF ile açıklandığını göstermektedir. Bu da, beklenildiği gibi, açıklanan toplam varyansla uyumludur.



Şekil 5.16. Yamaç grafiği

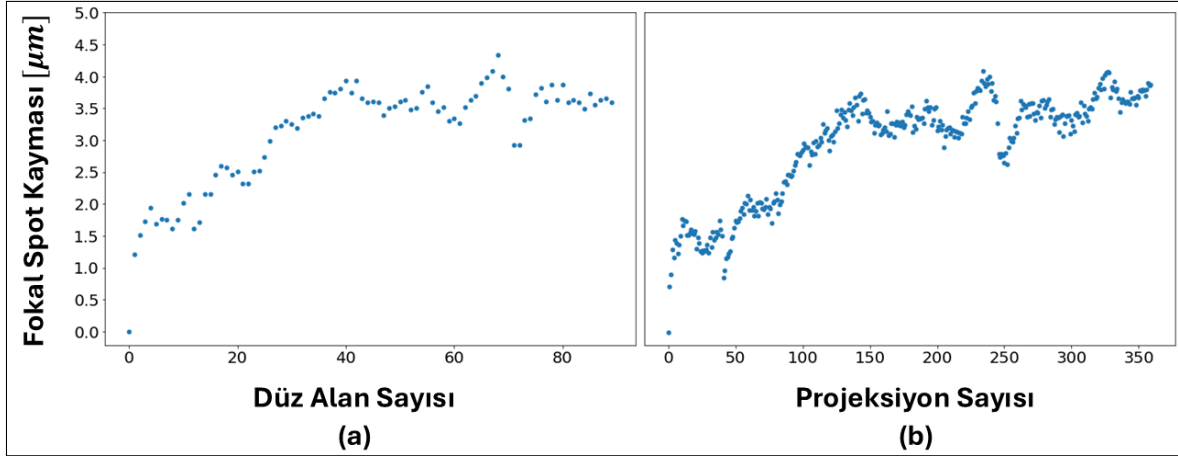
Görüntülerde merkez çizgi boyunca çizilen çizgi profilleri, dinamik FFC yönteminin numune arka planındaki düzeltmeler dışında ciddi bir düzeltme yapmadığını göstermektedir (Şekil 5.17). Fokal spottaki kaymanın her iki yönde periyodik olarak kaydığı düşünülürse, fokal spotun konumundaki varyasyon etkilerinin birbirini götürerek sonuç görüntüde etkisinin yok olduğu düşünülmektedir.



Şekil 5.17. Merkez çizgi boyunca çizgi profilleri

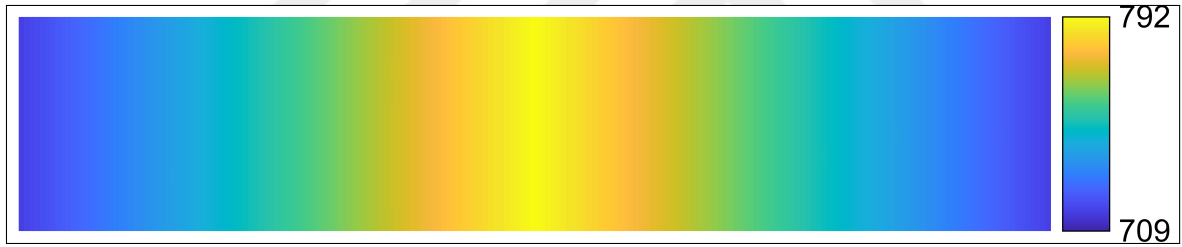
5.1.2. Düzensiz kayma

Sinüzoidal kayma simülasyonlarından sonra, fokal spot konumundaki düzenli olmayan varyasyonlar simüle edildi. Kayma değerleri daha önce FleXCT tarayıcısında gerçekleştirilen ölçümlerden belirlendi. Bu amaçla, bir dizi düz alan ve projeksiyonun IC'leri ayrı ayrı analiz edildi. IC'lerin tepe konumlarının, genlikleri ve genişliklerinde önemli bir fark olmamasına rağmen belirgin bir şekilde kaydığı gözlemlendi. Bu kayma, fokal spot kaymasına atfedildi. İlk düz alan ve numune projeksiyonları referans görüntüleri alınarak, IC tepe kaymasının miktarları Şekil 5.18'de gösterildiği gibi elde edildi. İlk simülasyondan farklı olarak, kaynağın sadece projeksiyon açısında kayması ve farklı faz adımları arasında sabit bir konumda kalması tercih edildi.

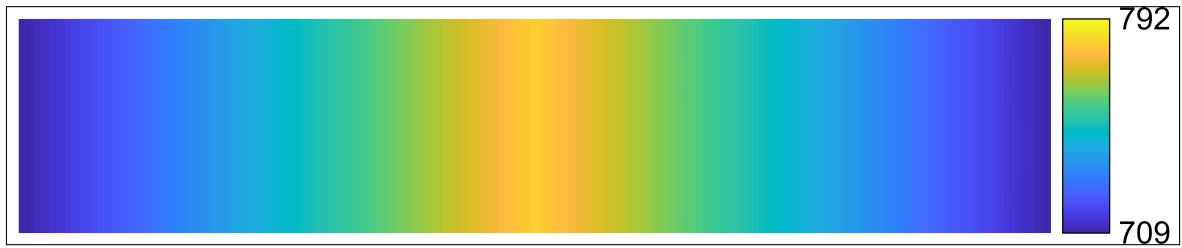


Şekil 5.18. (a) Düz alan sayısı (b) projeksiyon sayısının bir fonksiyonu olarak fokal spot kayması

Silindirik fantom için ilk ve son düz alan görüntüleri Şekil 5.19’da gösterilmiştir. Düz alan görüntülerindeki varyasyon açıkça görülmektedir.



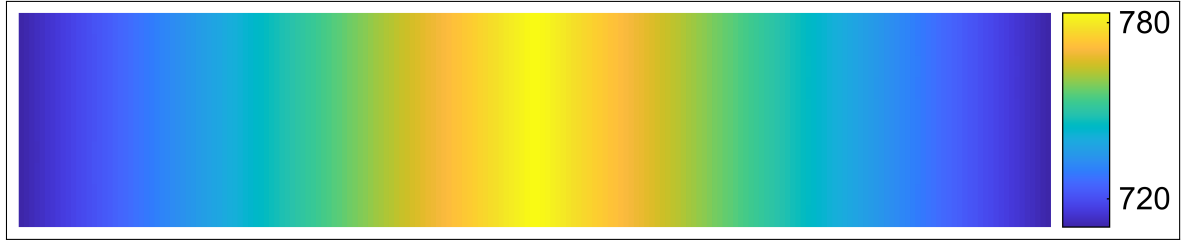
(a) İlk düz alan



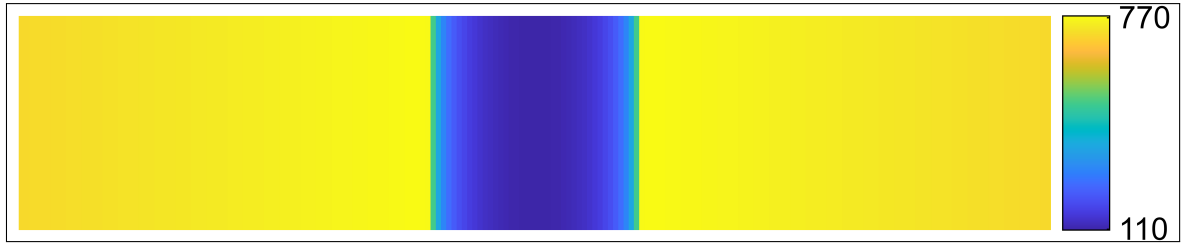
(b) Son düz alan

Şekil 5.19. Silindirik fantom için düzensiz kayma simülasyonlarından elde edilen (a) ilk düz alan (b) son düz alan

Şekil 5.20, silindirik fantom simülasyonlarında düz alanların ortalamasını ve ilk projeksiyonu göstermektedir.



(a) Düz alanların ortalaması



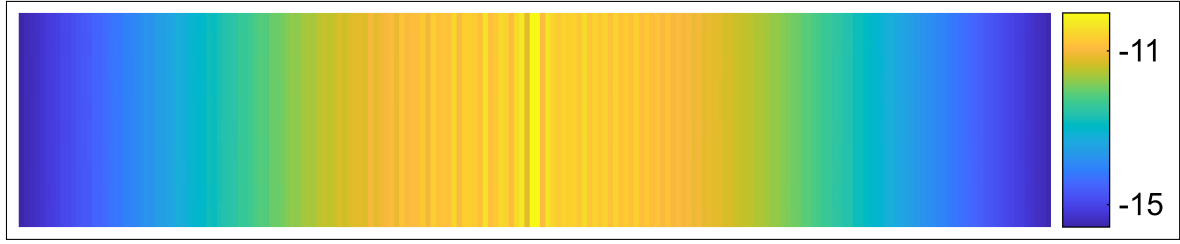
(b) İlk projeksiyon

Şekil 5.20. Silindirik fantom için düzensiz kayma simülasyonlarından elde edilen (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon

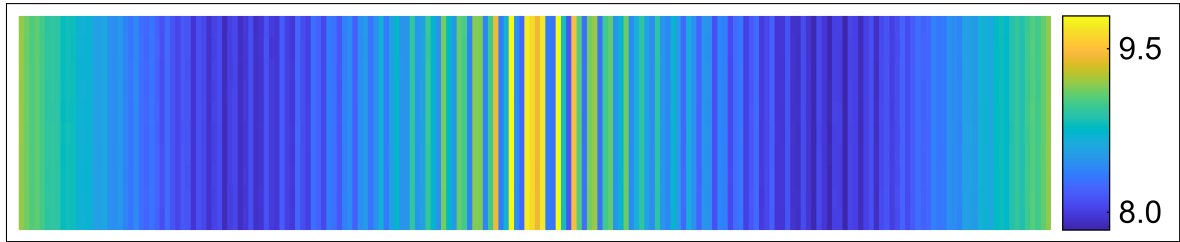
Silindirik fantom simülasyonlarından elde edilen EFF'lerin ilk beşi Şekil 5.21'de verilmiştir. Varyasyonların çoğunun ilk EFF'lerde tanımlandığı görülmektedir.

Silindirik fantom için düzenli olmayan fokal spot kayma simülasyonlarında geleneksel ve dinamik FFC yöntemleri ile elde edilen faz kontrastları Şekil 5.22'de verilmiştir. Dinamik FFC yöntemi için tek bir EFF kullanılmıştır. Şekil 5.22a, sol üst köşede gölge artefaktı göstermektedir. Bu etki, Şekil 3.8'de gösterildiği gibi, fokal spotun yalnızca +z yönünde kaymasından kaynaklanmaktadır. Şekil 5.22b, dinamik FFC yönteminin görüntüdeki gölge artefaktlarını azalttığını göstermektedir. Dinamik FFC için CNR değeri 12,7 iken, geleneksel FFC için CNR değeri 5,5'tir.

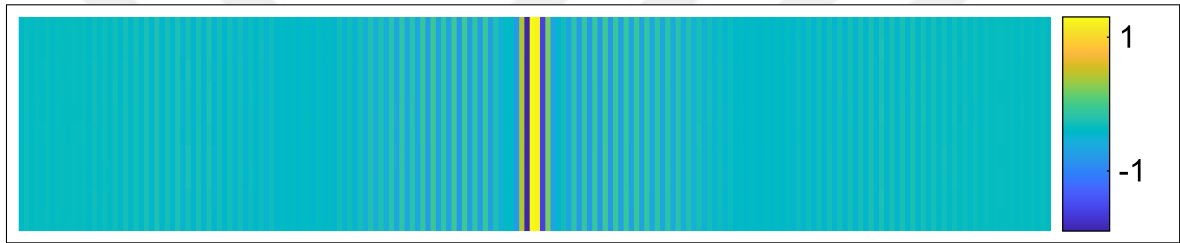
Optimal EFF sayısını belirlemek için gerçekleştirilen rekonstrüksiyon sonuçları Şekil 5.23'te gösterilmiştir. CNR değerleri geleneksel FFC için 5,54 iken; 1'den 5'e kadar kullanılan EFF'lerle elde edilen dinamik FFC için CNR değerleri sırasıyla 5,54; 12,77; 11,78; 15,75; 19,85 ve 7,33'tür. Hem nitel hem de nicel değerlendirme 4 EFF ile gerçekleştirilen dinamik FFC'nin en iyi görseli verdiğini doğrulamaktadır. Beş EFF ile artefaktların tekrar belirmeye başladığı görülmektedir.



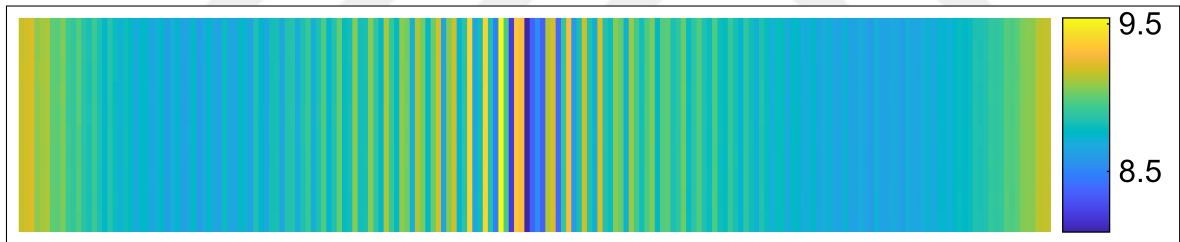
(a) 1. EFF



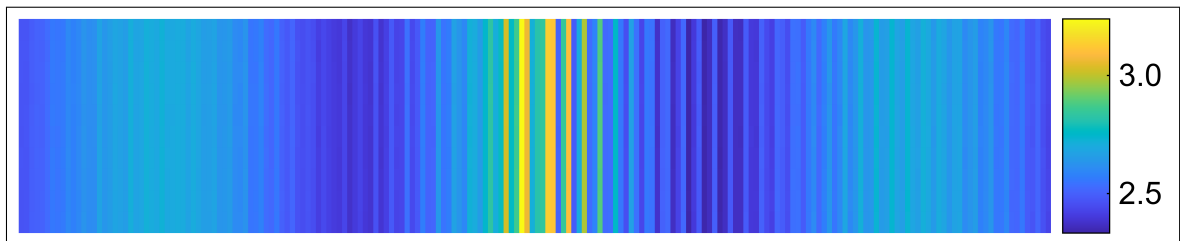
(b) 2. EFF



(c) 3. EFF

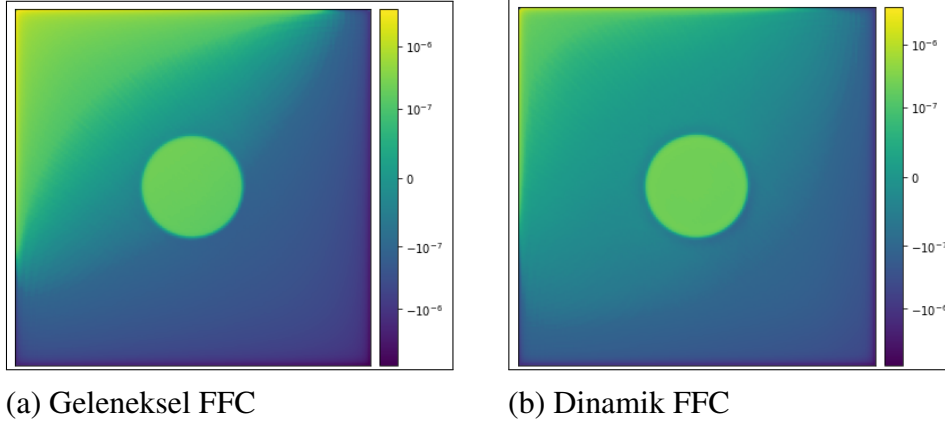


(d) 4. EFF

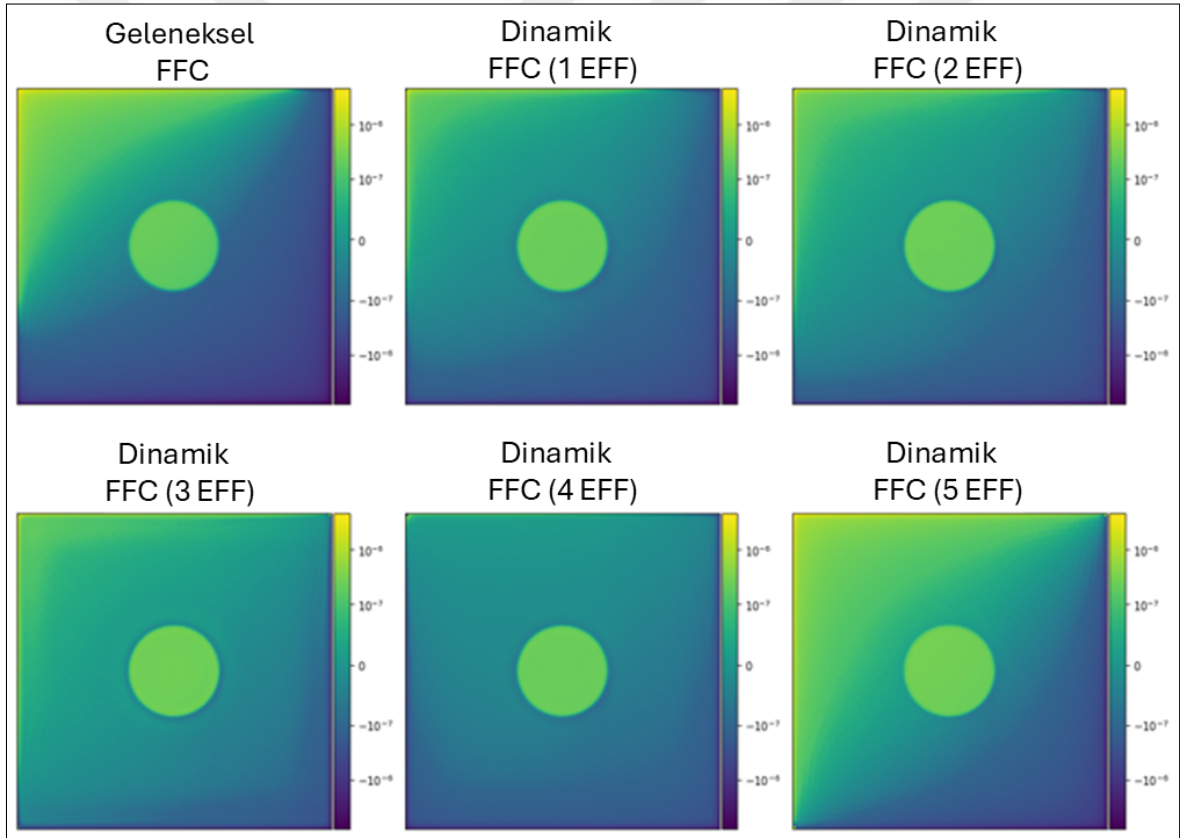


(e) 5. EFF

Şekil 5.21. Silindirik fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler

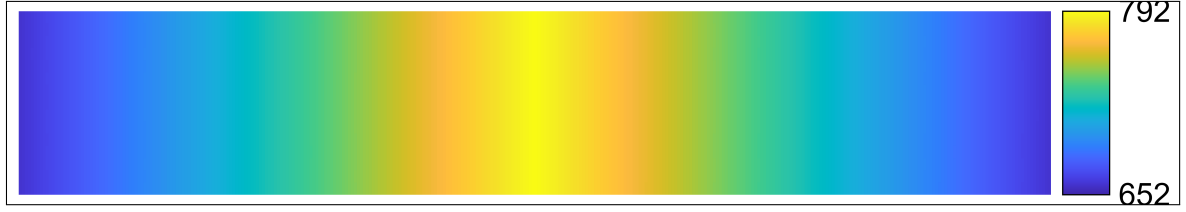


Şekil 5.22. Silindirik fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastı

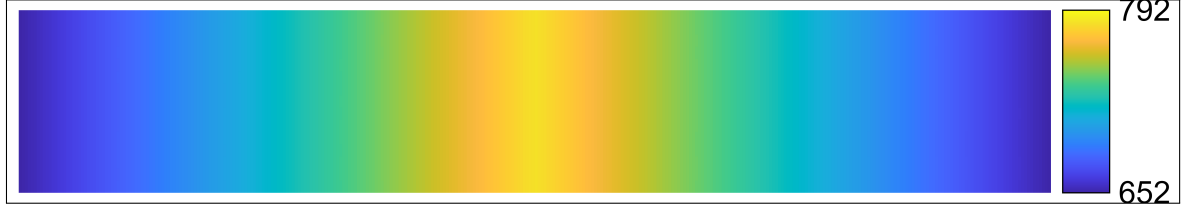


Şekil 5.23. Silindirik fantom için geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastları

Kompleks fantom simülasyonlarında elde edilen ilk ve son düz alan Şekil 5.24'te gösterilmiştir. Fokal spot kayması nedeniyle meydana gelen varyasyonların etkisi, yine gözlenmektedir.



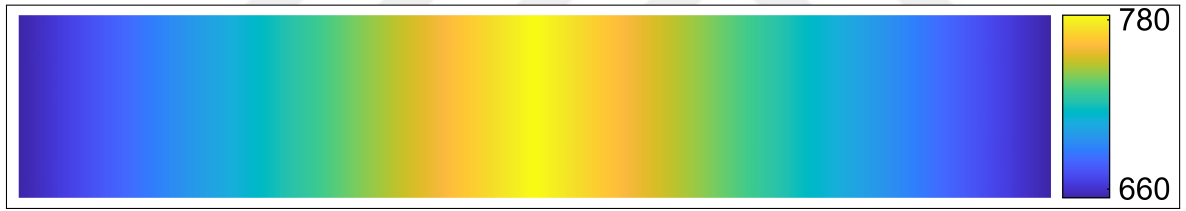
(a) İlk düz alan



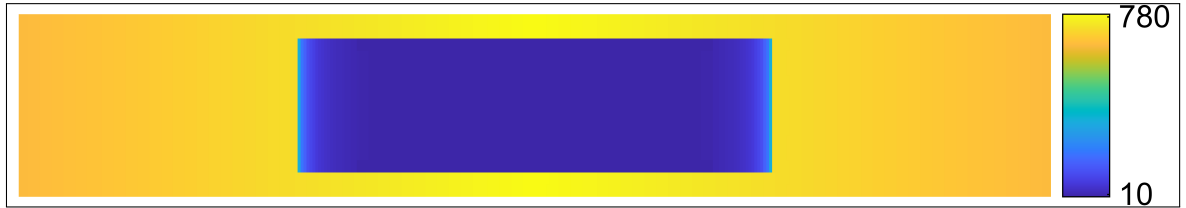
(b) Son düz alan

Şekil 5.24. Kompleks fantom için (a) ilk düz alan (b) son düz alan

Kompleks fantom simülasyonlarından elde edilen düz alanların ortalaması ve ilk projeksiyon Şekil 5.25'te gösterilmiştir.



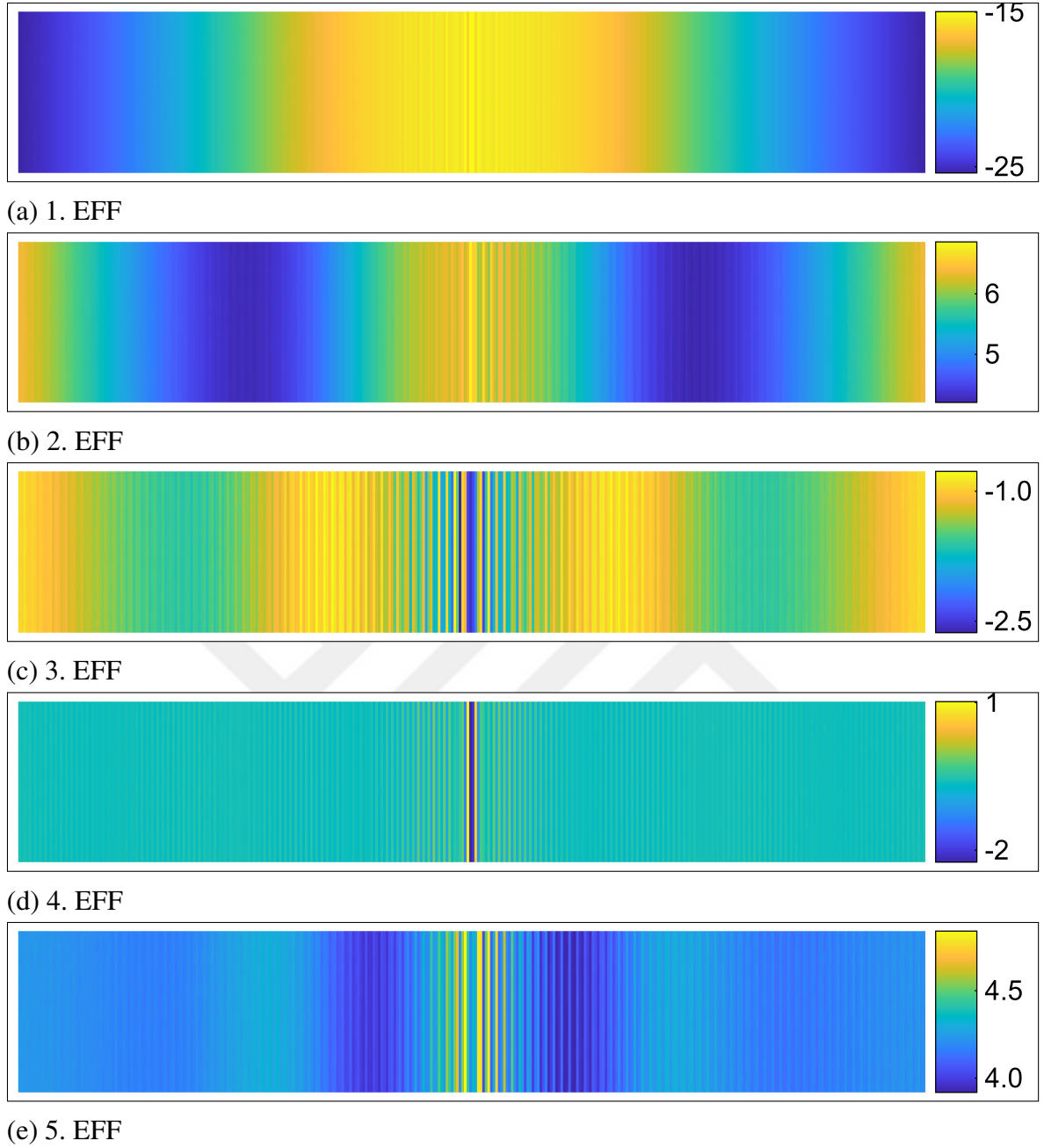
(a) Düz alanların ortalaması



(b) İlk projeksiyon

Şekil 5.25. Kompleks fantom için (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon

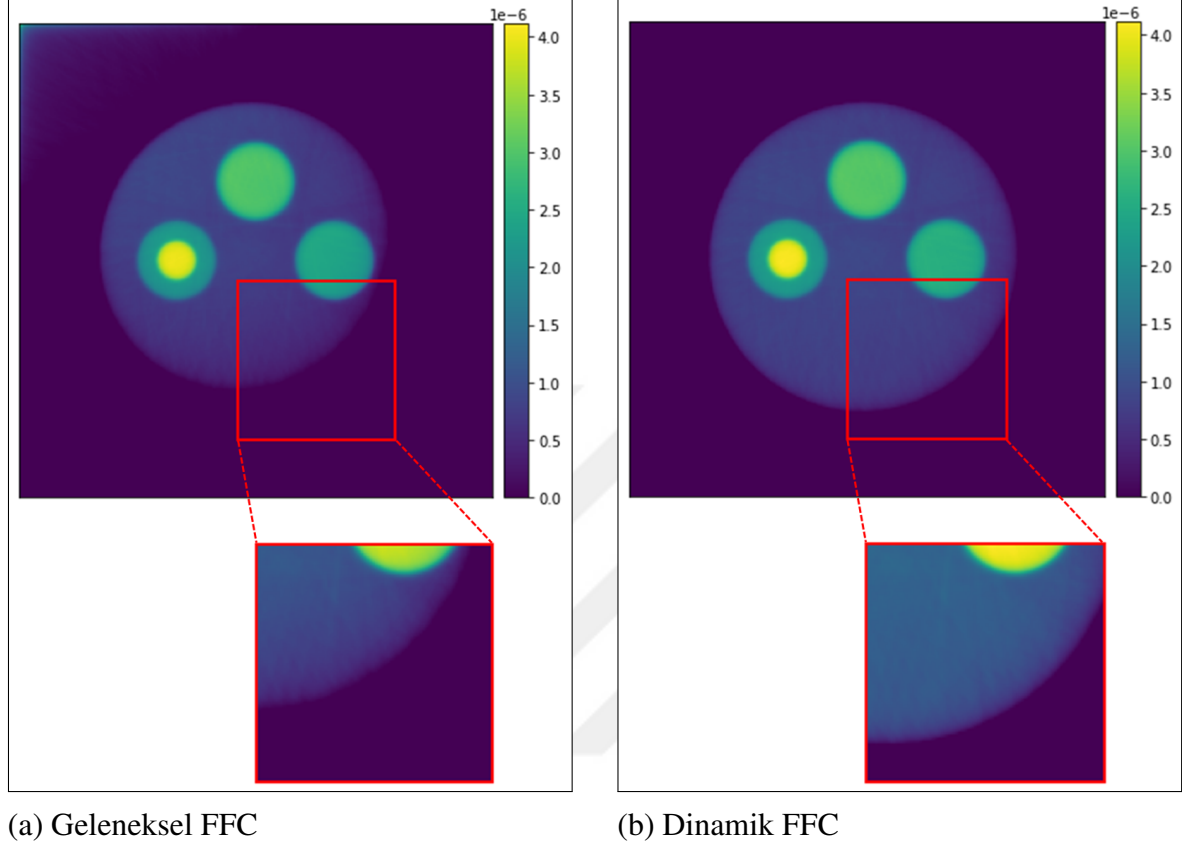
Şekil 5.26, kompleks fantom simülasyonlarında düz alanlardan çıkarılan EFF'lerin ilk beşini göstermektedir.



Şekil 5.26. Kompleks fantom için sırasıyla (a)-(e) 1'den 5'e kadar bulunan EFF'ler

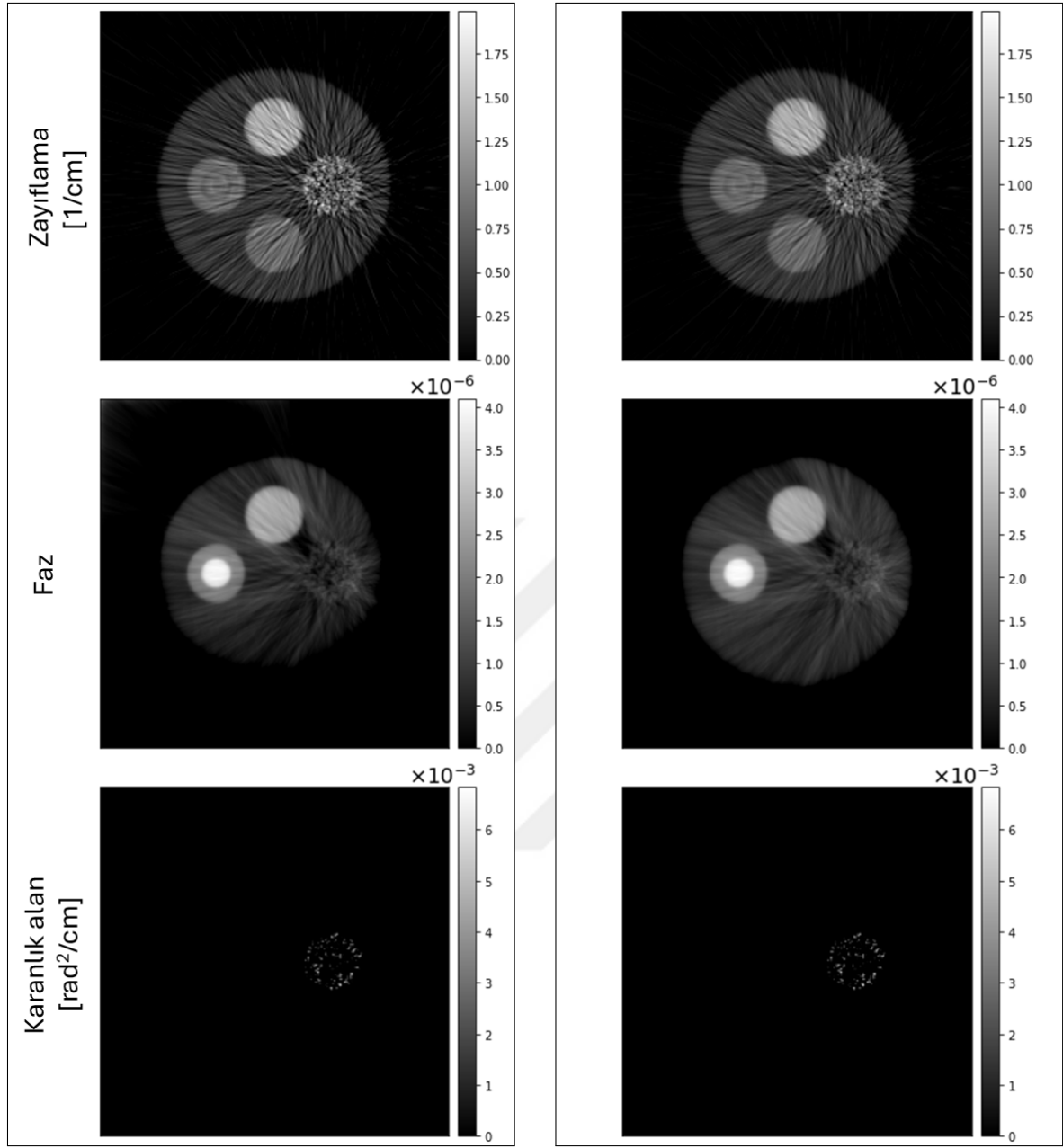
Kompleks fantom için düzensiz fokal spot kayma simülasyonlarının rekonstrüksiyon çıktıları Şekil 5.27'de verilmiştir. Ekler, ana görüntüde görünmeyebilecek daha ince ayrıntıları vurgulamak için farklı bir renk ölçeği ile belirtilen bölgelerin büyütülmüş görünümünü göstermektedir. Dinamik FFC ile faz kontrastı, görüntü kalitesini iyileştirerek daha doğru bir fantom yapısı sağlamıştır. Ayrıca, dinamik FFC ile sol üst köşedeki gölgeleme etkisi ortadan kaldırılmıştır. Geleneksel FFC ve dinamik FFC'nin CNR değeri sırasıyla 73,0 ve 308'dir. Simülasyonların diğer bölümlerinden farklı olarak, bu simülasyon sonuçlarında dinamik FFC

için iki EFF kullanıldı. Çünkü tek bir EFF düz alan varyasyonlarını tanımlamak için yeterli değildir.



Şekil 5.27. Kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile faz kontrastı görüntüleri. Ekler, görüntülerde vurgulanan bölgelerin büyütülmüş görünümünü göstermektedir. Daha ince farklılıkları vurgulamak için farklı bir renk çubuğu kullanılmıştır.

Mikrofiber yapılı kompleks fantom simülasyon sonuçları Şekil 5.28’de verilmiştir. Geleneksel FFC ile elde edilen faz kontrastının CNR değeri 42,2 iken, 2 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrastının CNR değeri 60,1’dir. CNR metrik karşılaştırması, dinamik FFC’nin daha üstün performans sergilediğini göstermiştir. Ayrıca, geleneksel FFC ile görülen geometrik bozulmanın dinamik FFC ile giderildiği gözlenmiştir. Sinuzoidal kayma simülasyonlarında olduğu gibi, zayıflama ve karanlık alan kontrast görüntülerinde, beklendiği gibi her iki yöntemde de önemli bir fark gözlenmemiştir.

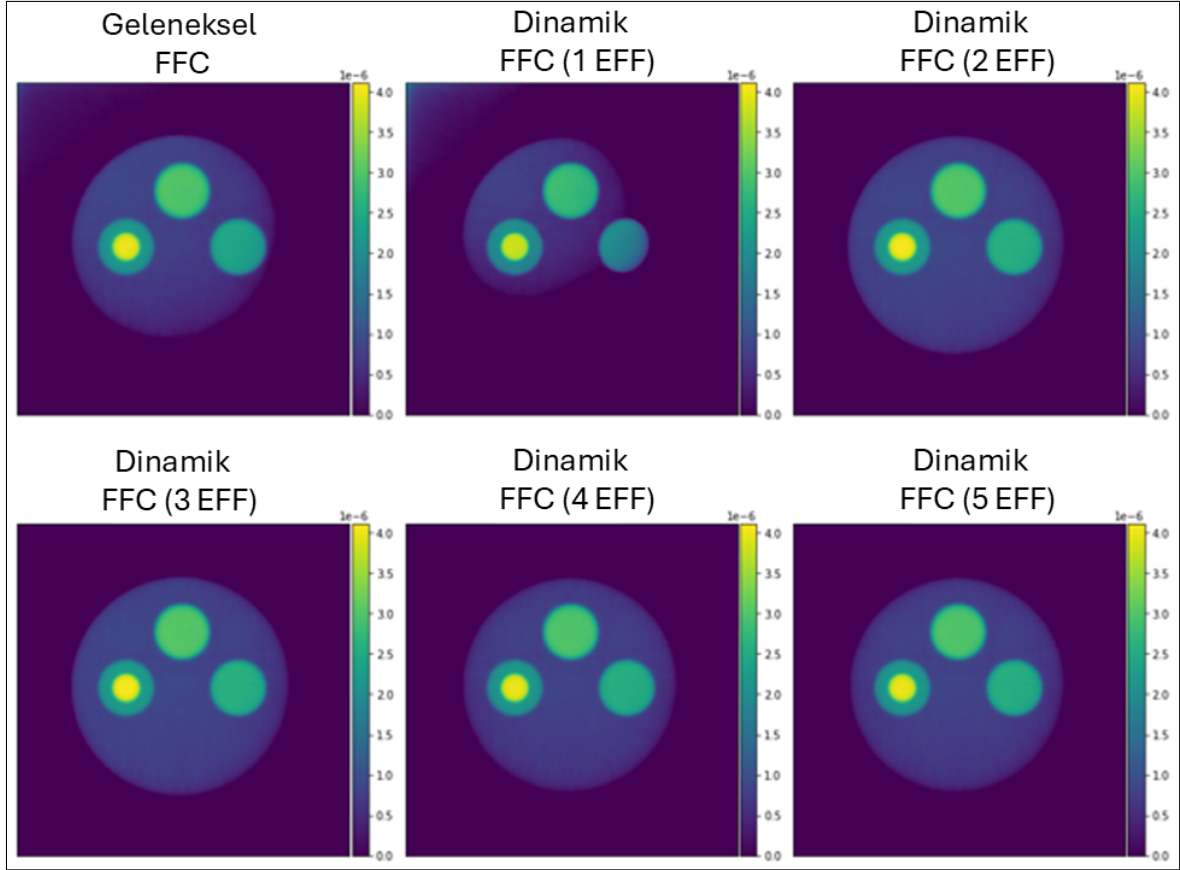


(a) Geleneksel FFC

(b) Dinamik FFC

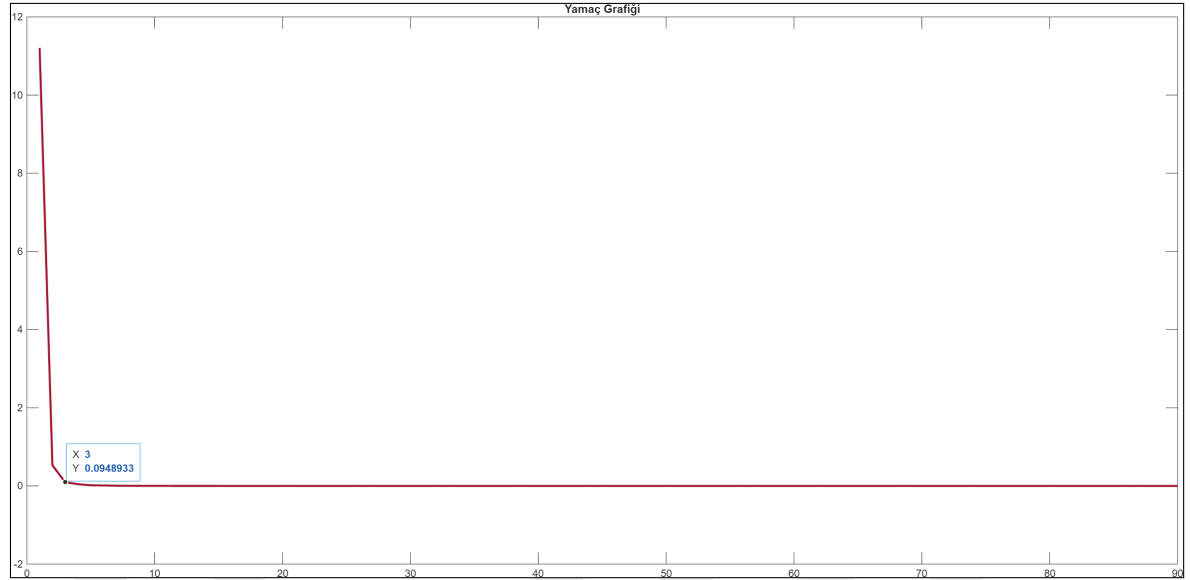
Şekil 5.28. Mikrofiber yapıli kompleks fantom için (a) geleneksel FFC (b) dinamik FFC ile zayıflama (üst satır), faz (orta satır) ve karanlık alan (alt satır) kontrast görüntüleri.

Optimum EFF sayısının etkisini araştırmak için ek araştırmalar yapılmış ve Şekil 5.29'daki görseller elde edilmiştir. CNR değerleri geleneksel FFC için 73,2 ve 1-5 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC için CNR değerleri sırasıyla 41,1; 195,6; 196,6; 183,1 ve 184,9'dur. Buradan, CNR metriğine göre, 3 EFF'nin diğerlerine göre daha iyi görüntü kalitesi verdiği görülmektedir.



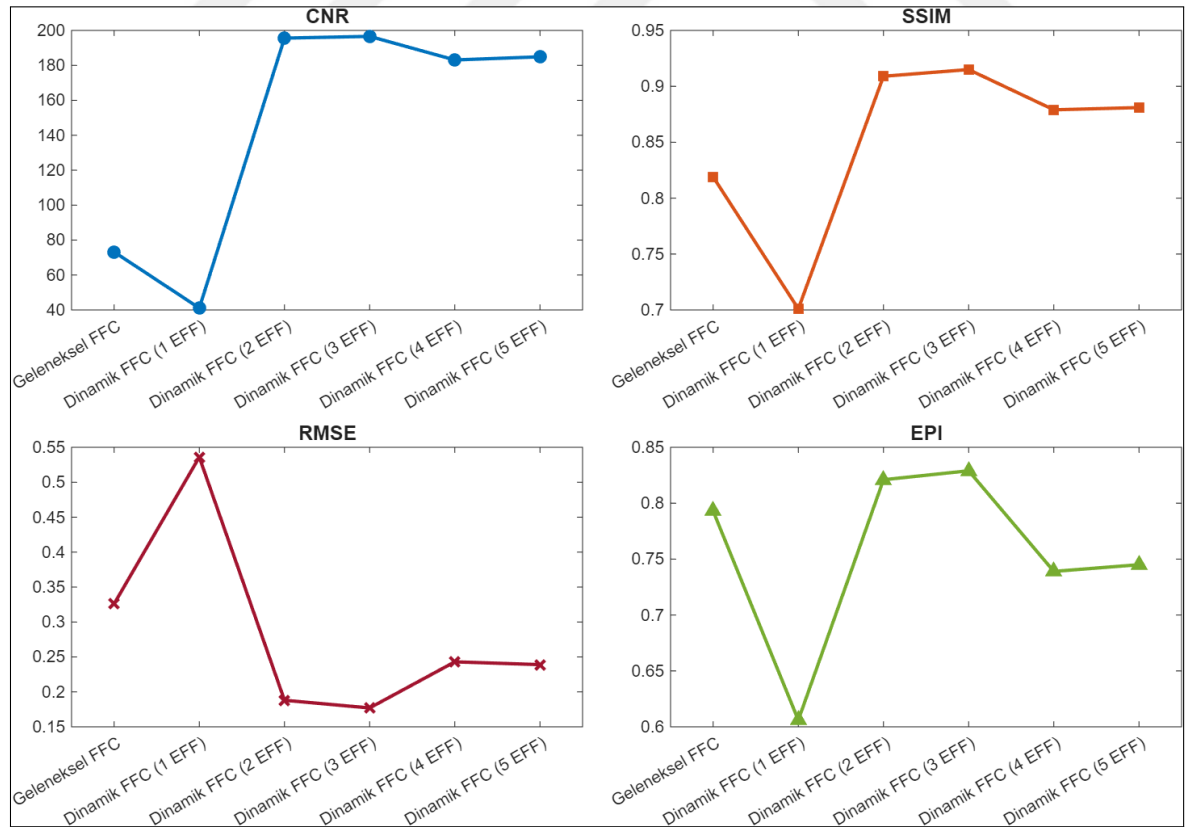
Şekil 5.29. Geleneksel FFC ve 1-5 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen faz kontrast görüntüleri

Ayrıca, açıklanan toplam varyans hesaplanarak, varyansın %99'unun 3 EFF ile açıklandığı bulunmuştur. Şekil 5.30'da görülen yamaç grafiği, optimal EFF sayısı için 3 EFF'ye işaret etmektedir.



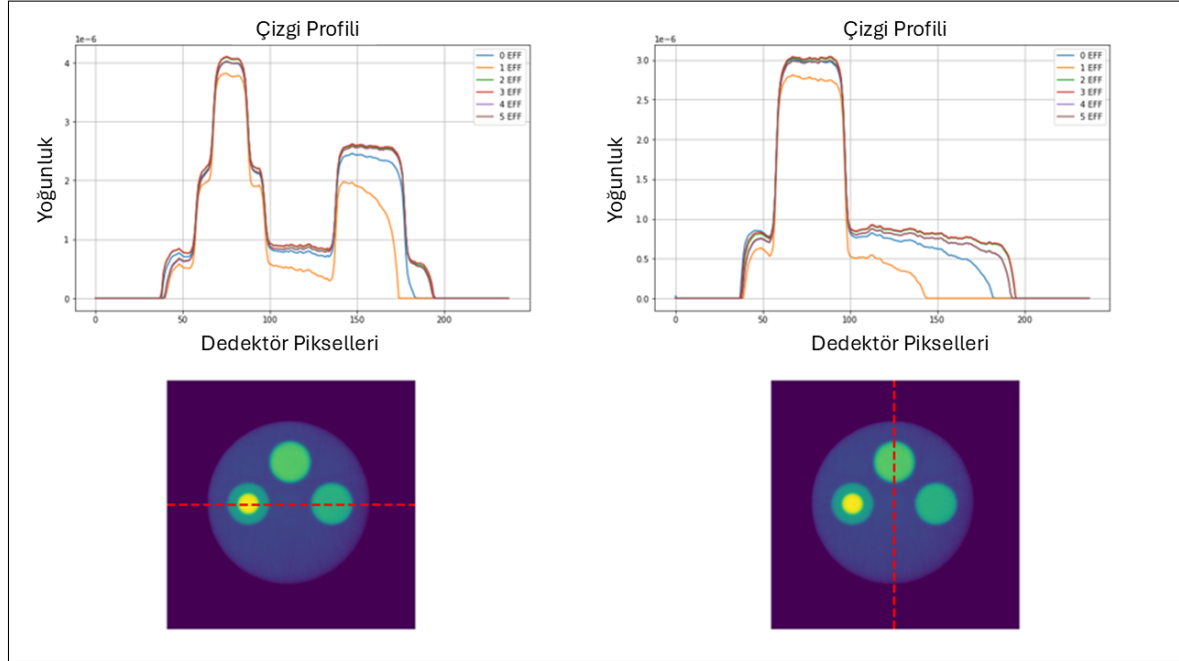
Şekil 5.30. Yamaç grafiği

Şekil 5.31’de grafikleri verilen SSIM, RMSE ve EPI metrikleri de 3 EFF’nin en iyi görüntü kalitesini sağladığını desteklemektedir.



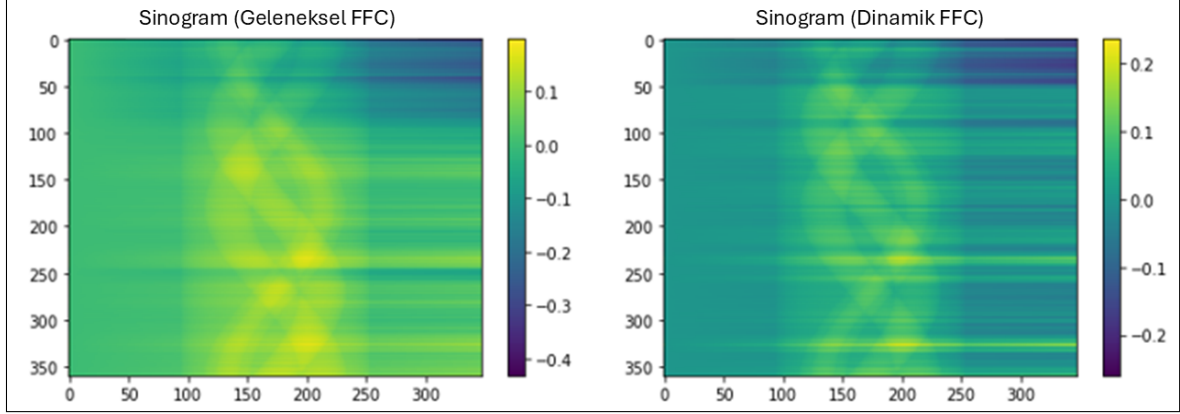
Şekil 5.31. Görüntü kalite metrikleri

Merkez çizgiler boyunca çizilen çizgi profilleri Şekil 5.32’de verilmiştir. Geometrik bozulmanın etkilerinin görülmesiyle birlikte, 2 EFF ve daha fazlasında önemli bir değişikliğin olmadığı görülmektedir.



Şekil 5.32. Merkez çizgi boyunca çizgi profilleri

Simülasyon çalışmalarında son olarak, geometrik bozulmanın neden kaynaklandığını anlamak için sinogramlara bakılmıştır (Şekil 5.33). Geleneksel FFC ile elde edilen sinogramdan, projeksiyon açısı yaklaşık 90° 'ye gelinceye kadar, fantomun arka plandan çok iyi ayrışmadığı görülmektedir. Projeksiyon açısı, Şekil 5.18’den görülebileceği gibi birden hızla yükselmektedir. Bu durum büyük olasılıkla, ışınların dedektöre ulaşamamasına ve fantomla ilgili bilginin kaybolmasına neden olmaktadır. İki EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen sinogramda bu kaybın görece giderildiği görülmektedir.



Şekil 5.33. Kompleks fantom için geleneksel FFC ve 2 EFF kullanılarak yapılan dinamik FFC ile elde edilen sinogram görüntüleri

5.2. Deneyler

Şekil 5.1'deki FleXCT tarayıcısı kullanılarak bir elmanın EI-BT taramaları gerçekleştirildi. $-50\mu\text{m}$ ve $50\mu\text{m}$ arasında 11 faz adımı uygulanarak ve numune 360° döndürülerek her $0,5^\circ$ 'de bir projeksiyon alındı. Böylece her bir faz adımı için toplam 720 projeksiyon elde edildi. Her 7. projeksiyon açısında, numune görüş alanından (FOV) çıkarılarak düz alan çekimleri yapıldı ve her bir faz adımı için toplam 103 düz alan görüntüsü elde edildi. Bu tarama sırasında, 597×935 dedektör pikseli kullanıldı.

Elma fantomundaki hesaplamalar için, Şekil 4.3'teki iş akışı takip edildi. Fakat verisetinin farklılığından dolayı birkaç değişiklik yapıldı. Bunlardan ilki, fantom, simülasyonlardaki gibi simetrik ve düzgün bir şekle sahip olmadığı için, projeksiyonlardan fantomun kapladığı alan çıkartılırken, genişletme (dilation) ve aşındırma (erosion) morfolojik işlemlerinin uygulanmasıdır. Her bir faz adımında, her bir projeksiyon için bu işlem tekrarlanarak, projeksiyonların arka planını elde etmek amacıyla faz adımlarına özgü ortak maskeler belirlendi. İkinci olarak, fantomun düzensiz şekli yüzünden iki boyuta döndürülemeyen arka plan görüntüleri için, TV minimizasyonunu uygulamak mümkün olmaması sebebiyle başka bir kriter olan en küçük kareler minimizasyonu (least squares minimization, LSM) uygulandı:

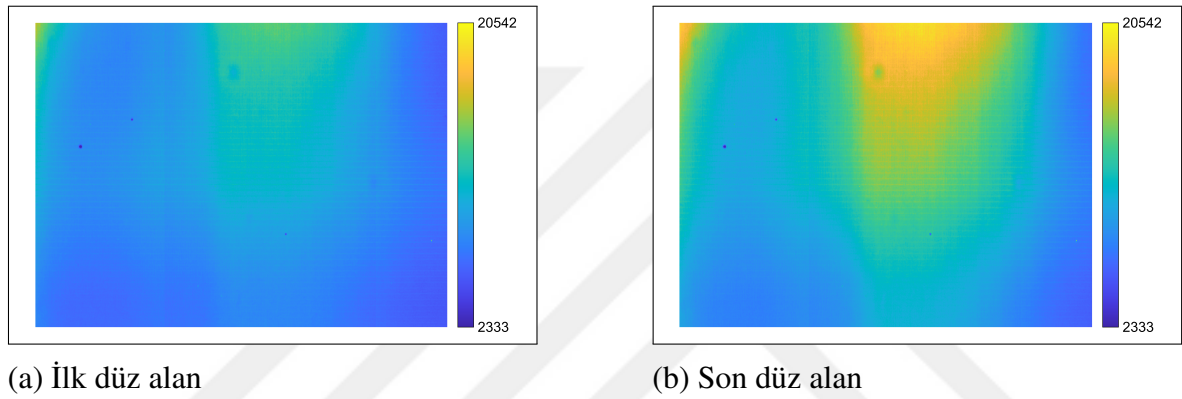
$$LSM = \sum_{i=1}^N (P_{BG} - f_i)^2 \quad (5.2)$$

Orta faz adımı için elde edilen görüntüler sırasıyla aşağıda verilmiştir. İlk görüntüler, ilk ve

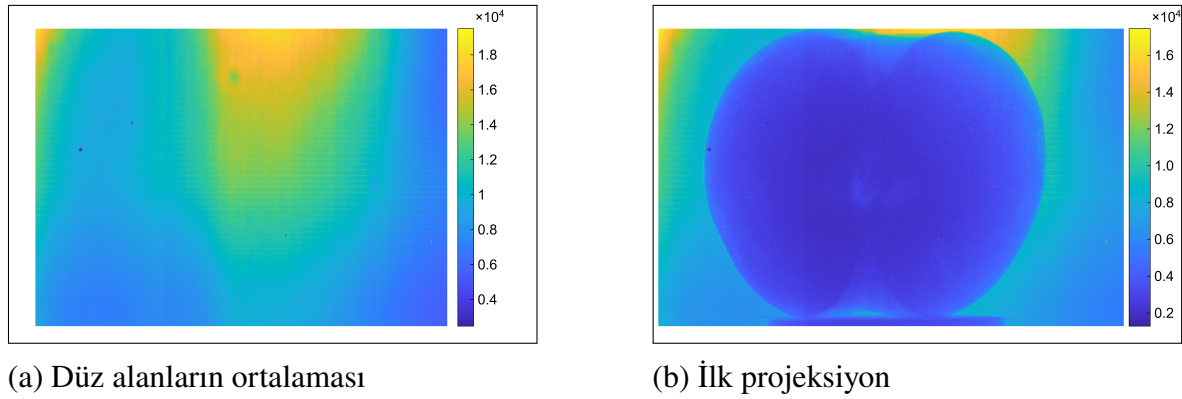
son düz alan görüntüleridir (Şekil 5.34). Sistem kararsızlıklarından kaynaklı varyasyonlar net bir şekilde görülmektedir.

Elma fantomu için elde edilen düz alanların ortalaması ve ilk projeksiyon Şekil 5.35'te gösterilmiştir.

Şekil 5.36, elma fantomu için PCA analizi ile elde edilen düz alanlardan çıkarılan EFF'lerin ilk beşini göstermektedir.



Şekil 5.34. Elma fantomu için (a) ilk düz alan (b) son düz alan

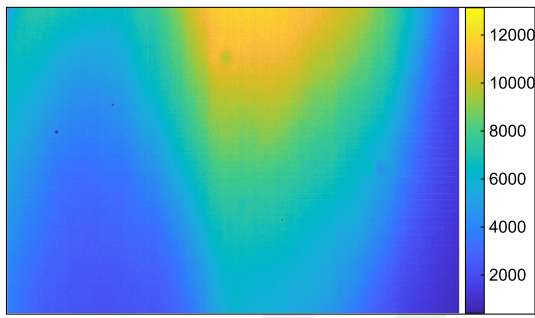


Şekil 5.35. Elma fantomu için (a) düz alanların ortalaması (b) ilk projeksiyon

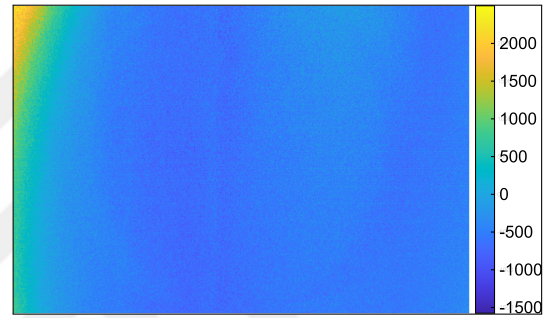
Elma fantomu için geleneksel FFC ve ilk beş EFF kullanılarak elde edilen faz kontrastlarının aksiyal kesitleri Şekil 5.37'de gösterilmiştir. Geleneksel FFC ile iyi görünen bir faz kontrastı elde etmek zor olsa da, dinamik FFC elma kesitinin rahatlıkla görülebildiği faz kontrastlarını hemen vermektedir. Sadece 1 EFF ile bile bunu elde etmek mümkündür.

Şekil 5.38, aynı faz kontrastlarının koronal kesitini göstermektedir. Geleneksel FFC ile elde edilen faz kontrastın aksiyal kesitinde net bir elma figürü görülmezken, koronal kesitinde elma silüeti seçilebilmektedir. Fakat yine de, dinamik FFC ile elde edilenlerin yanında, görüntü kalitesi iyi bir rekonstrüksiyon olduğunu söylemek güçtür.

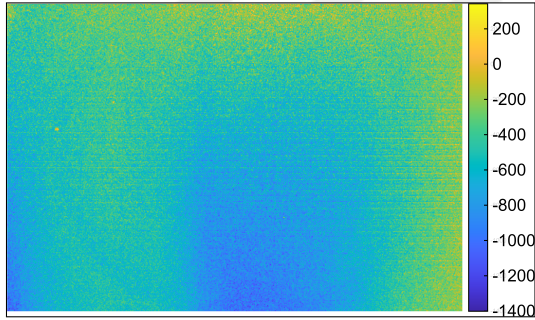
Şekil 5.39 ve Şekil 5.40 elma fantomu için elde edilen zayıflama kontrastının aksiyal ve koronal kesitlerini göstermektedir. Burada, beklenildiği gibi, zayıflama kontrastında ciddi bir değişiklik gözlenmemiştir.



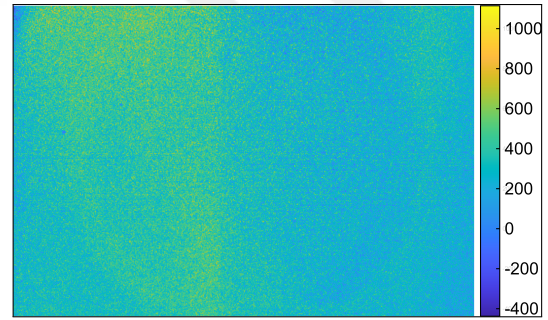
(a) 1. EFF



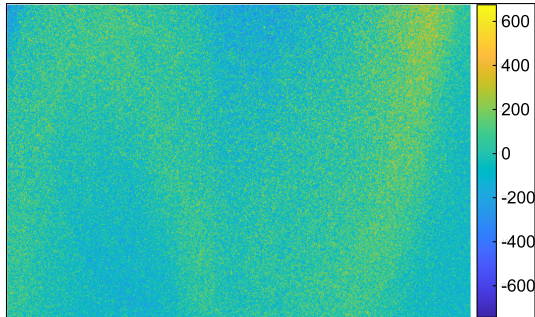
(b) 2. EFF



(c) 3. EFF

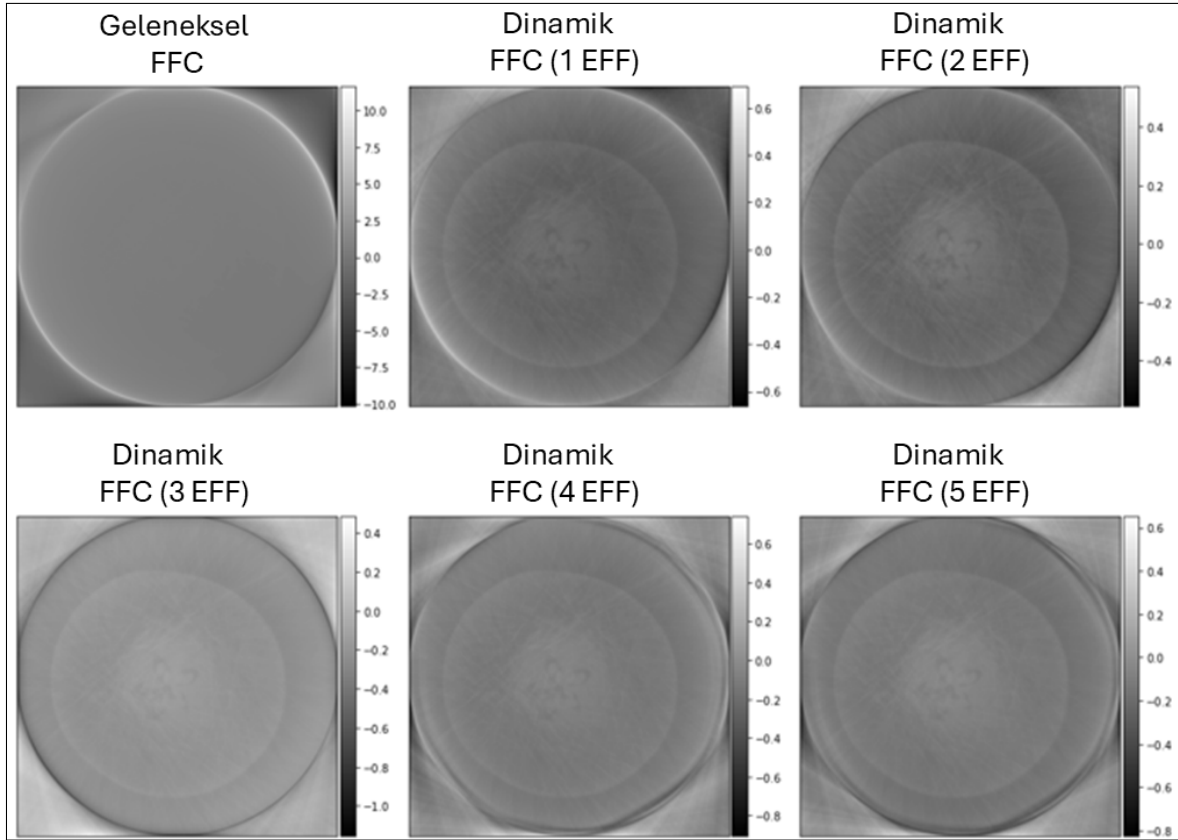


(d) 4. EFF

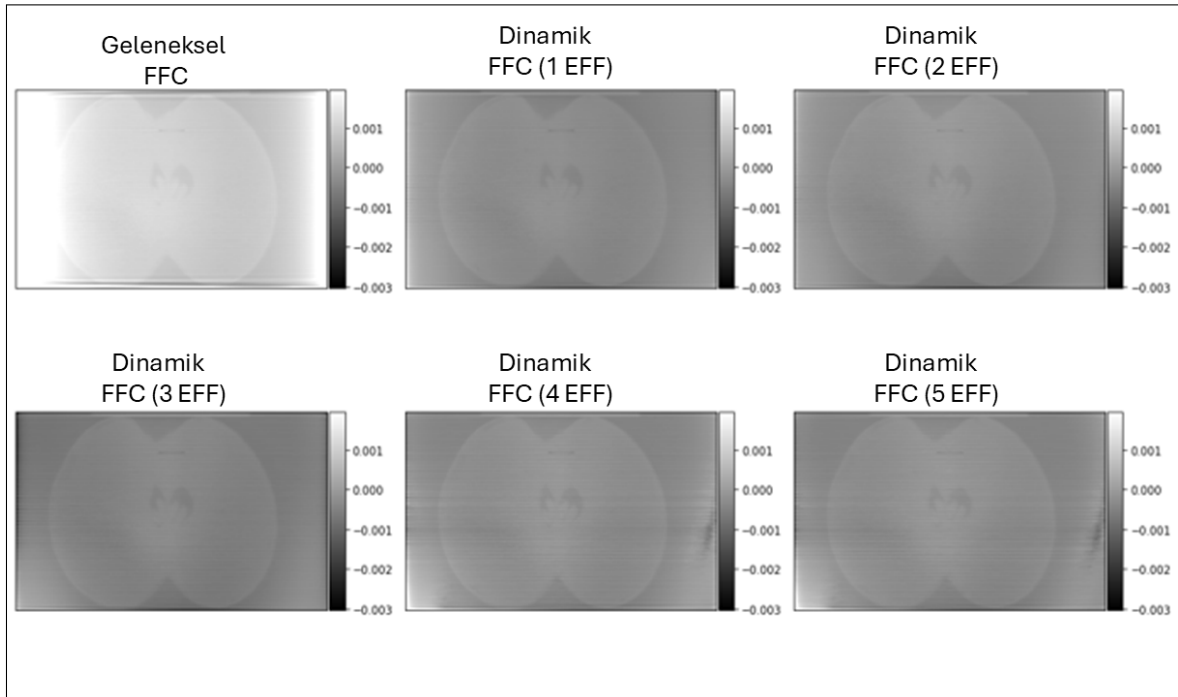


(e) 5. EFF

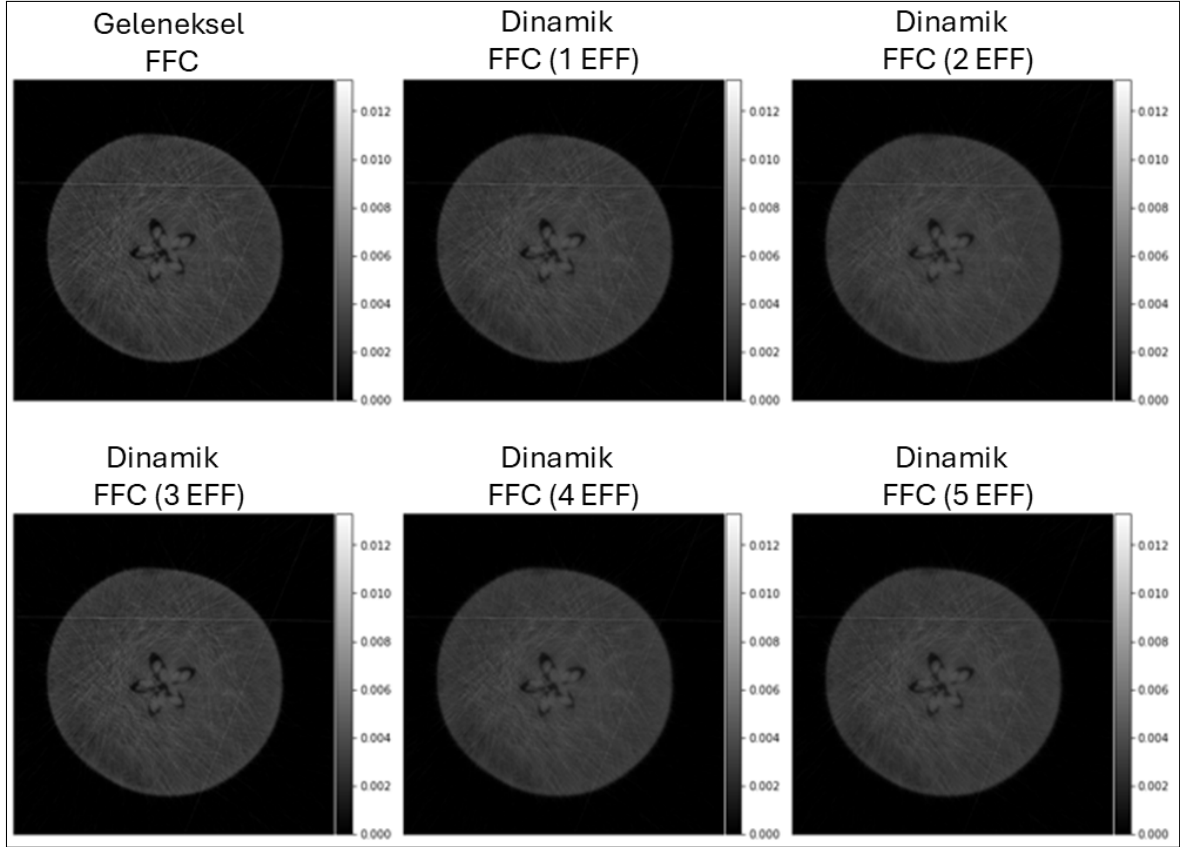
Şekil 5.36. PCA analizi sonucunda elde edilen ilk beş EFF'nin görüntüsü.



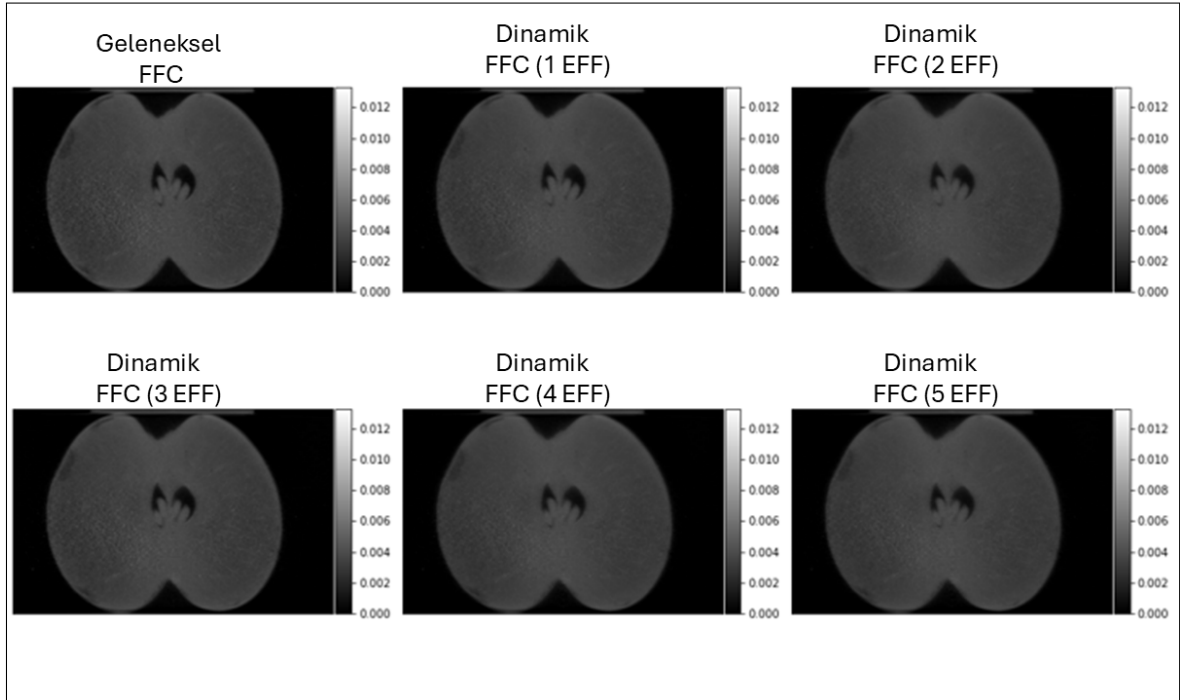
Şekil 5.37. Elma fantomu için elde edilen faz kontrastlarının aksiyal kesiti



Şekil 5.38. Elma fantomu için elde edilen faz kontrastlarının koronal kesiti



Şekil 5.39. Elma fantomu için elde edilen zayıflama kontrastlarının aksiyal kesiti



Şekil 5.40. Elma fantomu için elde edilen zayıflama kontrastlarının koronal kesiti

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Zamanla değişen sistem kararsızlıkları, EI-BT modunda elde edilen düz alanları, projeksiyonları ve dolayısıyla bunlardan elde edilen zayıflama, faz ve karanlık alan kontrastlarını olumsuz etkiler. Kırılma açısını faz kaymasına dönüştürürken, integrasyon adımına ihtiyaç duydukları için, faz kontrastları bu durumdan en çok etkilenirler. Bu etkilerden kaynaklı görüntü artefaktlarını azaltmak, EI'nin gelecekteki gerçek dünya uygulamaları için önemlidir. Bu tezde, zamanla değişen etkileri modellemek için fokal spot kaymaları simüle edildi ve görüntülerdeki artefaktları gidermek için EI-BT'ye uyarlanmış dinamik FFC yöntemi önerildi. Dinamik FFC yöntemi, görüntü kalitesinde değerli iyileşmeler sağladı.

Umut verici simülasyon sonuçları, özellikle yumuşak malzemeler için uygun faz kontrastları elde etmenin zor olduğu gerçek deneylerin önünü açmıştır. Bu tez kapsamında, uzun tarama süreleri ile zamanla değişen varyasyonların hatırı sayılır miktarda olduğu fiziksel deney veri setinde dinamik FFC yöntemi denendi ve geleneksel FFC'ye göre üstün performans sergiledi.

Uygulaması basit ve kullanımı kolay olan dinamik FFC, daha farklı matematiksel yaklaşımlarla geliştirilmeye açık olan bir yöntemdir. Bu sebeple, EI-BT uygulamalarında daha yaygın kullanılması önerilmektedir.



KAYNAKLAR

1. Olivo, A. ve Castelli, E. (2014). X-ray phase contrast imaging: From synchrotrons to conventional sources. *Rivista Del Nuovo Cimento*, 37(9), 467–508.
2. Zamir, A., Arthurs, O. J., Hagen, C. K., Diemoz, P. C., Brochard, T., Bravin, A., Sebire, N. J. ve Olivo, A. (2015). X-ray phase contrast tomography; proof of principle for post-mortem imaging. *British Journal of Radiology*, 89(1058), 20150565.
3. Massimi, L., Suaris, T., Hagen, C. K., Endrizzi, M., Munro, P. R. T., Havariyou, G., Hawker, P. M. S., Smit, B., Astolfo, A., Larkin, O. J., Waltham, R. M., Shah, Z., Duffy, S. W., Nelan, R. L., Peel, A., Jones, J. L., Haig, I. G., Bate, D. ve Olivo, A. (2021). Detection of involved margins in breast specimens with X-ray phase-contrast computed tomography. *Scientific Reports*, 11(1), 3663.
4. Shoukroun, D., Massimi, L., Endrizzi, M., Bate, D., Fromme, P. ve Olivo, A. (2022). Edge illumination X-ray phase contrast imaging for impact damage detection in CFRP. *Materials Today Communications*, 31, 103279.
5. Astolfo, A., Endrizzi, M., Price, B., Haig, I. ve Olivo, A. (2016, 26-29 Eylül). *The first large area, high X-ray energy phase contrast prototype for enhanced detection of threat object in baggage screening*. Optics and Photonics for Counterterrorism, Crime Fighting, and Defence XII, 9995, International Society for Optics and Photonics, SPIE, Edinburgh, United Kingdom.
6. Endrizzi, M., Diemoz, P. C., Millard, T. P., Jones, J. L., Speller, R. D., Robinson, I. K. ve Olivo, A. (2014). Hard X-ray dark-field imaging with incoherent sample illumination. *Applied Physics Letters*, 104(2), 024106.
7. Zamir, A., Diemoz, P. C., Vittoria, F. A., Hagen, C. K., Endrizzi, M. ve Olivo, A. (2017). Edge illumination X-ray phase tomography of multi-material samples using a single-image phase retrieval algorithm. *Optics Express*, 25(10), 11984–11996.
8. Hagen, C. K., Diemoz, P. C., Endrizzi, M., Rigon, L., Dreossi, D., Arfelli, F., Lopez, F. C. M., Longo, R. ve Olivo, A. (2014). Theory and preliminary experimental verification of quantitative edge illumination X-ray phase contrast tomography. *Optics Express*, 22(7), 7989–8000.
9. Hagen, C. K., Munro, P. R. T., Endrizzi, M., Diemoz, P. C. ve Olivo, A. (2014). Low-dose phase contrast tomography with conventional X-ray sources. *Medical Physics*, 41(7), 070701.
10. Hagen, C. K., Diemoz, P. C., Endrizzi, M. ve Olivo, A. (2014). The effect of the spatial sampling rate on quantitative phase information extracted from planar and tomographic edge illumination X-ray phase contrast images. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 47(45), 455401.

11. Chen, J., Zhu, J., Li, Z., Shi, W., Zhang, Q., Hu, Z., Zheng, H., Liang, D. ve Ge, Y. (2019). Automatic image-domain Moiré artifact reduction method in grating-based X-ray interferometry imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 64(19), 195013.
12. Lioliou, G., Navarrete-León, C., Astolfo, A., Savvidis, S., Bate, D., Endrizzi, M., Hagen, C. K. ve Olivo, A. (2023). A laboratory-based beam tracking X-ray imaging method achieving two-dimensional phase sensitivity and isotropic resolution with unidirectional undersampling. *Scientific Reports*, 13(1), 8707.
13. Zamir, A., Endrizzi, M., Hagen, C. K., Vittoria, F. A., Urbani, L., De Coppi, P. ve Olivo, A. (2016). Robust phase retrieval for high resolution edge illumination X-ray phase-contrast computed tomography in non-ideal environments. *Scientific Reports*, 6(1).
14. Vogeler, F., Dewulf, W., Kruth, J., Verheecke, W. ve Voet, A. (2011, 20-22 Haziran). *Positional stability of 2D X-ray images for computer tomography*. International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, Berlin, Germany.
15. Probst, G., Kruth, J. ve Dewulf, W. (2016, 9-12 Şubat). *Compensation of drift in an industrial computed tomography system*. 6th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT) 2016, Wels, Austria.
16. Hiller, J., Maisl, M. ve Reindl, L. M. (2012). Physical characterization and performance evaluation of an X-ray micro-computed tomography system for dimensional metrology applications. *Measurement Science and Technology*, 23 (8), 085404.
17. Reisinger, S., Schmitt, M. ve Volland, V. (2012, 19-21 Eylül). *Geometric adjustment methods to improve reconstruction quality on rotational cone-beam systems*. 4th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT), Wels, Austria.
18. Flay, N., Sun, W., Brown, S., Leach, R. ve Blumensath, T. (2015, 22-25 Haziran). *Investigation of the focal spot drift in industrial cone-beam X-ray computed tomography*. Digital Industrial Radiology and Computed Tomography (DIR 2015), Ghent, Belgium.
19. Bircher, B., Meli, F., Küng, A. ve Thalmann, R. (2020, 4-7 Şubat). *X-ray source tracking to compensate focal spot drifts for dimensional ct measurements*. 10th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT) 2020, Wels, Austria.
20. Paramonov, P., Francken, N., Renders, J., Iuso, D., Elberfeld, T., De Beenhouwer, J. ve Sijbers, J. (2024). CAD-ASTRA: a versatile and efficient mesh projector for X-ray tomography with the ASTRA-toolbox. *Optics Express*, 32(3), 3425–3439.
21. Nieuwenhove, V. V., De Beenhouwer, J., De Carlo, F., Mancini, L., Marone, F. ve Sijbers, J. (2015). Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in x-ray imaging. *Optics Express*, 23(21), 27975–27989.
22. Holtz, M., Knemeyer, E. ve Schock, F. (2020). Wilhelm Conrad Röntgen: An Exhibition of the University of Würzburg – 1895–2020. *Julius-Maximilians-Universität Würzburg*.

Würzburg.

23. Röntgen, W. C. (1896). On a new kind of rays. *Nature*, 53(1369), 274–276.
24. Glasser, O. (1945). Strange repercussions of röntgen's discovery of the x-rays. *Radiology*, 45(5), 425–427.
25. İnternet: The nobel prize in physics 1901. Web: <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1901/rontgen/facts> Son Erişim Tarihi: 05.08.2025.
26. Peh, W. C. (1995). Part i–rontgen and his discovery of x rays. *Singapore Medical Journal*, 36(4), 437–441.
27. Barclay, L. C. ve Mandarano, G. (2022). Australian medical imaging and world war one. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 69(4), 510–517.
28. Franklin, R. E. ve Gosling, R. G. (1953). Molecular configuration in sodium thymonucleate. *Nature*, 171, 740–741.
29. Hartl, W., Peter, D. ve Reiber, K. (1983/84). Metal/ceramic x-ray tubes for non-destructive testing. *Philips Technical Review*, 41(1), 24–29.
30. Demtröder, W. (2006). *Atoms, molecules and photons*. (1. Baskı). Heidelberg: Springer-Berlin, 571.
31. Nadella, N. ve Khounsary, A. M. (2015, 9-13 Ağustos). *X-ray tube thermal management*. Advances in Laboratory-based X-Ray Sources, Optics, and Applications IV, International Society for Optics and Photonics, California, United States, 95900H-1 - 95900H-6.
32. Behling, R. (2020). X-ray sources: 125 years of developments of this intriguing technology. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 79, 162–187.
33. Dyson, N. A. (1990). *X-rays in atomic and nuclear physics*. (2. Baskı). Cambridge: Cambridge University Press, 400.
34. Curry, T. S., Dowdey, J. E. ve Murry, R. C. (1990). *Christensen's physics of diagnostic radiology*. (4. Baskı). Baltimore: Williams & Wilkins, 522.
35. Hsieh, J. (2009). *Computed tomography principles, design, artifacts, and recent advances*. (2. Baskı). Washington: SPIE Press, 556.
36. O'Hea, I. (2015). *The Development of Phase-contrast Imaging Techniques Towards Implementation in Clinical Mammography*. Yüksek lisans tezi, The Open University, United Kingdom, 59.

37. Seibert, J. A. ve Boone, J. M. (2005). X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33(1), 3–18.
38. Zhou, S. A. ve Brahme, A. (2008). Development of phase-contrast x-ray imaging techniques and potential medical applications. *Physica Medica*, 24, 129–148.
39. Goodman, J. W. (1996). *Introduction to Fourier Optics*. (2. Baskı). New York: McGraw-Hill, 441.
40. Als-Nielsen, J. ve McMorrow, D. (2011). *Elements of Modern X-ray Physics*. (2. Baskı). London: Wiley, 419.
41. İnternet: Türk Dil Kurumu. Güncel Türkçe Sözlük - "tomografi". Web: <https://sozluk.gov.tr> Son Erişim tarihi: 19.09.2025.
42. Paganin, D. M. ve Pelliccia, (2021). X-ray phase-contrast imaging: a broad overview of some fundamentals. *Advances in Imaging and Electron Physics*, 218, 63–158.
43. Buzug, T. M. (2008). *Computed tomography from photon statistics to modern cone-beam CT*. (1. Baskı). Heidelberg: Springer-Verlag Berlin, 521.
44. Cormack, A. M. (1963). Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of Applied Physics*, 34(9), 2722–2727.
45. Cormack, A. M. (1964). Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. ii. *Journal of Applied Physics*, 35(10), 2908–2913.
46. Schulz, R. A., Stein, J. A. ve Pelc, N. J. (2021). How CT happened: the early development of medical computed tomography. *Journal of Medical Imaging*, 8(5), 052110, 2021.
47. İnternet: The nobel prize in physiology or medicine 1979. Web: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/summary/> Son Erişim Tarihi: 10.09.2025.
48. Radon, J. (1917). Über die bestimmung von funktionen durch ihre integralwerte langs gewisser mannigfaltigkeiten. *Berichte über die Verhandlungen der Königlich-Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig, Mathematisch-Physische Klasse*, 69, 262–277.
49. Carmignato S., Dewulf, W. ve Leach, R. (Editörler). (2018). *Industrial X-ray computed tomography*. Cham: Springer, 369.
50. Cartz, L. (1995). *Non-destructive testing; radiography and tomography*. Marquette University, Milwaukee, 52.
51. Epstein, C. L. (2001). *Mathematics of medical imaging*. University of Pennsylvania, Philadelphia, 640.

52. Ge, Y. (2017). *Toward A Clinical Multi-contrast X-ray Imaging System: Novel Solutions to Address Key Technical Challenges*. Doktora tezi, University of Wisconsin-Madison, Madison, ABD.
53. Auweter, S. D., Herzen, J., Willner, M., Grandl, S., Scherer, K., Bamberg, F., Reiser, M. F., Pfeiffer, F. ve Hellerhoff, K. (2014). X-ray phase-contrast imaging of the breast—advances towards clinical implementation. *Br J Radiol*, 87(1034), 20130606.
54. Fitzgerald, R. (2000). Phase-sensitive x-ray imaging. *Physics Today*, 53, 23–26.
55. Bech, M., Tapfer, A., Velroyen, A., Yaroshenko, A., Pauwels, B., Hostens, J., Bruyndonckx, P., Sasov, A. ve Pfeiffer, F. (2013). In-vivo dark-field and phase-contrast x-ray imaging. *Sci Rep*, 3, 3209.
56. Bonse, U. ve Hart, M. (1965). An x-ray interferometer. *Applied Physics Letters*, 6(8), 155–156.
57. Bonse, U. ve Hart, M. (1965). Principles and design of laue-case x-ray interferometers. *Zeitschrift für Physik*, 188(2), 154–164.
58. Bonse, U. ve Hart, M. (1966). An x-ray interferometer with bragg case beam splitting and beam recombination. *Zeitschrift für Physik*, 194, 1–17.
59. Momose, A. (2024, 18-23 Ağustos). *Bonse-Hart x-ray interferometer and tomography*. Developments in X-Ray Tomography XV, International Society for Optics and Photonics, SPIE, California, United States, 131521H-1 - 131521H-6.
60. Endrizzi, M. X-ray phase-contrast imaging. (2018). *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 878, 88–98.
61. Momose, A. (1995). Demonstration of phase-contrast x-ray computed tomography using an x-ray interferometer. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A*, 352(3), 622–628.
62. Takeda, T., Momose, A., Ueno, E. ve Itai, Y. (1998) Phase-contrast x-ray ct image of breast tumor. *Journal of Synchrotron Radiation*, 5(3), 1133 – 1135.
63. Momose, A. (1995). Phase-contrast radiographs of nonstained rat cerebellar specimen. *Medical Physics*, 22(4), 375 – 379.
64. Momose, A., Takeda, T. ve Itai, Y. (1995). Contrast effect of blood on phase-contrast x-ray imaging. *Academic Radiology*, 2(10), 883–887.
65. Brombal, L., Arfelli, F., Brun, F., Longo, F., Poles, N. ve Rigon, L. (2021). X-ray differential phase-contrast imaging simulations with geant4. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 55(4), 045102.

66. Quenot, L., Bohic, S. ve Brun, E. (2022). X-ray phase contrast imaging from synchrotron to conventional sources: A review of the existing techniques for biological applications. *Applied Sciences*, 12(19).
67. Davis, T. J., Gao, D., Gureyev, T. E., Stevenson, A. W. ve Wilkins, S. W. (1995). Phase-contrast imaging of weakly absorbing materials using hard x-rays. *Nature*, 373, 595–598.
68. Chapman, D., Thomlinson, W., Johnston, R. E., Washburn, D., Pisano, E., Gmür, N., Zhong, Z., Menk, R., Arfelli, F. ve Sayers, D. (1997). Diffraction enhanced x-ray imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 42(11), 2015–2025.
69. Dilmanian, F. A., Zhong, Z., Ren, B., Wu, X. Y., Chapman, L. D., Orion, I. ve Thomlinson, W. C. (2000). Computed tomography of x-ray index of refraction using the diffraction enhanced imaging method. *Physics in Medicine & Biology*, 45(4), 933.
70. Rigon, L., Astolfo, A., Arfelli, F. ve Menk, R. H. (2008). Generalized diffraction enhanced imaging: Application to tomography. *European Journal of Radiology*, 68(3), S3–S7.
71. Paganin, D., Mayo, S. C., Gureyev, T. E., Miller, P. R. ve Wilkins, S. W. (2002). Simultaneous phase and amplitude extraction from a single defocused image of a homogeneous object. *Journal of Microscopy*, 206, 33–40.
72. Mayo, S. C., Davis, T. J., Gureyev, T. E., Miller, P. R., Paganin, D., Pogany, A., Stevenson, A. W. ve Wilkins, S. W. (2003). X-ray phase-contrast microscopy and microtomography. *Optics Express*, 11(19), 2289–2302.
73. Cloetens, P., Ludwig, W., Baruchel, J. , Van Dyck, D., Van Landuyt, J., Guigay, J. P. ve Schlenker, M. (1999). Holotomography: Quantitative phase tomography with micrometer resolution using hard synchrotron radiation x rays. *Applied Physics Letters*, 75(19), 2912–2914.
74. Snigirev, A., Snigireva, I., Kohn, V., Kuznetsov, S. ve Schelokov, I. (1995). On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation. *Review of Scientific Instruments*, 66(12), 5486–5492..
75. Bravin, A., Coan, P. ve Suortti, P. (2012). X-ray phase-contrast imaging: from pre-clinical applications towards clinics. *Physics in Medicine & Biology*, 58(1), R1.
76. Diemoz, P. C., Bravin, A. ve Coan, P. (2012). Theoretical comparison of three x-ray phase-contrast imaging techniques: propagation-based imaging, analyzer-based imaging and grating interferometry. *Optics Express*, 20(3), 2789–2805.
77. David, C., Nöhammer, B., Solak, H. H. ve Ziegler, E. (2002). Differential x-ray phase contrast imaging using a shearing interferometer. *Applied Physics Letters*, 81(17), 3287–3289.

78. Momose, A., Kawamoto, S., Koyama, I., Hamaishi, Y., Takai, K. ve Suzuki, Y. (2003). Demonstration of x-ray talbot interferometry. *Japanese Journal of Applied Physics*, 42(7B), L866.
79. Pfeiffer, F., Weitkamp, T., Bunk, O. ve David, C. (2006). Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance x-ray sources. *Nature Physics*, 2(4), 258–261.
80. Weitkamp, T., Diaz, A., David, C., Pfeiffer, F., Stampanoni, M., Cloetens, P. ve Ziegler, E. (2005). X-ray phase imaging with a grating interferometer. *Optics Express*, 13(16), 6296–6304.
81. Mazzolani, A., Astolfo, A., Buchanan, I., Savvidis, S., Didziokas, M., Moazen, M., Fardin, L., Munro, P. R. T. ve Olivo, A. (2025). Accurate and noise robust crosstalk removal techniques for edge illumination phase-based x-ray imaging systems. *Optics Express*, 33(7), 16187–16201.
82. Endrizzi, M., Astolfo, A., Vittoria, F. A., Millard, T. P. ve Olivo, A. (2016). Asymmetric masks for laboratory-based x-ray phase-contrast imaging with edge illumination. *Scientific Reports*, 6(1), 25466.
83. Olivo, A. (2021). Edge-illumination x-ray phase-contrast imaging. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 33(36), 363002.
84. Kallon, G. K., Wesolowski, M., Vittoria, F. A., Endrizzi, M., Basta, D., Millard, T. P., Diemoz, P. C. ve Olivo, A. (2015). A laboratory based edge-illumination x-ray phase-contrast imaging setup with two-directional sensitivity. *Applied Physics Letters*, 107(20), 204105.
85. Olivo, A. ve Speller, R. (2007). Modelling of a novel x-ray phase contrast imaging technique based on coded apertures. *Physics in Medicine & Biology*, 52(22), 6555.
86. Francken, N., Sanctorem, J., Paramonov, P., Sijbers, J. ve De Beenhouwer, J. (2024). Edge illumination X-ray phase contrast simulations using the CAD-ASTRA toolbox. *Optics Express*, 32(6), 10005–10021.
87. Tlustos, L., Campbell, M., Heijne, E. ve Llopart, X. (2004). Signal variations in high-granularity si pixel detectors. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 51(6), 3006–3012.
88. Titarenko, V., Titarenko, S., Withers, P. J., De Carlo, F. ve Xiao, X. (2010). Improved tomographic reconstructions using adaptive time-dependent intensity normalization. *Journal of Synchrotron Radiation*, 17(5), 689–699.
89. Jolliffe, I.T. (2002). *Principal component analysis*. (2. Baskı). New York: Springer-Verlag, 502.

90. Rudin, L. I., Osher, S. ve Fatemi, E. (1992). Nonlinear total variation based noise removal algorithms. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 60(1), 259–268.
91. Barzilai, J. ve Borwein, J. M. (1988). Two-point step size gradient methods. *IMA Journal of Numerical Analysis*, 8(1), 41–148.
92. De Samber, B., Renders, J., Elberfeld, T., Maris, Y., Sanctorum, J., Six, N., Liang, Z., De Beenhouwer, J. ve Sijbers, J. (2021). FleXCT: a flexible X-ray CT scanner with 10 degrees of freedom. *Optics Express*, 29(3), 3438–3457.





Gazili olmak ayrıcalıktır