

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIPTA PLANAR VE TOMOGRAFİK İNCELEMERDE STANDART
FANTOM KULLANILARAK FARKLI SİSTEMLERİN GÖRÜNTÜ İŞLEME
ALGORİTMALARININ KIYASLANMASI**

Asena KURT

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

ANKARA

2009

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**NÜKLEER TIPTA PLANAR VE TOMOGRAFİK İNCELEMERDE STANDART
FANTOM KULLANILARAK FARKLI SİSTEMLERİN GÖRÜNTÜ İŞLEME
ALGORİTMALARININ KIYASLANMASI**

Asena KURT

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

**ANKARA
2009**

Her hakkı saklıdır.

Prof. Dr. Doğan BOR danışmanlığında, Asena KURT tarafından hazırlanan '**Nükleer Tıpta Planar ve Tomografik İncelemelerde Standart Fantom Kullanılarak Farklı Sistemlerin Görüntü İşleme Algoritmalarının Kıyaslanması**' adlı tez çalışması 28 Ağustos 2009 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Doğan BOR

Başkan : Prof. Dr Yeter GÖKSU

İmza: 

Üye : Prof. Dr. Doğan BOR

İmza: 

Üye : Doç. Dr. Haluk YÜCEL

İmza: 

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof.Dr. Doğan BOR

Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

ÖZET İ

ABSTRACTİİİ

TEŞEKKÜR V

SİMGELER DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1 NÜKLEER TIPTA GÖRÜNTÜ OLUŞTURMA	2
2.1.1 PLANAR GÖRÜNTÜLEME	2
2.1.2 TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLEME.....	3
2.2 TOMOGRAFİK BİLGİLERİN TOPLANMASI.....	3
2.2.1 KOLİMATÖR SEÇİMİ	4
2.2.2 DÖNME YÖRÜNGESİ.....	4
2.2.3 DÖNME ÇAPI.....	5
2.2.4 PROJEKSİYON SAYISI.....	5
2.2.5 MATRİS BOYUTU	6
2.2.6 ENERJİ PENCERESİ	7
2.3 KESİT GÖRÜNTÜLERİNİN ELDE EDİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER ...	7
2.3.1 FİLTRE GERİYE PROJEKSİYON TEKNİĞİ (FGP)	7
2.3.2 TEKRARLAYICI TEKNİKLER.....	11
2.3.2.1 MLEM(MAXİMUM LİKELİHOOD EXPECTATION MAXİMİZATİON) TEKNİĞİ.....	12
2.3.2.2 OSEM(ORDERED SUBSET EXPECTATION MAXİMİZATİON) TEKNİĞİ.....	13
2.4 SPECT GÖRÜNTÜ KALİTESİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLER.....	13
2.4.1 FİZİKSEL NEDENLER	14

2.4.1.1 GÜRÜLTÜ.....	14
2.4.1.2 SAÇILAN FOTONLAR.....	15
2.4.1.3 FOTON AZALIMI.....	15
2.4.1.4 FOTON AZALIMININ DÜZELTİLMESİ.....	16
2.4.1.5 UZAYSAL AYIRMA GÜCÜNÜN MESAFEYE BAĞLI DEĞİŞİMİ	17
2.4.2 TEKNİK FAKTÖRLER	19
2.4.2.1 HASTA HAREKETİ	19
2.4.2.2 HASTA HAREKETİNİN DÜZELTİLMESİ	23
2.4.2.3 HOMOJENİTE PROBLEMLERİ	24
2.5 GÖRÜNTÜNÜN İŞLENMESİ.....	25
2.5.1 UZAYSAL ORTAMDA FİLTRE İŞLEMLERİ	25
2.5.2 FREKANS ORTAMINDA FİLTRE İŞLEMLERİ.....	27
2.5.2.1 FOURİER DÖNÜŞÜMÜ VE SİNYAL ÖRNEKLEME.....	27
2.5.2.2 FREKANS ORTAMINDA GÖRÜNTÜ İŞLEME	29
2.6 GÖRÜNTÜDE TOPLAM PERFORMANSIN DEĞERLENDİRİLMESİ	31
3. MATERYAL VE YÖNTEM	33
3.1 ARAŞTIRMADA KULLANILAN GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ.....	33
3.2 ÇALIŞMALARDA KULLANILAN TEST CİHAZLARI VE BİLGİSAYAR PROGRAMLARI	33
3.3 GÖRÜNTÜLERDE DICOM FORMATININ KULLANILMASI.....	35
3.4 ÇALIŞMALARDA GERÇEKLEŞTİRİLEN TESTLER	36
3.5 GÖRÜNTÜLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ	44
3.6 GÖRÜNTÜLERİN IMAGEJ PROGRAMINA AKTARILMASI	45
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	46
4.1 PLANAR ÇALIŞMALAR.....	46
4.2 TOMOGRAFİK ÇALIŞMALAR	47
4.2.1 TOMOGRAFİK PROTOKOLLERİN KARŞILAŞTIRILMASI	47
4.2.2 GÖRÜNTÜ İŞLEME ALGORİTMALARININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	60

5. TARTIŞMA VE SONUÇ	99
KAYNAKLAR	105
ÖZGEÇMİŞ	106

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

NÜKLEER TIPTA PLANAR VE TOMOGRAFİK İNCELEMERDE STANDART FANTOM KULLANILARAK FARKLI SİSTEMLERİN GÖRÜNTÜ İŞLEME ALGORİTMALARININ KIYASLANMASI

Asena KURT

Ankara Üniversitesi
Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Doğan BOR

Klinikteki SPECT uygulamalarının doğruluğu büyük oranda klinik amaca yönelik seçilen görüntü toplama ve işleme parametrelerine bağlıdır. Bu parametreler genellikle uygulamalar arasında standardizasyon sağlamak ve aynı zamanda rutin klinik çalışmaları hızlandırmak amacı ile protokoller içinde ayarlanmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında iki klinik protokol, beyin ve genel Spect, beş farklı spect sisteminde karşılaştırılmıştır. Jaszczak fantomunun tomografik görüntüleri her bir sistemde iki protokolde de sistemde mevcut görüntü alma ve görüntü işleme parametreleri ile elde edilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında ise Jaszczak fantomu ile standart bir protokolde her sistemde tomografik çalışmalar yapılmıştır. Kesit görüntülerini elde etmek için Projeksiyon verileri diğer sistemlere aktarılmıştır.

Sonuçlar incelendiğinde; ilk aşamada alınan verilerde kontrast değerlerinin sistemler arasında 1.78 ile 1.91 oranında farklılık gösterdiği gözlenmiştir. İkinci aşamada sistemler arası benzer kesit elde etme algoritmalarının doğruluğu araştırılmış; buradaki maksimum kontrast değişiminin 1.24 olduğu görülmüştür. Aynı zamanda benzer görüntü toplama ve kesit algoritmaları kullanılarak Spect sistemlerinin performansları da test edilmiş ve bu karşılaştırmada 1.36 oranında fark elde edilmiştir. Sonuç olarak; bir sistemden diğerine gidildiğinde üretici tarafından benzer protokollerde önerilen klinik protokoller arasında farklar olduğu gözlenmiştir. Kullanıcılar aynı amaca yönelik protokollerde standardizasyonu sağlayabilmek için fantom çalışmaları ile bu protokollerde gerekli değişiklikleri yapmalıdır.

2009, 109 sayfa

Anahtar Kelimeler: Klinik protokol, Jaszczak, SPECT

ABSTRACT

Masters Thesis

COMPARISON OF IMAGE PROCESSING ALGORITHMS BETWEEN SYSTEMS IN PLANAR AND TOMOGRAPHIC STUDIES IN NUCLEAR MEDICINE

Asena Kurt

Ankara University
Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics

Supervisor: Prof. Dr. Doğan BOR

The accuracy of the clinical SPECT examinations is highly depends upon the acquisition and processing parameters which are selected according to the clinical task. These parameters are usually set within the protocols in order to make standardization from one study to other one and also speed up the clinical routine. In the first part of this work, two clinical protocol, brain and general SPECT, have been compared for five different SPECT systems. Tomographic images of Jaszczak phantom were obtained at each system for both protocols using the default acquisition and processing parameters. In the second part of the work, tomographic study of a standard protocol was carried out at each system with the Jaszczak phantom. Projection data were transferred to other system softwares for reconstructions. For the first part of the work the contrast variations up to 1.78 and 1.91 times among the systems were found. The accuracy of the similar reconstruction algorithms as well as data transfer were investigated, maximum contrast variation was 1.24 among the softwares in the second part of this study. Performance of SPECT systems were also tested using similar acquisition protocols and reconstruction software, and 1.36 times differences were noticed in these comparisons.

The default clinical protocols offered by the manufacturer for similar studies may be different from each other. User should do necessary modification on these protocols using phantom studies as well as established standardization for the same purpose protocols among the softwares.

2009, 109 pages

Key words: Clinical protocols; Jaszczak; SPECT.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımın her aşamasında engin bilgi ve tecrübesi ile bana yön veren ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Doğan BOR'a, desteklerinden dolayı Yrd. Doç. Dr. Turan OLGAR'a, çalışmalarımda benden yardımlarını esirgemeyen Sayın Selma Tařtan(A.Ü. Tıp Fakóltesi Nükleer Tıp Anabilim Dalı), Sayın Semra Dönmez ve Sayın Tuba Hacíosmanoęlu' na(Gülhane Askeri Tıp Akademisi) ve sevgili arkadaşım Aslı ŐİMŐEK' e ve Nükleer Bilimler Enstitüsü'ndeki tüm arkadaşlarıma, maddi ve manevi destekleri ile beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan babam Ahmet KURT' a, annem Fidan KURT' a, abim Alper Tunga KURT' a ve desteğini daima yanımda hissettiğim Bařak YALÇIN' a sonsuz minnet ve teőekkürlerimi sunarım.

Asena KURT,
Ankara, Ağustos 2009

SİMGELER DİZİNİ

SPECT	Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
CO	Dairesel Yörünge
NCO	Eliptik Yörünge
LEHR	Düşük Enerji Yüksek Ayırma Gücü
LEGP	Düşük Enerji Genel Amaçlı
Rms	Karakök Ortalaması

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Planar görüntüleme	2
Şekil 2.2 Tomografik görüntüleme	3
Şekil 2.3 a)Dairesel orbit b)Eliptik orbit.....	4
Şekil 2.4 Projeksiyon sayısının az olması halinde görüntü kenarlarında oluşan çizgisel kusurlar.....	6
Şekil 2.5 Projeksiyonların toplanması	8
Şekil 2.6 Projeksiyonların geriye yansıtılması.....	8
Şekil 2.7 Geriye projeksiyon tekniği ve yıldız etkisi	9
Şekil 2.8 Yokuş filtre ile yıldız artefaktının ortadan kaldırılması.....	9
Şekil 2.9 a)Yokuş filtre b)Hanning filtre	10
Şekil 2.10 Foton azalımı problemi	16
Şekil 2.11 Ayırma gücünün mesafe ile değişimi	18
Şekil 2.12 Detektör-kolimatör yanıtı.....	19
Şekil 2.13 Jaszczak ait kesit görüntüsü a)hareket olmadığı durum b)hareket etkisiyle oluşan artefakt	20
Şekil 2.14 Linogramın elde edilişi	21
Şekil 2.15 Sinogramın elde edilişi	22
Şekil 2.16 Kaynak pozisyonununun açı ile değişmesinden dolayı sinogram bir sinüs eğrisi verir	22
Şekil 2.17 Lineer interpolasyon tekniği	24
Şekil 2.18 Konvolüsyon işlemi	26
Şekil 2.19 Uzaysal ortamda uygulanan filtreler	27
Şekil 2.20 Karmaşık fonksiyonların frekans uzayında harmoniklerle gösterilmesi	28
Şekil 2.21 Farklı frekanslardaki fonksiyonların frekans uzayında ayırık frekanslarla gösterilmesi	28
Şekil 2.22 b)hatalı örnekleme c)ideal örnekleme	29
Şekil 2.23 Hanning filtre.....	30

Şekil 2.24 Farklı kesim frekansı ve güç faktöründe Butterworth filtre	31
Şekil 3.1 Karaciğer fantomu	34
Şekil 3.2 Jaszczak fantomu	34
Şekil 3.3 Klinik incelemelerde elde edilen karaciğer fantomuna ROI çizilmesi	37
Şekil 3.4 Planar çalışma geometrisi	37
Şekil 3.5 Foton azalımı düzeltmesinde kesit görüntüsünden profil alınması.....	44
Şekil 3.6 Görüntülerde ROI 'nin belirlenmesi	45
Şekil4.1 S1 sisteminde ölçülen kontrast değerinin protokollere göre dağılımı	48
Şekil 4.2 S1 sisteminde ölçülen rms değerinin protokollere göre dağılımı	48
Şekil 4.3 S2 sisteminde ölçülen kontrast değerlerinin protokollerle göre dağılımı	50
Şekil 4.4 S2 sisteminde ölçülen gürültü değerlerinin protokollerle göre dağılımı	50
Şekil 4.5 Protokollerde farklı zoom faktörlerinin kullanılması ile elde edilen kontrast değerlerinin protokollere göre dağılımı.....	52
Şekil 4.6 S4 sisteminde ölçülen kontrast değerlerinin protokollerle göre dağılımı	54
Şekil 4.7 S4 sisteminde ölçülen gürültü değerlerinin protokollerle göre dağılımı	54
Şekil 4.8 S5'te yalnızca zoomsuz yapılan kontrast ölçüm sonuçları	56
Şekil 4.9 S5'te yalnızca zoomsuz yapılan gürültü ölçüm sonuçları.....	57
Şekil 4.10 Beyin protokolünün zoomsuz ve zoomlu kontrast sonuçlarının karşılaştırılması	57
Şekil 4.11 Beyin protokolünün zoomsuz ve zoomlu gürültü sonuçlarının karşılaştırılması	58
Şekil 4.12 S1 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	72
Şekil 4.13 S1 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.....	72
Şekil 4.14 S4 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.....	73
Şekil 4.15 S4 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün bu sistemde	

işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	74
Şekil 4.16 S3 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	75
Şekil 4.17 S3 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	75
Şekil 4.18 S2 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	76
Şekil 4.19 S2 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	77
Şekil 4.20 S5 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	78
Şekil 4.21 S5 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	78
Şekil 4.22 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum(S4).....	80
Şekil 4.23 0,07µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	81
Şekil 4.24 0,08µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	81
Şekil 4.25 0,09µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	82
Şekil 4.26 0,10µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	82
Şekil 4.27 0,11µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	83
Şekil 4.28 0,12µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	83
Şekil 4.29 0,13µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	84
Şekil 4.30 0,14µ değerinde yapılan düzeltme(S4)	84
Şekil 4.31 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum(S3).....	85
Şekil 4.32 0,07µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	85
Şekil 4.33 0,08µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	86
Şekil 4.34 0,09µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	86
Şekil 4.35 0,10µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	87

Şekil 4.36 0,11µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	87
Şekil 4.37 0,12µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	88
Şekil 4.38 0,13µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	88
Şekil 4.39 0,14µ değerinde yapılan düzeltme(S3)	89
Şekil 4.40 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum(S1-2)	89
Şekil 4.41 0,07µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	90
Şekil 4.42 0,08 µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	90
Şekil 4.43 0,09 µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	91
Şekil 4.44 0,10 µ değerinde yapılan düzeltme (S1-2).....	91
Şekil 4.45 0,11 µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	92
Şekil 4.46 0,12 µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	92
Şekil 4.47 0,13 µ değerinde yapılan düzeltme (S1-2).....	93
Şekil 4.48 0,14 µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).....	93
Şekil 4.49 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum(S5).....	94
Şekil 4.50 0,07 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	94
Şekil 4.51 0,08 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	95
Şekil 4.52 0,09 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	95
Şekil 4.53 0,10 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	96
Şekil 4.54 0,11 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	96
Şekil 4.55 0,12 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	97
Şekil 4.56 0,13 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	97
Şekil 4.57 0,14 µ değerinde yapılan düzeltme(S5)	98

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1 Çalışmalarda Kullanılan Sistemlerin Teknik Özellikleri.....	33
Çizelge 3.2 Kullanılan Spect Sistemleri Ve Mevcut Yazılımları	35
Çizelge 3.3 Planar Çalışmalarda Kullanılan Protokoller	37
Çizelge 3.4 Uzaysal Ortamda Uygulanan Filtreler	38
Çizelge 3.5 Frekans Ortamında Uygulanan Filtreler	39
Çizelge 3.6 Farklı Sistemlerde Kullanılan Klinik Protokollere Ait Parametreler.....	42
Çizelge 3.7 Farklı Sistemlerde Kullanılan Filtre Kesim Frekansı Birimleri Ve %70kesim Frekansına Karşılık Gelen Değerleri.....	43
Çizelge 4.1 S1 Sisteminde Ölçülen Gürültü Ve Kontrast Değerleri.....	46
Çizelge 4.2 S2 Sisteminde Ölçülen Gürültü Ve Kontrast Değerleri.....	46
Çizelge 4.3 S4 Sisteminde Ölçülen Gürültü Ve Kontrast Değerleri.....	46
Çizelge 4.4 S5 Sisteminde Ölçülen Gürültü Ve Kontrast Değerleri.....	47
Çizelge 4.5 S1 Protokollerinden Elde Edilen Gürültü Ve Kontrastlar.....	47
Çizelge 4.6 S2 Protokollerinden Elde Edilen Gürültü Ve Kontrastlar.....	48
Çizelge 4.7 S3 Te Kullanılan Klinik Protokollere Ait Sonuçlar.....	51
Çizelge 4.8 S4 Protokollerinden Elde Edilen Gürültü Ve Kontrastlar.....	53
Çizelge 4.9 S5 Protokollerinden Elde Edilen Gürültü Ve Kontrast Değerleri.....	55
Çizelge 4.10 Beyin Protokolünde Zoom İle Ve Zoomsuz Alınan Değerler	55
Çizelge 4.11 Tüm Protokollerde Azalım Düzeltmesi Yapılmamış Görüntülerin Kontrast Ve Gürültü Değerleri.....	59
Çizelge 4.12 Tüm Protokollerde Azalım Düzeltmesi Yapılmamış Görüntülerin Kontrast Ve Gürültü Değerleri.....	59
Çizelge 4.13 P1 Protokolü İçin Sistemlerin Nyquist Frekansları	60
Çizelge 4.14 S1 Sisteminin Ölçülen Kesim Frekansı Değerleri	61
Çizelge 4.15 S2 Sisteminin Ölçülen Kesim Frekansı Değerleri	62
Çizelge 4.16 S3 Sisteminin Ölçülen Kesim Frekansı Değerleri	63
Çizelge 4.17 S4 Sisteminin Ölçülen Kesim Frekansı Değerleri	64

Çizelge 4.18 S5 Sisteminin Ölçülen Kesim Frekansı Değerleri	65
Çizelge 4.19 Farklı Sistemlerde Toplanan Görüntülerin Software4 Yazılımıyla Elde Edilen Kesim Frekansı Değerlerinin Uygulanan Kesim Frekansı Değerlerinden Olan Farkları	69
Çizelge 4.20 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE1-2 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farkları	70
Çizelge 4.21 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE3 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farkları	70
Çizelge 4.22 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE5 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farkları	71
Çizelge 4.23 S1 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	71
Çizelge 4.24 S4 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	73
Çizelge 4.25 S3 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	74
Çizelge 4.26 S2 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	76
Çizelge 4.27 S5 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri	77
Çizelge 4.28 Azalım düzeltmesi yapılmayan görüntülerde $f_c=0.7f_n$ kesim frekansında kontrast ve gürültü	79
Çizelge 4.29 Azalım düzeltmesi yapılan görüntülerde $f_c=0.7f_n$ kesim frekansında kontrast ve gürültü	79
Çizelge 4.30 Sistemler için belirlenen teorik ve deneysel μ değerleri ile eklenen sayımlar	98

1.GİRİŞ

Nükleer tıbbın en önemli üstünlüğü görüntü kalitesini olumsuz etkileyen fiziksel faktörleri ve instrumentasyon ile ilgili sorunların etkisini azaltacak görüntü işleme tekniklerinin kullanılmasıdır. Bunun yanı sıra uygun işleme teknikleri kullanılarak nümerik sonuçların elde edilmesi de mümkün olur. Görüntü işleme teknikleri en fazla görüntüdeki gürültünün azaltılması, keskinliğin ve ayırma gücünün iyileştirilmesi amacıyla uygun olarak yapılır. Ancak bu algoritmaların hatalı veya bilinçsiz kullanılması klinik incelemelerde yanlış teşhislere yol açabilir.

Farklı nükleer tıp sistemlerinde aynı amaca yönelik birçok farklı algoritma kullanılmaktadır. Ancak gerek yazılımda gerek kullanımdaki hata gerekse bilgisayardaki sınırlamalar sistemler arasında farklılıklar çıkmasına neden olur.

Bu çalışmanın amacı standart planar ve tomografik fantom görüntüleri kullanılarak klinikte kullanılan farklı sistemlerdeki görüntü işleme tekniklerinin her sistem için uygulanması, farklarının anlaşılması daha sonra bilgisayarda çalışan standart bir programda kıyaslanmasıdır. Böylece aynı amaca yönelik algoritmaların klinik incelemelerde hangi doğrulukta uygulandığı saptanacaktır.

Bu amaçla tüm sistemlerde aynı fantom görüntüleri kullanılarak görüntü işleme teknikleri ve nümerik değerlendirme algoritmaları karşılaştırılmış daha sonra standart bir yazılımda görsel değerlendirme yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Nükleer Tıpta Görüntü Oluşturma

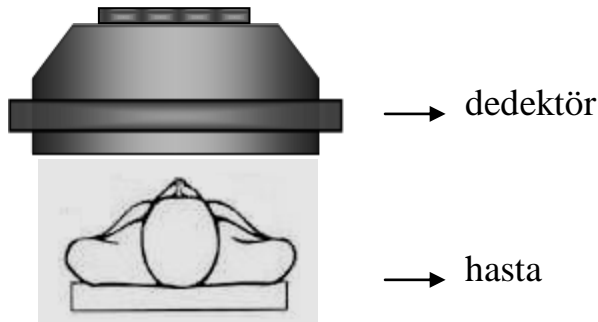
Nükleer Tıpta ilgili organa göre seçilen radyofarmasötik radyoaktif bir izotopla kimyasal olarak bağlanarak hastaya verilir ve kaynak haline gelen organdan çıkan fotonlar Gama Kamera ile dedekte edilerek radyofarmasötiğin 3-boyutlu dağılımının 2-boyutlu görüntüsü elde edilir.

Görüntüleme iki farklı şekilde yapılmaktadır:

1. Planar görüntüleme
2. Tomografik görüntüleme

2.1.1 Planar Görüntüleme

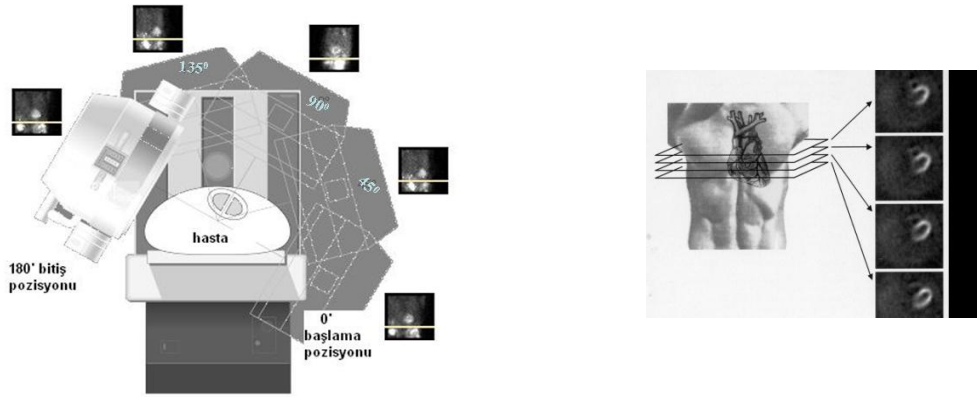
Planar görüntülemede hastadan yalnızca bir açıda görüntü toplanır ve iki boyutlu bir görüntü elde edilir. Hastadan her yönde çıkan fotonlar gama kamera kolimatörüne gelirler. Kolimatör yalnızca dik yönde gelen fotonları geçirerek fotonların oluşum noktası ile kristalde soğuruldukları nokta arasında uyumluluk sağlar. Kristale ulaşan fotonlar 3-boyutlu aktivite dağılımının kristalde 2-boyutlu görüntüsünü oluştururlar. Ancak planar görüntülemede farklı organ veya dokuya ait bilgilerin üst üste gelmesinden dolayı derinliğin artması ile obje detayı kaybolur ve doğru pozisyon bilgisi elde edilemez.



Şekil 2.1 Planar görüntüleme.

2.1.2 Tomografik Görüntüleme

Emisyon tomografisi; vücudun belli bir organ veya dokusuna ait fonksiyonel bilgi edinilmesinde kullanılan medikal görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde dedektör hasta etrafında dönerken farklı açılarda vücutta radyasyon dağılımına ait bilgi içeren 2-boyutlu görüntüler(projeksiyon) alınır. Daha sonra bu bilgilerle farklı teknikler kullanılarak vücuttaki aktivite dağılımını veren 3-boyutlu görüntüler elde edilir. Bu görüntüden istenilen kesit görüntüsü alınarak bu kesitin alt ve üst tabakasındaki bilgilerin görüntüye olan olumsuz etkisi ortadan kaldırılmış olur.



Şekil 2.2 Tomografik görüntüleme

2.2 Tomografik Bilgilerin Toplanması:

Elde edilecek kesitlerin görüntü kalitesi görüntü toplama parametreleri, sistem performansı ve görüntü işleme tekniklerine bağlıdır. Bilgi toplama aşamasında parametrelerin hatalı seçilmesi düzeltilmesi mümkün olmayan hatalara neden olabilir. Görüntü elde edildikten sonra kesit görüntülerine uygulanan işlemler ancak belli ölçülerde kaliteyi artırabilir ve bilgi toplama aşamasındaki eksikleri gideremez. Bu nedenle görüntü toplama parametrelerinin çok dikkatli bir biçimde seçilmesi gerekmekte ve burada kullanıcıya önemli bir rol düşmektedir. Görüntü toplama sırasında öncelikle kullanılan izotopa uygun

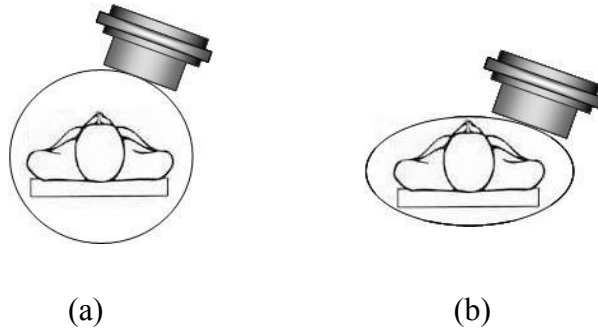
kolimatör seçilmeli, dönme yörüngesi, dönme çapı, projeksiyon sayısı ve süresi ayarlanmalı, matris boyutu belirlenmelidir.

2.2.1 Kolimatör Seçimi

Bilgilerin toplanmasında ilk husus uygun kolimatör seçimidir. Kullanılan izotop enerjisine ve amaca uygun kolimatör seçilmelidir. Enerjiye uygun seçim yapıldıktan sonra kullanım amacına bağlı olarak sayım istatistiğinin yüksek olduğu incelemelerde yüksek ayırma güçlü, sayım istatistiğinin düşük olduğu incelemelerde ise yüksek hassasiyet veya genel amaçlı kolimatörler kullanılır.

2.2.2 Dönme Yörüngesi

Dönme yörüngesi(orbit) seçimi dedektörün hasta etrafında dönerken hangi geometrik yörüngeyi izleyeceğini belirler. Günümüzdeki sistemlerde dairesel ve eliptik yörüngeler mevcuttur. Yörünge dairesel olması durumunda hasta vücudu dairesel olmadığından dedektör-hasta mesafesi belli açılarda minimumken diğer açılarda artacaktır. Mesafenin artması ise ayırma gücünü olumsuz etkilemektedir. Eliptik yörüngede ise dedektör üzerinde bulunan sensörler sayesinde dedektörler dönme sırasında vücut sınırlarına en yakın mesafeden hareket ederler. Bazı sistemlerde bunun için sistem hızlı bir ön tarama yaparak her açıda vücut sınırlarını belirler ve görüntü toplama sırasında dedektör yaklaşarak her bir açı için en yakın mesafeyi ayarlar. Bazı sistemlerde ise bu iki işlem eş zamanlı olarak yapılmaktadır.



Şekil 2.3 a) dairesel orbit b) eliptik orbit

2.2.3 Dönme Çapı

Tomografik görüntülemelerde ayırma gücünü bozan en önemli etken dedektör-hasta arasındaki mesafedir. Dönme hareketinden dolayı bu mesafe planar görüntülemelerde olduğundan daha fazladır. Sonuç olarak kesit görüntülerindeki uzaysal ayırma gücü planara oranla daha kötüdür. Artan mesafeyle ayırma gücü daha da bozulacağından optimum görüntü kalitesi için hasta-dedektör mesafesinin mümkün olduğunca az yapılması büyük önem taşır.

2.2.4 Projeksiyon Sayısı

Projeksiyon sayısı dedektör hasta etrafında dönerken toplam kaç farklı açıda bilgi toplanacağını belirler. Projeksiyon sayısının fazla olması ile hastadan daha fazla bilgi toplanır ve elde edilen görüntü gerçek bilgiye daha yakındır. Projeksiyon sayısının az olması durumunda görüntünün istatistik kalitesi düşük olacaktır. Ayrıca geriye projeksiyon sırasında eksik projeksiyon olması halinde kesit görüntülerinde radyal yönde çizgisel görüntü kusurları meydana gelir.

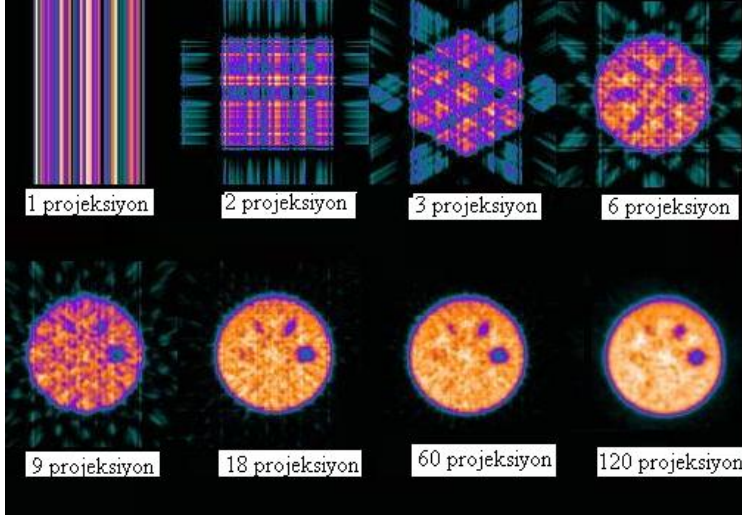
Optimum projeksiyon sayısı kameranın uzaysal ayırma gücü ve hasta boyutuna bağlıdır;

$$N = \frac{2\pi r}{\Delta} \quad (2.1)$$

N= projeksiyon sayısı

2r= dönme çapı

Δ = açısal örnekleme mesafesi



Şekil 2.4 Projeksiyon sayısının az olması halinde görüntü kenarlarında oluşan çizgisel kusurlar.

2.2.5 Matris Boyutu

Matris boyutu, görüntülenecek organın bilgisayara aktarılırken kaç piksellik bir alan kullanılacağını belirleyen parametredir. Matris boyutu seçilirken uzaysal ayırma gücü, gürültü ve kullanılan bilgisayar hafızası dikkate alınmalıdır. Matris boyutu çizgisel örnekleme aralığını; yani ayırma gücü sınırını belirler. Büyük matris boyutu seçilmesi durumunda piksel boyutu küçük olacak ayırma gücü artacaktır. Ancak bu, mümkün olan en küçük piksel boyutu seçilmesi gerektiğinin göstergesi değildir. Piksel boyutu gereğinden fazla küçük seçildiğinde ayırma gücünü artırmada katkısı olmayacak yalnızca gürültüyü artıracaktır. Çünkü piksel boyutu ne kadar küçük seçilirse seçilsin kameranin ayırma gücü sınırının altına inemeyecek; piksel başına düşen sayım azalacağından gürültü artacaktır.

Diğer yandan piksel boyutunun büyük seçilmesi Aliasing problemine neden olacak ve ayırma gücünü azaltacaktır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta tomografik görüntüleme sırasında ayırma gücünün kolimatör yüzeyindeki ayırma gücünden daha kötü olduğu ve dönme çapına, kolimatör tipine bağlı olarak değiştiğidir. Günümüzde kliniklerde

kullanılan kamera ayırma gücü performansları dikkate alındığında tomografik görüntüleme için 128*128 matris boyutu ideal kabul edilebilir.

2.2.6 Enerji Penceresi

SPECT sisteminde kullanılan NaI(Tl) kristalinin sınırlı ayırma gücünden dolayı bilgilerin belli bir enerji aralığındaki fotopikten alınması gerekir. Puls yükseklik analizörü ile hangi enerji aralığındaki fotonların geçeceğini belirlemek için bir pencere genişliği seçilir. Pencere genişliğinin %20 olması ve kullanılan izotopun 140keV enerjili Tc99m olması durumunda puls yükseklik analizöründen 126keV ile 154keV enerji aralığındaki tüm fotonlar geçer ve tek bir enerjiymiş gibi algılanır.

Klinik uygulamalarda kalın hastalarda saçılma etkisini azaltmak için %15 pencere genişliği seçilebilir. Ancak analizör penceresine düşen foton sayısı azalacağından belirli bir görüntü istatistiğinin elde edilmesi için gerekli süre uzayacaktır.

2.3 Kesit Görüntülerinin Elde Edilmesinde Kullanılan Yöntemler

Kesit görüntülerinin elde edilmesi obje etrafında farklı açılarda toplanan projeksiyon bilgilerinin bilgisayarda toplanarak belli yöntemlerle ayrı bir hafızada yeni görüntü elde edilmesi ile gerçekleşir.

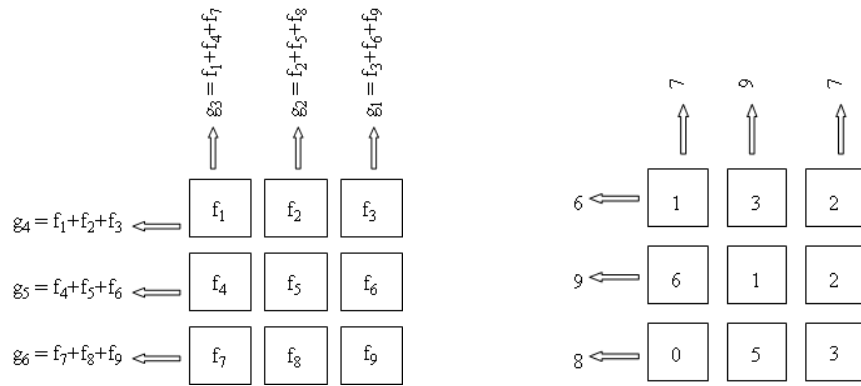
Bu amaçla kullanılan matematiksel yöntemler genel olarak filtre geriye projeksiyon ve tekrarlayıcı teknikler olarak ikiye ayrılabilir.

2.3.1 Filtre Geriye Projeksiyon Tekniği (FGP)

Dedektör hasta etrafında dönerken belli açılarda 2-boyutlu görüntü alınır ve bu görüntülerin her biri bilgisayar hafızasına ayrı ayrı kaydedilir. 'Projeksiyon' adı verilen bu bilgiler toplandıktan sonra bilgisayarda ayrı bir hafızaya geri yansıtılır ve 3-boyutlu görüntü elde edilir.

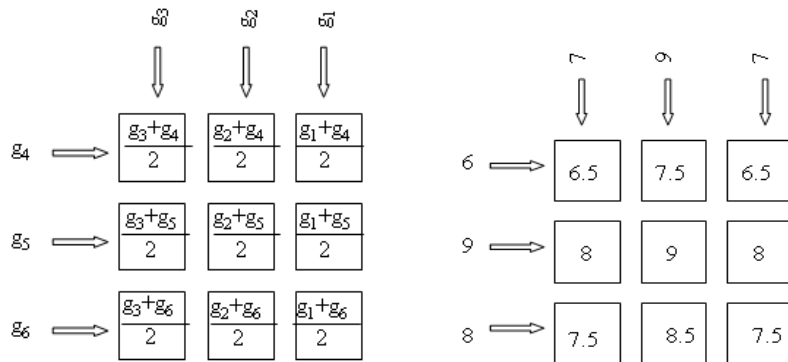
Projeksiyon bilgisi ‘ışın’ olarak adlandırılır. Işın, geçtiği piksellerin toplam bilgisini içerir. Burada amaç bu piksellerin tek tek içeriklerini bulmaktır.

Şekil 2.5’ te projeksiyonlar gösterilmektedir. Burada $g(\Theta)$ herhangi Θ açısındaki ışın, $f(x,y)$ ise herhangi bir piksel içeriğini göstermektedir. Burada amaç f değerlerinin; yani her bir piksel içeriğinin bulunmasıdır.

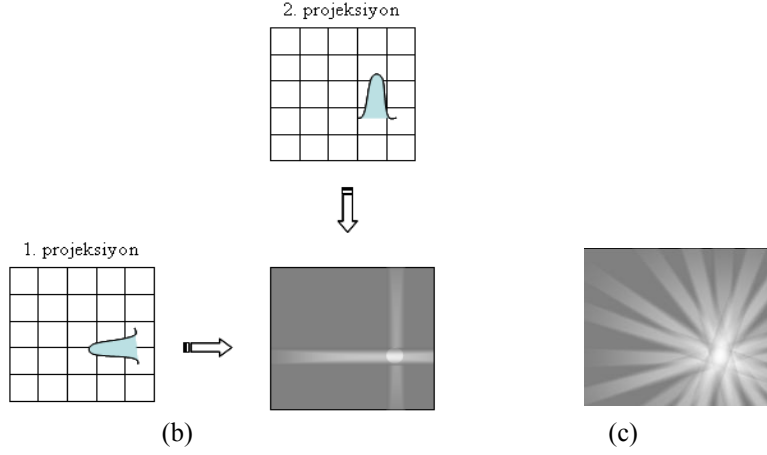


Şekil 2.5 Projeksiyonların toplanması.

Kesit elde edilmesinde ilk aşama toplanan projeksiyon bilgilerinin(g) bilgisayarda ayrı bir hafızaya geri yansıtılmasıdır. Bu işleme ‘geriye projeksiyon’ adı verilir. Her kesit için ayrılan hafızadaki matris pikselleri ışın değerleri ile doldurulur. Bu işlem yapılırken, kesit görüntüsünü oluşturacak her piksel içeriği üzerinden geçen yani içeriğine katkıda bulunan ışın sayısına normalize edilir.



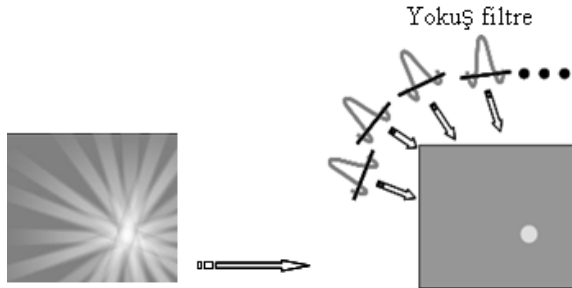
Şekil 2.6 Projeksiyonların geriye yansıtılması.



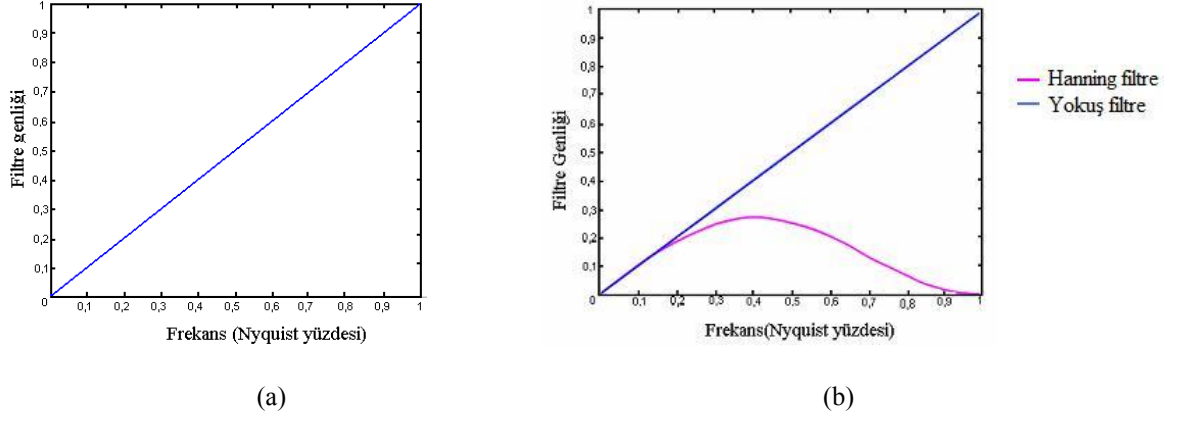
Şekil 2.7 Geriye projeksiyon tekniği ve yıldız etkisi.

Basit geriye projeksiyon yöntemindeki önemli sorun ışın değerleri piksellere dağıtılırken her bir piksele eşit olarak dağıtılmasıdır. Bunun sonucunda gerçekte bilgi içermeyen piksellere de sayım eklenmiş olur ve şekil 5c de görüldüğü gibi geriye projeksiyon sonunda görüntü kusuru meydana gelmektedir. Bu kusura 'yıldız artefaktı' denir. Yıldız artefaktının oluşma sebebi bilgisayarın her bir piksel içeriğini değil projeksiyondaki toplam bilgiyi; yani g değerlerini bilmesidir.

Yıldız etkisinden kurtulmak için ilave filtre işlemleri gerekmektedir. Filtre işlemi ile gerçekte bilgi içermeyen piksellerdeki sayımlar kaldırılır. Uygulanan filtre ile her ışının merkezi pikselleri dışındaki kenar piksellere negatif değerler verilir. Bu işlem tüm projeksiyonlara uygulanır ve sonuçta her ışının kenarındaki negatif değerler yanındaki ışının pozitif değerini kaldırır. Bu aşamada teknik 'filtre geriye projeksiyon' adını alır ve uygulanan frekans ortamındaki bu filtreye 'yokuş(ramp) filtre' denir. Şekil 2.6'da yokuş filtrenin frekans uzayındaki temsili gösterilmektedir.



Şekil 2.8 Yokuş filtre ile yıldız artefaktının ortadan kaldırılması.

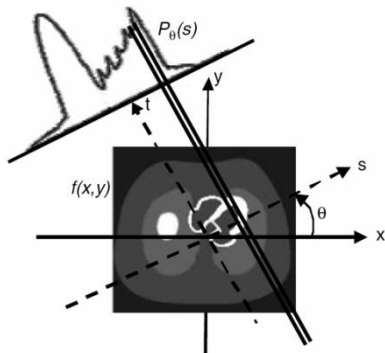


Şekil 2.9 a) Yokuş filtre b) Hanning filtre

Şekilde de görüldüğü gibi yokuş filtre yüksek frekansları geçiren bir filtredir ve görüntüde gürültüyü önemli ölçüde artırmaktadır. Bu nedenle yokuş filtre daima gürültüyü azaltıcı ilave bir filtreyle birlikte kullanılır. Bu ilave filtreye *pencere fonksiyonu* denir. Böylece frekansın keskin bir şekilde bitirilmesi yerine pencere fonksiyonun kesim frekansı istenildiği şekilde ayarlanarak daha yumuşak biçimde sona ermesi sağlanır ve gürültü azaltılır.

Klinik uygulamalarda pencere fonksiyonu olarak en fazla kullanılan filtreler Hanning ve Butterworth filtredir. Şekil 2.9b'da Hanning filtrenin frekans uzayındaki temsili gösterilmektedir.

Filtre Geriye Projeksiyon Tekniğinin Matematiksel Olarak İfade Edilişi



Projeksiyon bilgileri açığa bağlı olarak sayım yoğunluğunun fonksiyonunun her açıdaki integrali şeklinde şöyle ifade edilir;

$$P_{\theta}(s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s,t)dt \quad (2.2)$$

Geriye projeksiyon ise ;

$$GP_{\theta}(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}(r)\delta(r)dr \quad (2.3)$$

şeklindedir. Bu ifade ölçülen projeksiyonların tek bir açıda geri yansıtılmasını verir. Tüm açılarda bu işlemin tekrar edilmesi ile bu ifade;

$$GP(x, y) = \int_0^{\pi} GP_{\theta}(x, y)d\theta = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta}\delta(r)dr \quad (2.4)$$

şeklini alır.

2.3.2 Tekrarlayıcı Teknikler

Filtre geriye projeksiyon tekniği kesit görüntüsünün elde edilmesinde hala en yaygın kullanılan teknik olmasına rağmen meydana getirdiği bazı görüntü kusurları nedeni ile yerini farklı yöntemlere bırakmaktadır. Alternatif olarak en fazla kullanılan yöntem tekrarlayıcı tekniklerdir. Filtre geriye projeksiyon yöntemindeki yıldız artefakt sorunu yaşanmadığından ilave filtreye gerek duyulmaz. Ancak FBP' ye göre en büyük dezavantajı algoritmanın oldukça yavaş olmasıdır. Bu da rutin klinik incelemelerinde istenilmeyen bir durumdur. Bunun yanı sıra artan tekrar sayısı ile gürültü de önemli ölçüde artmaktadır. Bu

nedenle birçok sistemde tekrarlardan sonra görüntüye bir Gauss filtre uygulanmaktadır.

Bu yöntemde ilk başta referans olması için keyfi bir başlangıç görüntüsü seçilir. Bu görüntü homojen bir görüntü veya hiçbir düzeltmenin yapılmadığı geriye projeksiyon görüntüsü olabilir. Bu teknikteki temel fikir basitçe ardı ardına yaklaşımlarla gerçek görüntüye en yakın tahminin yapılmasıdır. Referans görüntüsü ile ölçülen gerçek projeksiyon görüntüleri karşılaştırılarak referans görüntüsü yeniden düzenlenir ve iki görüntü arasındaki fark minimum oluncaya kadar bu işlem tekrar edilir.

2.3.2.1 MLEM(Maximum Likelihood Expectation Maximization) Tekniği

Bu algoritmanın amacı objedeki gerçek aktivite dağılımının en doğru tahmininin elde edilmesidir. En büyük avantajı görüntüde Poisson dağılımının dikkate alınmasıdır. Böylece gürültü her piksel için dikkate alınmış olur. Artan tekrar sayısı ile gerçek görüntüye daha yaklaşılr. Ancak bununla birlikte gürültü de artmaktadır. Ayrıca MLEM algoritması çok yavaştır.

Algoritma şu şekilde çalışır: MLEM tekniğinde kaynaktaki aktivite dağılımı dedektör üzerine yerleştirilen bir matris üzerine projekte edilerek elde edilen sonuçlar ölçülen projeksiyonlarla kıyaslanır.

Projeksiyon pikseli i tarafından dedekte edilen ortalama foton sayısı \bar{g}_i , her bir j pikselinden salınan fotonların toplamına eşittir:

$$\bar{g}_i = \sum_{j=1}^m a_{ij} \bar{f}_j \quad (2.5)$$

Burada m görüntüdeki toplam piksel sayısı, \bar{f}_j projeksiyondaki j pikselindeki radyoaktif parçalanma olasılığı, a_{ij} projeksiyon matrisidir. Dolayısıyla $a_{ij} \bar{f}_j$ j pikselinden salınan

fotonun i pikselinde dedekte edilme olasılığını verir. Poisson istatistiğine göre m tane pikselden salınan fotonların dedekte edilme olasılığı;

$$P(g_i) = \frac{e^{-g_i} g_i^{g_i}}{g_i!} \quad (2.6)$$

ile verilir. i tane Poisson denklemi varsa şartlı olasılık fonksiyonu tanımlanır. Fonksiyonun; yani beklentinin maksimum yapılması için fonksiyonun logaritmasını türevi alınarak sıfıra eşitlenir. Sonuçta MLEM algoritması şu şekilde elde edilir:

$$f_j^{(k+1)} = \frac{f_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^m a_{ij}} \left(\sum_{i=1}^m \frac{g_i}{\sum_{j=1}^m a_{ij} f_j^{(k)}} a_{ij} \right) \quad (2.7)$$

i pikseli için ölçülen foton sayısının son tekrarda elde edilen foton sayısına oranı

Her j pikseli için bu oranın geriye projeksiyonu

2.3.2.2 OSEM(Ordered Subset Expectation Maximization) Tekniği

OSEM en fazla kullanılan tekrarlayıcı tekniktir. Tekrar işlemlerinde tek tek tüm projeksiyonların kullanılması yerine bu yöntemde projeksiyonlar belli alt gruplarda(subset) toplanırlar. Bu da MLEM' e oranla daha hızlı işlem yapılmasını sağlar. Her alt grup için geçen işlem süresi yaklaşık olarak MLEM' de geçen süre/alt grup sayısı kadardır.

Tüm alt gruplar için projeksiyonlar hasta etrafında eşit dağılacak şekilde seçilir böylece algoritma daha kolay sonuçlanır.

2.4 SPECT Görüntü Kalitesine Etki Eden Faktörler

SPECT'te görüntü kalitesini ve nümerik değerlendirme sonuçlarını etkileyen birçok parametre vardır. Bunlar farklı nedenlerden kaynaklanmaktadır.

1) fiziksel nedenler:

- a. gürültü
- b. saçılan fotonlar
- c. foton azalımı
- d. uzaysal ayırma gücünün mesafeye bağlı değişimi

2) teknik nedenler:

- a. hasta hareketi
- b. homojenite problemleri(ring artefakt)

2.4.1 Fiziksel Nedenler

2.4.1.1 Gürültü

Gürültü, görüntüde sayım yoğunluğunun bölgesel dalgalanmalarına karşılık gelir ve rms (root mean square) ile ifade edilir. Gürültü sistem elektroniğinden de kaynaklanabilir ancak en önemli nedeni radyoaktif maddenin tesadüfî dağılımının sonucu olarak ortaya çıkan istatistikî gürültüdür. Buna 'kuantum gürültüsü' de denir.

Görüntüde gürültünün artması özellikle düşük obje kontrastına sahip küçük objelerin algılanmasını oldukça zorlaştırmaktadır. Kuantum gürültüsünden kurtulmanın tek yolu görüntüdeki sayım istatistiğinin artırılmasıdır. Ancak bu görüntü toplama süresini uzatacaktır ve olası hasta hareketleri görüntüye dâhil olacak; sonuçta ise görüntü kalitesi olumsuz etkilenecektir.

Sayım istatistiği ne kadar yüksek tutulursa tutulsun tomografik görüntülerde gürültü ancak

belli oranda azaltılabilir. Çünkü tomografik kesitlerin elde edilmesinde gürültüye etki eden başka faktörler mevcuttur. Bunların ilki projeksiyonlarda gürültünün de toplanarak kesit görüntüsüne dahil olmasıdır. Bunun yanı sıra kesit görüntülerinin elde edilmesinde kullanılan algoritma ve filtreler de gürültüyü önemli ölçüde artırmaktadır.

2.4.1.2 Saçılan Fotonlar

Kaynaktan çıkan fotonlar bulunduğu ortamda farklı etkileşimlerde bulunurlar. Nükleer Tıp uygulamalarında obje görüntüsünün doğru biçimde elde edilebilmesi için fotonun fotoelektrik olayla tüm enerjisini tüketmesi istenir. Fotoelektrik etkileşim sonucu fotonun gerçek çıkış pozisyonu ile elde edilen konum bilgileri uyum içindedir. Bu sayede olayın gerçekleştiği noktaya ait doğru pozisyon bilgisi elde edilir. Hasta içinde Compton saçılmasına uğrayan fotonlar ise farklı açılarda saçılarak dedektöre ulaştıklarından hatalı pozisyon bilgisi taşırlar. Bu nedenle SPECT sistemlerinde enerji spektrumunda analizör penceresi fotopik bölgesinde açılır ve yalnızca fotoelektrik etkileşim yapan fotonlar kullanılır. Ancak buna rağmen küçük açılarda saçılan fotonlar fotopik içinde yer alabilirler. Saçılan ışınların görüntü üzerinde en büyük etkisi görüntü kontrastını bozmasıdır. Bu ise lezyon dedeksiyonunu önemli ölçüde zorlaştırır. Saçılan ışın miktarı hasta kalınlığı ve açılan pencere genişliğine bağlıdır.

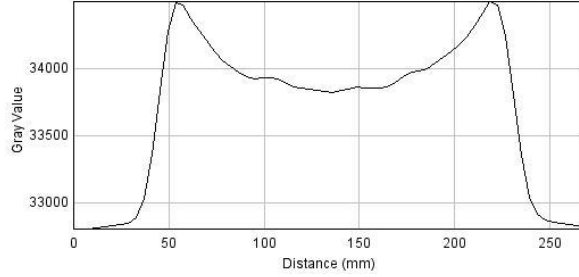
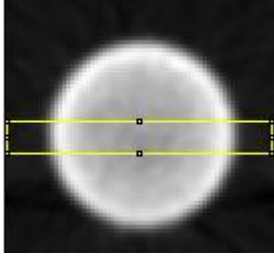
2.4.1.3 Foton Azalımı

Kaynaktan salınan fotonlar dedektöre ulaşmaya kadar hasta içinde birçok farklı dokudan geçerler ve soğurularak azalıma uğrarlar. Foton azalımı Lambert kuralına göre şu şekilde ifade edilir;

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

Burada N_0 fotonların kaynaktan çıktığı andaki sayısı, N x mesafesini geçtikten sonra dedektöre ulaşan foton sayısı, x fotonların geçtiği ortamın kalınlığı ve $\mu(\text{cm}^{-1})$ çizgisel

azalım katsayısıdır. μ , ortamın yoğunluğu ve foton enerjisine bağlıdır. Örneğin suda 140keV için $\mu=0,15\text{cm}^{-1}$ dir. Ancak saçılan ışınların etkisi ile ortalama enerji azalmaktadır ve $\mu=0,12\text{cm}^{-1}$ değerini alır.



Şekil 2.10 Foton azalımı problemi.

Foton azalımı görüntüde bir problem olarak ortaya çıkar. Özellikle derindeki kaynaktan gelen sayım değerlerinin olduğundan daha da az olarak elde edilmesine neden olur. Elde edilen sayım yoğunluğunun düşük aktivite tutulumuna sahip yüzeye yakın bir bölgeden mi yoksa yüksek aktivite tutulumuna sahip derin bir bölgeden mi geldiğinin anlaşılması zordur. Sonuç olarak yapılan sayısal değerlendirmelerde hatalar meydana gelir. Bu nedenle azalım probleminin düzeltilmesi gerekir.

2.3.1.4 Foton Azalımının Düzeltilmesi

Azalım düzeltmesinde temel fikir azalımda meydana gelen sayım kayıplarının görüntüye yeniden eklenmesidir. Bu amaçla birçok farklı düzeltme tekniği kullanılmaktadır bu yöntemler aşağıda sıralanmıştır. Ancak burada sadece bu çalışmada kullanılan Chang yöntemi anlatılacaktır.

Azalım düzeltme yöntemleri:

1. Azalım Katsayısının(μ) Sabit Kabul Edildiği Yöntemler:
 - a) Projeksiyonlarda Düzeltme(Sorenson Yöntemi)
 - b) Kesitlerde Düzeltme(Chang Yöntemi)
2. Sabit Olmayan Azalım Katsayısının Kullanıldığı Yöntemler

Chang Yöntemi

Günümüzde neredeyse tüm sistemlerde azalım düzeltmesi için *Chang Yöntemi* kullanılmaktadır. Bu yöntemde azalım katsayısının vücudun her noktasında sabit olduğu kabul edilir ve düzeltmeler tüm kesitlerde gerçekleştirilir.

Chang yönteminde μ sabit alındığından 2.7 bağıntısına göre tek bilinmeyen x değeridir. Doğru düzeltmenin yapılabilmesi için her kesitte kaynak organın kameraya olan uzaklığının belirlenmesi gereklidir. Bu amaçla tüm kesitlerde kullanıcı tarafından manüel olarak veya kenar algılayıcı filtrelerle görüntü sınırları çizilir ve görüntüdeki tüm piksellerin bu sınırlara olan uzaklığı bilgisayar tarafından ölçülür.

Derinlik bilgisinin elde edilmesinden sonra ikinci aşama sayım kaybı olan piksellere bu sayımların eklenmesidir. Bunun için kesit görüntülerinde her piksel için azalımın tersi olan $e^{\mu x}$ değeri bulunarak bu değer piksellere eklenir.

Algoritma burada durdurulabilir ancak düzeltme işleminin doğruluğunun artırılması için ikinci aşamaya devam edilebilir. İlk aşamada elde edilen projeksiyonlar ile ölçülen projeksiyonların farkı alınır ve hata projeksiyonları elde edilir. Hata projeksiyonlarından kesit görüntüleri alınır. Bu kesitler düzeltme matrisleri ile çarpılarak yöntemin ilk aşamasındaki düzeltme yapılmış görüntü ile toplanır.

2.3.1.5 Uzaysal Ayırma Gücünün Mesafeye Bağlı Değişimi

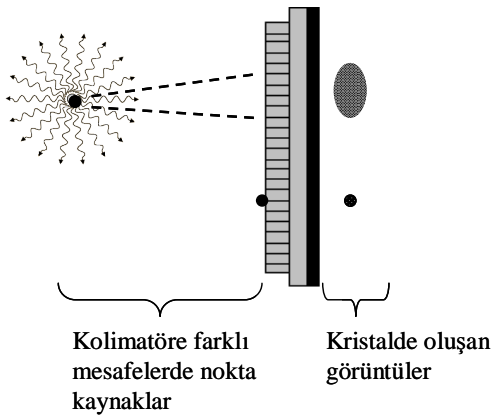
Uzaysal Ayırma Gücü

Uzaysal ayırma gücü kameranın iki farklı objeyi ayırt edebilme yeteneğidir. Ayırma

gücünü sınırlayan en büyük neden kristal ve kolimatördür.

Kristalin sonlu boyutundan dolayı kristalde sintilasyon olayı ile oluşan ışık fotonları kristal içinde dağılarak bulanıklığa neden olurlar. Ayrıca kristalde meydana gelen Compton etkileşimleri de ilk oluşum noktası ile son nokta arasında pozisyon farkı oluşturarak ayırma gücünü bozar. Bunu yanında foto çoğaltıcı tüp şekli ve sayısı da ayırma gücünü etkiler. Meydana gelen sintilasyon olayının birden fazla foto çoğaltıcı tüp tarafından algılanması ayırma gücünü olumsuz etkiler.

Kolimatörün ayırma gücüne etkisi ise şu şekilde ortaya çıkar: bir nokta kaynak kolimatörün tam üzerinde iken kristalde oluşan görüntüsü kaynak ile aynı boyutta olur. Kaynak-kolimatör mesafesinin artması ile nokta kaynağın kolimatörün birden fazla deliği tarafından görünmesi sonucu oluşan görüntü bulanıklaşır ve ayırma gücü bozulur. Bu etki mesafe ile artmaktadır.



Şekil 2.11 Ayırma gücünün mesafe ile değişimi.

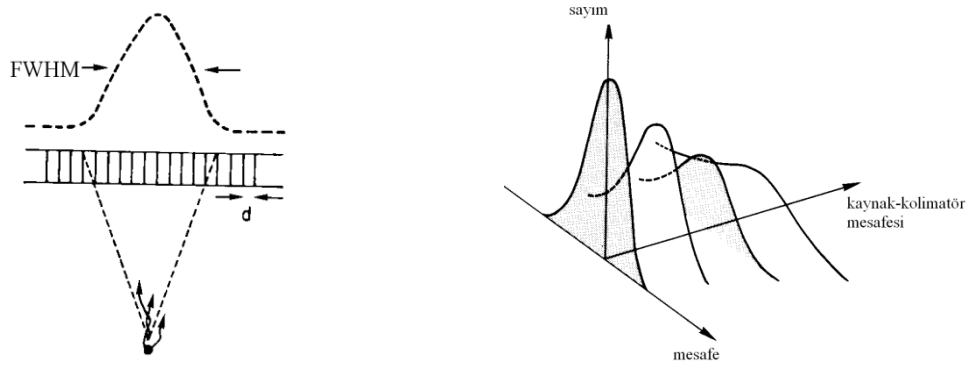
Dedektör - Kolimatör Yanıtı

Dedektör-kolimatör yanıtı nokta kaynağın oluşturduğu görüntüdür ve ayırma gücünü etkileyen en önemli parametredir.

Dedektör yanıtı kristalde pozisyonlama işlemlerindeki belirsizliklere ve saçılmalara

bağlıdır. Kristalde saçılmalara bağlı olarak meydana gelen pozisyonlama hataları, sintilasyon olayında meydana gelen foton sayısındaki istatistiksel dalgalanmalar dedektör yanıtını etkileyen faktörlerdir. Dedektör yanıtı Gauss fonksiyonu ile verilir ve bu fonksiyonun yarı yükseklikteki tam genişlik(FWHM-Full Weight At Half Maximum) değeri dedektör ayırma gücünü verir.

Kolimatör yanıtını etkileyen ilk parametre geometridir. Geometri komponenti kolimatör deliklerinin şekline bağlıdır. Buna bağlı olarak kaynak-kolimatör mesafesi ile yanıt fonksiyonu değişir. Bir diğer parametre septal penetrasyondur. Septal penetrasyon, toplam dedektör-kolimatör yanıt fonksiyonuna kolimatör septalarından geçen ve hatalı pozisyon bilgisi içeren fotonların katkısını içerir. Saçılan ışınlar da kolimatör yanıt fonksiyonunu etkilemektedir ve bu etki artan foton enerjisi ile artar.



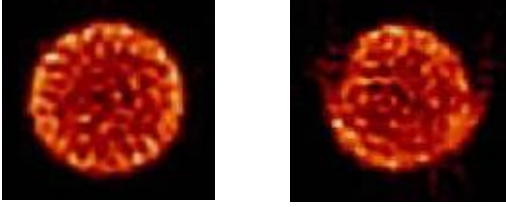
Şekil 2.12 Dedektör-kolimatör yanıtı.

Dedektör-kolimatör yanıt fonksiyonunun bu şekilde mesafeye bağlı olarak değişmesi hasta içinde kaynakların farklı konumlarda yer almasından dolayı farklı projeksiyonlarda uzaysal ayırma gücü de farklılık gösterecektir.

2.4.2 Teknik Faktörler

2.4.2.1 Hasta Hareketi

Hemen hemen tüm nükleer tıp tetkiklerinde görüntü toplama işlemi 5-30dk arasında değişen uzun sürelerde gerçekleşmektedir. Bu görüntüleme süresi boyunca görüntü kalitesinin bozulmaması için hasta hareket etmeden yatmak zorundadır. Ancak klinik uygulamalarda hasta hareketi çok sık karşılaşılan bir sorundur. Bu hareket, görüntüde bazı görüntü kusurları meydana getirir. Bu nedenle SPECT çalışmalarında hasta hareketinin algılanması ve düzeltilmesi çok önemlidir.



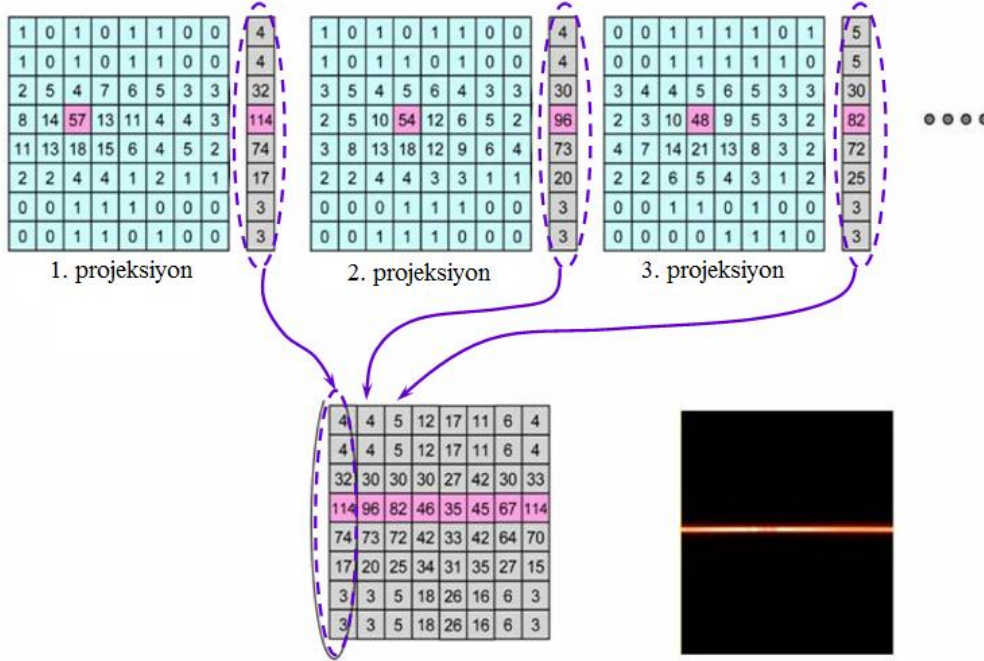
Şekil 2.13 Jaszczak ait kesit görüntüsü a) hareketin olmadığı durum b) hareket etkisi ile oluşan artefakt.

Hareketin algılanması için kullanılan en basit teknik toplanan projeksiyonların *sine(cine) modunda* gösterilmesidir. Bu gösterimde toplanan projeksiyonlar ardı ardına getirilerek film şeklinde gösterilir. Ancak sine modu hareketin miktarı hakkında kantitatif bilgi içermemektedir.

Hareketin algılanmasında kullanılan asıl yöntem bir görüntünün linogram ve sinogramıdır. Böylece hareketin hangi projeksiyonlarda meydana geldiği ve ne miktarda olduğu rahatlıkla görülebilir.

Linogram:

Her projeksiyonda tüm satırlar (x yönü) boyunca piksel içerikleri toplanır ve sonuçta bir sütun boyunca değerler elde edilir. Daha sonra bu sütundaki değerler linogramda yeni bir sütun olarak yazılır. Yani her bir sütun bir projeksiyondan elde edilir. Sonuç olarak noktasal bir kaynağın Linogram görüntüsü düz bir çizgi şeklinde elde edilir.

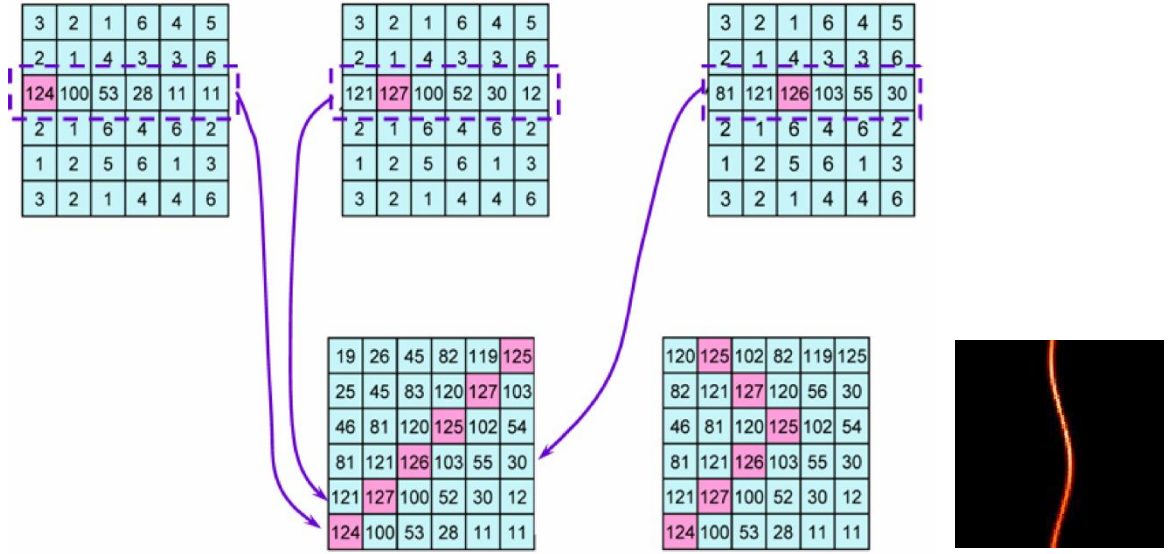


Şekil 2.14 Linogramın elde edilişi.

32 projeksiyon ve 64×64 matriste alınan bir görüntünün linogramı 64 satır ve 32 sütundan oluşur.

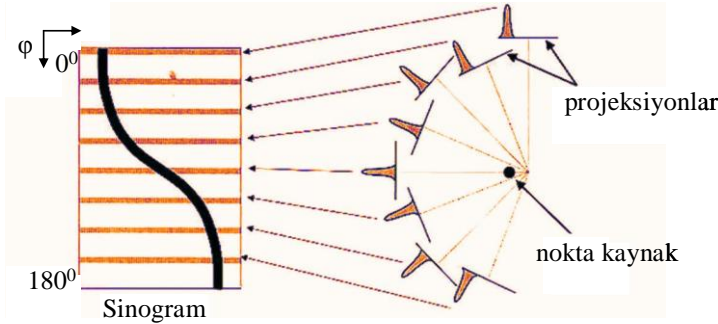
Sinogram:

Projeksiyon görüntüsünden alınan aynı adresteki satırlar üst üste konularak sinogram görüntüleri elde edilir. Bu görüntüde yatay eksen projeksiyondaki satır bilgilerini düşey eksen ise projeksiyon açıları vermektedir. Her bir projeksiyon görüntüsünden 1 piksel kalınlığında alınan satır nokta kaynak görüntüsünden geçecek şekilde seçilir ve seçilen bu satır bilgileri üst üste getirilerek sinogram görüntüsü elde edilir. Noktasal kaynağın pozisyonu her projeksiyonda x yönünde değişeceğinden sinogram görüntüsü sinüs eğrisi şeklinde elde edilir.



Şekil 2.15 Sinogramın elde edilişi.

32 projeksiyon ve 64*64 matriste alınan bir görüntünün sinogramı 32 satır ve 64 sütundan oluşur.



Şekil 2.16 Kaynak pozisyonunun açı ile değişmesinden dolayı sinogram bir sinüs eğrisi verir

Hasta hareketleri yatay, düşey veya dönme yönü boyunca olabilir. Hareket geri dönmeli olduğu gibi (dikey ya da yatay yönde gidip gelme şeklinde) sadece tek yönde de olabilir. Hareket sonucu oluşan artefaktlar hareketin miktarı, tipi, başlangıç ve bitiş zamanı ve görüntüleme kullanılan dedektör sayısına bağlı olarak farklılıklar gösterir. Düşey yönde hareket hem linogram hem de sinogramda algılanabilirken yataydaki hareket sadece

sinogramla algılanabilmektedir.

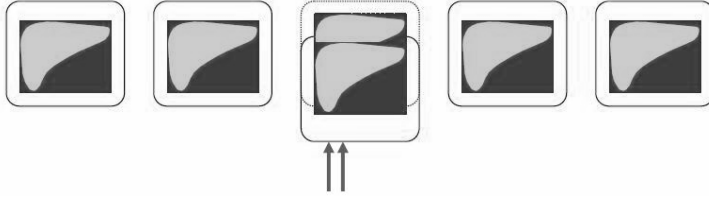
Tek dedektörle alınmış bir görüntüde aksiyel yönde hareketin olduğu projeksiyonlarda *sinogramda* kesiklik meydana gelir; lateral hareket ise sinogramda kaymaya neden olur. Çift dedektörlü sistemlerde ise sinogram görüntüsünün üst yarısı ilk dedektör, alt yarısı ise ikinci dedektöre aittir, yani ilk dedektörün son projeksiyonu görüntünün tam ortasında ikinci dedektörün ilk projeksiyonunun üzerine karşılık gelir. Aksiyeldeki ani hareket sinogramda üç kesiklik meydana getirecektir. İki kesikliğin sebebi hareket; ortadaki kesikliğin sebebi ise ilk dedektörden ikinci dedektöre geçiştir. Benzer şekilde lateralde de harekete ait projeksiyonlarda sinogramda kayma; ortada ise dedektör geçişinden kaynaklanan kesiklik görülür.

Linogramda ise sadece aksiyel yöndeki hareket algılanabilmektedir. Çünkü linogram satırlarda her bir noktaya ait bilgiyi içermemektedir. Görüntü çift dedektörle alınmış ise sinograma benzer olarak linogramın sol kısmı ilk dedektöre sağ kısmı ise ikinci dedektöre aittir. Tek dedektörle alınmış görüntünün linogramında hareketin olduğu projeksiyonlarda kayma gözlenir. Eğer hareket geri dönmesiz ise kayma kalan tüm projeksiyonlarda devam edecektir. Çift dedektörle alınmış görüntülerde ise bu artefaktlara ek olarak dedektör geçişlerinden kaynaklanan kesiklik meydana gelecektir. Lateralde ise linogramda herhangi bir değişiklik meydana gelmez.

2.4.2.2 Hasta Hareketinin Düzeltilmesi

Hareket düzeltilmesi için hemen her sistemde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan en fazla kullanılanlar lineer interpolasyon ve çapraz korelasyon fonksiyonudur.

Lineer interpolasyon basit olarak hareketin olduğu projeksiyonlarda görüntünün manuel veya otomatik olarak orijinal konumuna getirilmesidir. Hem yatay hem de düşey yöndeki hareket düzeltilebilmektedir.



Şekil 2.17 Lineer interpolasyon tekniği.

Hareket düzeltmesinde en fazla kullanılan bir diğer yöntem çapraz korelasyon fonksiyonudur. *Korelasyon* ; iki fonksiyon arasındaki benzerliğin ya da bağımsızlığın derecesidir.

$$korelasyon\ katsayisi = \begin{cases} 1; & \text{fonksiyonlar özdeş ise} \\ 0; & \text{fonksiyonlar farklı ise} \end{cases}$$

Birbirinden bağımsız iki sinyal karşılaştırıldığında kullanılan yöntem ‘çapraz korelasyon’ adını alır. Tek boyutta çapraz korelasyon fonksiyonu;

$$CC_N = \sum_{j=1}^m P_N(j) \cdot P_{N-1}(j+s) \quad (2.9)$$

şeklinde tanımlanır. Burada P ardışık iki projeksiyonun toplam profilleri, m iki eğrideki nokta sayısı ve s mesafe parametresidir.

Bu yöntemde projeksiyonların y-ekseni boyunca profilleri toplanır. Herhangi bir hareket yoksa tüm profiller birbiriyle özdeş olacaktır ve korelasyon katsayısı 1 dir. Hareketin olması durumunda iki ardışık projeksiyonun profilleri farklılık gösterir. İşlem sonunda ardışık projeksiyonlar için tüm mesafeler saptanmış olur ve belli bir eşik değer seçilerek bu değer üzerindeki sapmalarda hareket olduğu kabul edilir. Bu projeksiyonlar, ölçülen mesafe kadar otomatik olarak yer değiştirir ve hareket düzeltilir. Korelasyon pikine gürültü de dahil olabilir ve bu, hasta hareketiyle ilgili hatalı sonuçlara neden olabilir. Belirlenen eşik değer ile gürültü etkisi azaltılır.

2.4.2.3 Homojenite Problemleri

Detektör, homojen bir kaynak ile her noktasında eşit olarak ışınlandığı zaman, istatistiksel dalgalanmalar dışında elde edilen görüntüdeki sayım dağılımının da homojen olması gerekir. Ancak gerek sistemin tasarımından gerekse dedektör komponentleri ve kalibrasyon hatalarından kaynaklanan bazı nedenlerden dolayı homojenitede ciddi problemler meydana gelir. Kristaldeki bozukluklar, foto tüp kazanç ayarındaki hatalar, kolimatör problemleri, hatalı kalibrasyon homojeniteyi bozan başlıca sebeplerdir. Fakat bu problemler giderilse bile sistemin tasarımından kaynaklanan bazı doğal sebepler de vardır. Kristal hassasiyetinin bölgesel değişim göstermesi sonucu kristal homojen ışınlanmasına rağmen bölgesel sayım farklılıkları gözlenir. Ayrıca foto tüplerin etkinliğinin mesafeye bağlı değişimi sonucu çizgisel bir kaynağın görüntüsünde eğiklikler gözlenir. Buna *doğrusallıktan sapma* denir.

Kristaldeki hassasiyet farklılıkları ve doğrusallık problemi nedeni ile elde edilen görüntülerde bu bölgelerde sayım farklılıkları olur. Tomografik görüntüde her açıda bu sayımlar geri yansıtıldığından görüntüde halka şeklinde kusurlar (ring artefakt) meydana gelir. Bu problemin ortadan kaldırılması için belli düzeltme teknikleri kullanılır.

2.5 Görüntünün İşlenmesi

Nükleer tıbbın en önemli üstünlüğü görüntü kalitesini olumsuz etkileyen fiziksel faktörleri ve sistemle ilgili sorunların etkisini azaltacak görüntü işleme tekniklerinin kullanılmasıdır. Toplanan görüntüler bilgisayar hafızasına sayısal olarak kaydedilir ve bu sayede bu görüntüler üzerinde her türlü matematiksel işlem yapılabilir. Bu işlemlerin amacı görüntü kalitesinin artırılmasıdır. Gürültüyü azaltmak veya kenar keskinliğini artırmak için kullanılabilir.

Nükleer tıp görüntülerindeki en büyük problem yeterli sayım yoğunluğunun olmamasıdır. Sonuç olarak da görüntülerde gürültü oranı yüksektir. Ayrıca tomografik kesitlerin elde

edilmesindeki bazı faktörler gürültü miktarını daha da artırmaktadır. Bu nedenden dolayı nükleer tıpta görüntü işleme teknikleri genellikle gürültünün azaltılması amacı ile kullanılmaktadır.

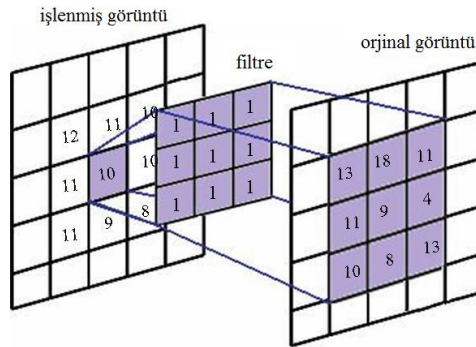
Görüntü işleme çeşitli filtrelerle yapılmaktadır. Filtreler işlevleri yönünden uzaysal ortamda ve frekans ortamında olmak üzere ikiye ayrılırlar.

2.5.1 Uzaysal Ortamda Filtre İşlemleri

Filtre işleminin uzaysal ortamda yapılması durumunda 'konvolüsyon' işlemi yapılır. Konvolüsyon tek boyutta;

$$g(x)=h(x)*f(x) \quad (2.10)$$

şeklinde ifade edilir. Burada $h(x)$ orijinal görüntüyü $f(x)$ filtreyi temsil etmektedir. Konvolüsyon işleminde fonksiyonlardan biri diğeri üzerinde ilerlerken iki fonksiyon çarpılarak çarpımlar toplanır. Bu işlem sonunda görüntüdeki her pikselin değeri filtre ağırlık faktörü ile çarpılarak değişir. Filtre boyutu ve ağırlık faktörü yeni piksel içeriklerini belirler. Filtre boyutunun ve ağırlık faktörlerinin artması ile içeriği değişecek olan piksel sayısı ve dolayısıyla filtrenin etkisi artar.



Şekil 2.18 Konvolüsyon işlemi

Uzaysal ortamda kullanılan filtrelerin matris gösterimi şu şekildedir;

$$1/16 \begin{vmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{vmatrix} \quad \begin{vmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

a b

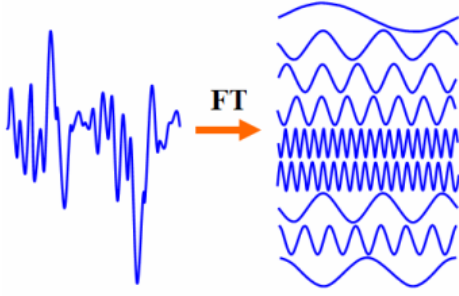
Şekil 2.19 Uzaysal ortamda uygulanan filtreler.

Şekil 2.17a' da gürültünün azaltılmasında en fazla kullanılan filtrelerden biri olan *9 nokta yumuşatıcı* filtre gösterilmektedir. Bu filtre dorusal bir filtre olduğundan konvolüsyon toplam ağırlık faktörüne bölünerek orijinal ve işlenmiş görüntülerin sayımları aynı tutulur. yumuşatıcı filtrelerin kullanılmasında önemli nokta bu filtrelerin görüntüde gürültüyü azaltırken aynı zamanda detayların kaybolmasına ve bulanıklığa neden olmasıdır. Bu nedenle filtre boyutu ve ağırlık faktörlerinin seçimi önemlidir. b' de ise kenar algılayıcı bir filtre olan *Sobel* filtre gösterilmektedir. Kenar algılayıcı filtrelerde kenarların vurgulanabilmesi için matriste negatif ağırlık faktörleri kullanılır. Burada da sorun bu filtrelerin görüntüde gürültüyü artırmasıdır. Bu nedenle görüntüye bu filtreler uygulanmadan önce genellikle ön yumuşatma işlemi yapılır.

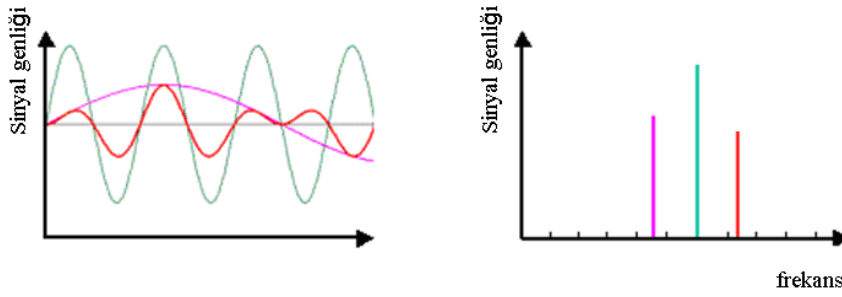
2.5.2 Frekans Ortamında Filtre İşlemleri

2.5.2.1 Fourier Dönüşümü Ve Sinyal Örnekleme

Periyodik veya düzensiz herhangi bir fonksiyon frekans uzayında farklı frekanslardaki sinüs ve kosinüs fonksiyonları şeklinde Fourier Spektrumu ile ifade edilebilir. Bu işlem Fourier dönüşümü ile gerçekleştirilir. Fourier spektrumunda fonksiyonun genliğinin frekansa göre değişimi verilir. Düzensiz fonksiyonlar farklı sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının toplamı ile verilir. Bu fonksiyonların her birine *harmonik* adı verilir.



Şekil 2.20 Karmaşık fonksiyonların frekans uzayında harmoniklerle gösterilmesi.



Şekil 2.21 Farklı frekanslardaki fonksiyonların frekans uzayında ayırık frekanslarda gösterilmesi.

Şekil 2.20’de farklı frekanslardaki fonksiyonların frekans uzayındaki temsilleri gösterilmektedir. Görüldüğü gibi sinyal ne kadar karmaşık olursa olsun frekans uzayında ayırık frekanslarda temsil edilmektedir.

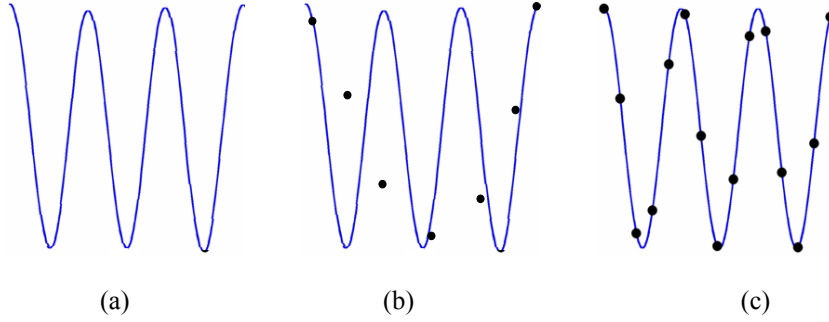
İki boyutlu bir görüntü de benzer şekilde frekans uzayına taşınabilir. Görüntü frekans uzayına taşındığında objedeki aktivite dağılımınının mesafe ile değişimi frekansı verir. Sayımlardaki kısa mesafeli değişimler yüksek frekansla, homojen bölgeler ise alçak frekanslarla temsil edilir. Dolayısıyla obje kenarları ve objedeki herhangi bir lezyondaki aktivite tutulumu çevre dokulara göre farklılık göstereceğinden bu lezyon yüksek frekansla gösterilir. Aynı şekilde gürültü de sayımdaki ani değişikliklere karşılık geldiğinden yüksek frekansla temsil edilmektedir.

Görüntüdeki en yüksek frekansa *Nyquist frekansı* denir. Bu frekans örnekleme aralığını belirler. Örnekleme; sinyal bilgisinin belli ayırık noktalarda taranarak bilgisayara sayısal

olarak aktarılmasıdır. Sinyal bilgisinin eksiksiz olarak bilgisayara aktarılması için örnekleme aralığının doğru seçilmesi gerekir. Bu aralık gereğinden sık seçilirse sinyalle beraber gürültü de örneklenir ve görüntüde gürültü artar. Örnekleme aralığının gereğinden daha düşük yapılması halinde ise sinyalde bilgi kaybı meydana gelir ve Aliasing problemi ortaya çıkar.

Nyquist teoremine göre ideal örnekleme aralığı(Δx) Nyquist frekansına(f_n) bağlıdır;

$$\Delta x = \frac{1}{2f_n} \quad (2.11)$$



Şekil 2.22 b) hatalı örnekleme c) ideal örnekleme

Şekil 2.22' de iki farklı örnekleme tipi gösterilmektedir. Burada sürekli çizgi orijinal sinyali noktalar ise örneklemeden sonra elde edilen sinyali göstermektedir. Şekil 2.22b' de örnekleme gereğinden seyrek yapıldığından sinyalde bilgi kaybı oluşurken şekil 2.22c' deki gibi ideal örnekleme aralığının seçilmesi ile bu sorun ortadan kaldırılır.

2.5.2.2 Frekans Ortamında Görüntü İşleme

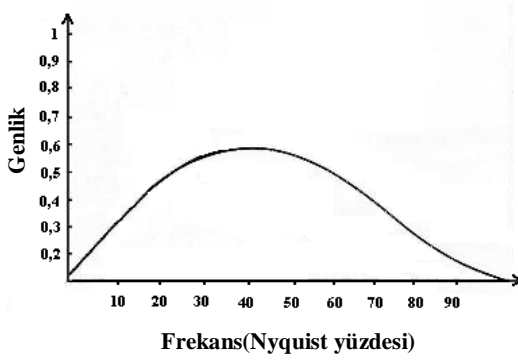
Filtre işlemi frekans ortamında yapılırken görüntünün Fourier dönüşümü alınır ve filtre ile çarpılır. Frekans ortamında filtre uygulanan görüntünün ters Fourier dönüşümü alınarak görüntü tekrar uzaysal ortama taşınır.

Görüntü işlemenin frekans ortamında yapılması büyük kolaylık sağlar. Uzaysal ortamda filtre işleminin kullanılan konvolüsyon tekniği sırasında filtre boyutuna göre çok sayıda matematiksel işlem gerekirken frekans ortamında iki fonksiyonun çarpımı çok daha kolaydır. Filtre işlemi için gerekli süre de oldukça kısalmaktadır.

Frekans ortamında görüntü işleme için kullanılan filtreler Nyquist frekansına göre ayarlanan kesim frekanslarına(f_c) sahiptir. Bu filtrelerin kesim frekansları değiştirilerek görüntüde gürültü ve ayırma gücü arasında bir seçim yapılır. Kesim frekansı ne kadar düşük seçilirse görüntüde gürültü önemli ölçüde azalırken yüksek frekanslarla temsil eden kenar bilgileri de kaybolacak ve ayırma gücü bozulacaktır. Nükleer tıpta en fazla kullanılan filtreler Hanning ve Butterworth filtrelerdir.

Hanning Filtre

Nükleer tıpta elde edilen SPECT görüntülerinin işlenmesinde yaygın olarak kullanılan bir alçak geçiren filtredir. Hanning filtrenin tek değişken parametresi kesim frekansıdır. Yüksek frekansları kestiğinden dolayı gürültüyü azaltır.



Şekil 2.23 Hanning filtre.

Frekans uzayında;

$$H(f) = 0,5 + 0,5 \cos(\pi f / f_c) \quad (2.12)$$

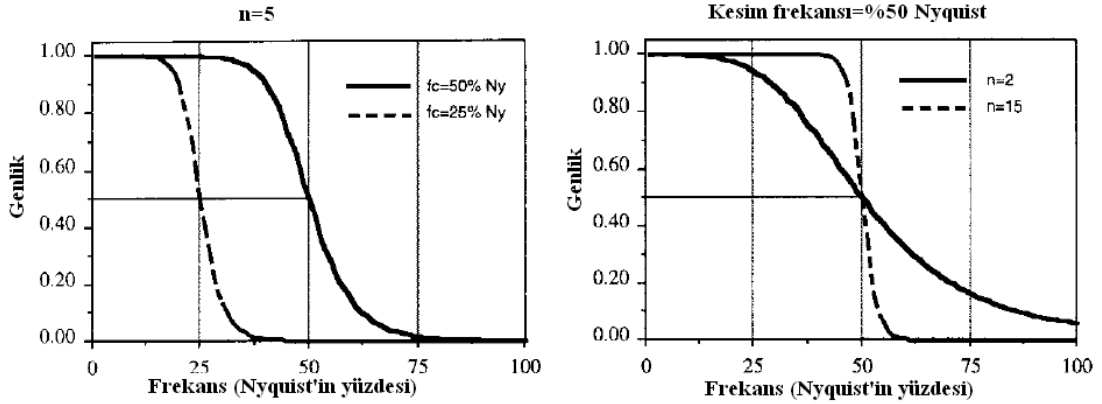
şeklinde gösterilir.

Butterworth Filtre

Hanning filtre gibi alçak geçiren filtredir. Farklı olarak iki değişkene sahiptir. Frekans ortamındaki gösterimi;

$$B(f) = 1 / [1 + (f/f_c)^{2n}] \quad (2.13)$$

şeklinde dir. Burada f frekans, f_c filtre genliğinin yarıya düştüğü değer ve n güç faktörüdür. Güç faktörü filtre genliğinin ne kadar hızlı sıfıra indiğini gösteren değişkendir.



Şekil 2.24 Farklı kesim frekansı ve güç faktöründe Butterworth filtre.

Kesim frekansı görüntüde ayırma gücü ve gürültü arasında seçim yapılmasında önemli bir parametredir. Bu nedenle görüntüde optimum kaliteyi verecek doğru kesim frekansının seçilmesi büyük önem taşır. Ancak dikkat edilmesi gereken nokta bu parametrenin farklı sistemlerde farklı şekillerde tanımlanmış olmasıdır. Kesim frekansı Nyquist frekansının

yüzdesi olarak, birim mesafedeki(mm) devir olarak veya piksel başına devir olarak verilebilir.

Farklı sistemlerden alınan görüntülerin kıyaslanması halinde kesim frekansının birimi bilinmelidir.

2.6 Görüntüde Toplam Performansın Değerlendirilmesi

Görüntünün toplam performansının nümerik değerlendirilmesinde farklı parametreler kullanılır. Bunlardan bir tanesi görüntüde gürültünün ifadesi olan %rms değeridir. Radyasyonun bu tesadüfi özelliği; yani herhangi bir t anında salınan foton sayısının bir sonraki t zamanında salınan foton sayısından farklı olması dedekte edilen fotonların Poisson istatistiğine göre değişim göstermesine neden olur. Poisson istatistiğine göre gürültü;

$$\%rms = \left(\frac{std\ sapma}{ortalama\ sayim} \right) * 100 \quad (2.14)$$

şeklinde ifade edilir.

Görüntü kalitesinin nümerik değerlendirilmesinde bir diğer parametre kontrasttır. Kontrast; vücutta ilgili organdaki bir oluşumun aktivite tutulumunun; dolayısıyla verdiği sayım değerinin çevre dokuların verdiği sayım değerlerinden olan farklılığıdır. Kontrast ölçümü ilgili obje ve çevre dokuya çizilen ilgi alanları(ROI-Region Of Interest) ile gerçekleştirilir. Yüzde cinsinden hesabı;

$$\%kontrast = \frac{|C_{obje} - C_{çevre}|}{C_{çevre}} * 100 \quad (2.15)$$

denklemler ile verilir. Burada C_{obje} lezyona çizilen ROI içindeki ortalama sayım değeri, $C_{çevre}$ çevre dokuya çizilen ROI içindeki ortalama sayım değeridir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Araştırmada Kullanılan Görüntüleme Sistemleri

Planar ve tomografik görüntülemelerde Gülhane Askeri Tıp Akademisi' de bulunan Philips-FORTE, Mediso-Nucline SPIRIT-DV, VariCam ELSCINT ve GE-Millennium ile A.Ü. Tıp Fakültesi Nükleer Tıp ABD' da bulunan Siemens E-CAM SPECT sistemleri kullanılmıştır. Sistemlerin özellikleri aşağıda verilmiştir.

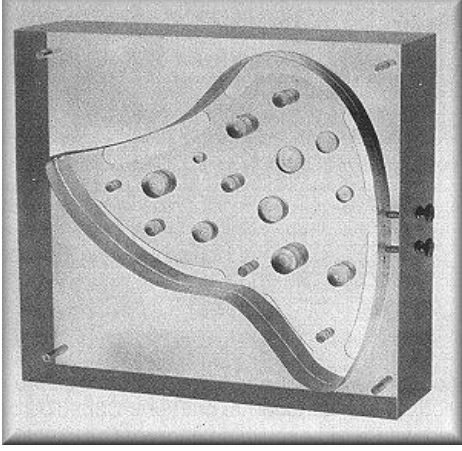
Çizelge 3.1 çalışmalarda kullanılan sistemlerin teknik özellikleri.

SPECT Sistemi	Dedektör Sayısı	Kristal Boyutu (mm)	Fotoçöğaltıcı Tüp Sayısı	Kolimatör Tipi	Kristal Kalınlığı (mm)
Mediso SPIRIT-DV	2	530*390	59	LEHR	9,5
Siemens ECAM	2	533*387	49	LEHR	9,5
VariCam ELSCINT	2	540*400	59	LEHR	9,5
Philips-FORTE	2	508*381	48	LEGP	9,5
GE-Millennium	1	520*370	46	LEHR	9,5

3.2 Çalışmalarda Kullanılan Test Cihazları Ve Bilgisayar Programları

Yüksek Kontrast Ayırma Gücü Fantomu(Karaciğer Fantomu)

Materyal	Akrilik
Boyutları	30*28*8,9 cm
Ağırlık	5,9 kg
Lezyonlar	16 adet; 8, 14, 20, 26mm uzunluğunda ve 8, 12, 16 ve 20mm çapında farklı kombinasyonlarda



Şekil 3.1 Karaciğer fantomu.

SPECT Performans Fantomu: JAZSCZAK fantomu

SPECT Phantom, Deluxe

Materyal	Akrilik
Boyutları	20,3*20,3 cm
Hacim	6,9lt
Soğuk nodül çapları	4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm,9.5 mm,11.1 mm,12.7 mm
Küre çapları	9.5mm, 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm, 31.8 mm



Şekil 3.2 Jaszczak Fantomu.

Jaszczak fantomu sistemin toplam performans değerlendirilmesinde kullanılan standart bir fantomdur. Fantom farklı boyutta 6 kürenin olduğu bir lezyon bölgesi, farklı çaplarda çubuklardan(soğuk nodül) oluşan ayırma gücü bölgesi ve homojen bir bölgeden oluşur.

Jaszczak fantomu ile tek bir taramada;

- lezyon dedeksiyonu,
- tomografik ayırma gücü ölçümü,
- gürültü ve kontrast ölçümleri,
- sistem toplam hassasiyeti,
- azalım düzeltmesinin doğruluğu,
- homojenite kusurları

kontrol edilebilir.

Bilgisayar Programları

Çizelge 3.2 Kullanılan SPECT sistemleri ve mevcut yazılımları.

SPECT Sistemi	Kullanılan Yazılım
Mediso SPIRIT DH-V	Int-XP
Siemens ECAM	E-Soft
GE Millenium MPS	Xeleris
VariCam ELSCINT	Xeleris
Philips FORTE	Pegasys

3.3 Görüntülerde DICOM Formatının Kullanılması

Klinikte alınan tıbbi görüntüler bilgisayar hafızasına DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) adı verilen özel bir formatta kaydedilir. DICOM, veri iletimi ve depolanması için geliştirilen TCP/IP üzerinde kurulmuş bir aę olmasının yanı sıra bir görüntü formatıdır.

DICOM görüntü formatı 16 bit gri seviyeyi destekleyerek görüntüleme cihazlarında alınan görüntülerin sağlıklı bir biçimde görüntülenmesini sağlar. JPEG, BMP gibi formatlar veri kaybına neden olurken DICOM formatında herhangi bir veri kaybı söz konusu değildir. Bu formatta ayrıca görüntü ile beraber görüntüye ait teknik bilgiler(hasta pozisyonlaması, görüntü matrisi, toplam sayım... gibi) bilgiler de kaydedilir. Bu bilgi birçok görüntü işleme tekniklerinin uygulanmasında yardımcı olmaktadır.

DICOM formatı ile bir sistemde alınan görüntü hiçbir veri kaybına uğramadan başka bir sisteme rahatlıkla tanıtılarak kaydedilebilmektedir.

3.4 Çalışmalarda Gerçekleştirilen Testler

Bu çalışmada öncelikle kullanılan beş sistemdeki klinik protokoller(planar ve tomografik görüntü toplama için) belirlenmiş, bunlardan yola çıkılarak her sistem için ayrı ayrı protokoller oluşturulmuş ve bu protokoller arasından her sistem için en ideal protokol seçilmiştir. Sonraki aşamada planar ve tomografik görüntüleme için ortak standart birer protokol oluşturularak klinik protokollerle kıyaslanmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında tüm sistemlerin görüntü işleme algoritmaları incelenmiştir. Bu amaçla, belirlenen standart protokol görüntüleri kullanılmıştır. Farklı kesit elde etme algoritmaları kullanılmış, görüntülere tüm sistemlerde ortak olan filtreler uygulanmış ve sistem algoritmaları birbiri içinde değerlendirilmiştir.

Görüntü işlemede bir diğer aşama foton azalımının düzeltilmesidir. Ortak bir görüntü seçilerek tüm sistemlerde farklı μ değerlerinde düzeltme yapılmış ve her biri için ideal μ değeri saptanmıştır.

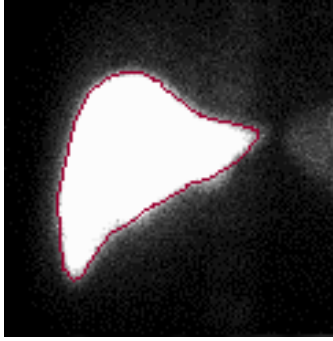
Karaciğer Fantomu İle Yapılan Çalışmalar

Kullanılan tüm sistemlerde planar görüntüler karaciğer fantomu ile alınmıştır. Bunun için

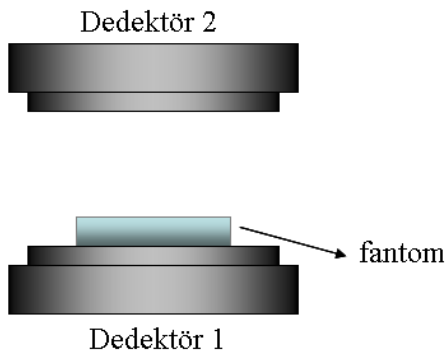
öncelikle klinikle hasta çalışmalarından alınan planar karaciğer görüntüsünde karaciğere ROI çizilerek yalnızca bu organdan gelen sayımlar belirlenmiştir. İlk olarak buradan elde edilenle aynı sayım yoğunluğunda görüntü alınmış daha sonra standart protokol olarak yüksek sayımda aynı geometride işlem tekrarlanmıştır. Görüntü toplama parametreleri aşağıda verilmiştir.

Çizelge3.3 planar çalışmalarda kullanılan protokoller.

	Klinik protokol	Standart protokol
Toplam sayım	250bin	1milyon
Matris boyutu	256*256	256*256
Zoom	1	1



Şekil 3.3 Klinik incelemelerde elde edilen karaciğer fantomuna ROI çizilmesi



Şekil 3.4 Planar çalışma geometrisi.

Son olarak standart protokol dâhilinde düşük ve yüksek sayımlardaki görüntülere uzaysal ortamda ve frekans ortamında farklı filtreler uygulanmış ve değişik sistemlerdeki filtre etkisi araştırılmıştır. Kullanılan filtreler ve parametreleri çizelge4 ve çizelge5’ te da verilmiştir. Uzaysal ortamdaki filtrelerde tüm sistemlerde aynı parametreler kullanılırken frekans ortamındaki filtrelerde her sistemin kendi varsayılan değeri kullanılmıştır. Ancak sistemlerde kesim frekansları farklı biçimlerde tanımlandığından dolayı Nyquist frekansının yüzdesi olarak hepsi hesaplandığında elde edilen kesim frekansları birbirinden farklı olmuştur.

Çizelge3.4 Uzaysal ortamda uygulanan filtreler.

Yazılım	Filtre	Filtre parametresi
IntXP	9 nokta yumuşatıcı	3*3
	Gauss	2 komşulukta
Xeleris	9 nokta yumuşatıcı	3*3
	Gauss	2 komşulukta
Pegasys *	9 nokta yumuşatıcı	3*3
ESoft **	-----	-----

* : Sistemde planar çalışmada diğer sistemlerle ortak olan tek uzaysal filtre 9 nokta yumuşatıcı filtredir

Çizelge3.5 Frekans ortamında uygulanan filtreler

Yazılım	Filtre	Filtre parametresi
IntXP	Hanning	$f_c = \%70$ Nyquist
	Butterworth	$f_c = \%70$ Nyquist $n=5$
Xeleris	Hanning	$f_c = \%45$ Nyquist
	Butterworth	$f_c = \%25$ Nyquist $n= 10$
Pegasys *	-----	-----
ESoft **	-----	-----

* : Sisteminin yazılımında planar çalışmalarda yalnızca uzaysal ortamda filtre işlemi yapılabildiğinden bu sistemde frekans ortamında filtre işlemi yapılamamıştır.

** : Sistemde planar çalışmalarda filtre işlemleri yapılamamaktadır.

Jaszczak Fantomu İle Yapılan Çalışmalar

I. Protokoller ve Filtre İşlemleri

^{99m}Tc izotopu ile doldurulan Jaszczak fantomu ile beş ayrı sistemde tomografik görüntüler alınmıştır;

☼ İlk aşamada her sistem için kliniklerde kullanılan aynı amaca yönelik protokollerin hangi doğrulukla kullanıldığı araştırılmıştır.

☼ İkinci aşamada farklı sistemlerdeki görüntü işleme algoritmaları her sistem için uygulanmış ve farkları tespit edilerek görüntü kalitesi üzerine etkileri araştırılmıştır.

Klinik çalışmalarda kolaylık sağlaması amacı ile tüm SPECT sistemlerinde üretici tarafından yüklenen hazır protokoller bulunmaktadır. Çalışmanın ilk aşamasında bu protokoller tüm sistemler için belli gruplar altında sınıflandırılarak çalışma amacına uygunlukları araştırılmıştır. Kullanılan protokoller çizelge3.6 da verilmiştir.

Çalışmaya başlamadan önce tüm sistemlerin FWHM ve FWTM değerleri NEMA kriterlerine uygun olarak ölçülmüştür. Fantom görüntüleri toplanmadan önce dedektörlere homojenite ve dönme merkezi düzeltmeleri yapılmıştır. Tüm sistemlerde HRES tipi kolimatör ile 24cm dönme çapı kullanılarak 360^0 derecede görüntü alınmıştır. Yalnız S5 sisteminde mekanik bir problemten ötürü dönme çapı 34cm alınmıştır. Görüntülerde ilgili kesitler üzerinde kontrast ve gürültü ölçümleri yapılmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında bazı klinik protokoller karşılaştırılmıştır. Farklı firmalara ait yazılımların paket programları detaylı bir biçimde değerlendirilmiş ve her sistem için en çok kullanılan klinik protokoller belirlenmiştir. Bu protokoller içinden Genel SPECT ve Beyin protokolleri seçilerek kullanıcı tarafından değiştirilebilen görüntü toplama ve görüntü işleme parametreleri belirlenmiştir.

Jaszczak fantoma ait tomografik görüntüler yukarıda anlatılan protokol parametreleri göz önünde bulundurularak toplanmış ve varsayılan filtre parametreleri ile enine kesitler elde edilmiştir. Azalım düzeltmeleri her bir sistemin kendi yazılımında varsayılan lineer azalım düzeltme katsayısıyla Chang yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Aynı zamanda azalım düzeltmesinin doğruluğunu test etmek için kesitlerin merkezinden çizilen profil ideal profille kıyaslanmıştır. Enine kesitlerin tümü DICOM formatında web tabanlı bir yazılım olan ImageJ programına aktarılarak burada kontrast ve gürültü hesaplamaları yapılmıştır.

Fantomda ilave soğuk lezyonların yer aldığı kesitte lezyonlara ve homojen bölgeye çizilen ilgi alanlarından alınan istatistiksel verilerle kontrastlar(3.2) formülü ile hesaplanmıştır. Benzer şekilde gürültü hesapları bu defa homojen kesitte çizilen ilgi alanındaki veriler ışığında (3.1) formülü ile yapılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında ise sistem yazılımları arasında çapraz kıyaslama yapılmıştır. Tomografik bilgi toplama işlemi tüm sistemlerde ortak olarak standart bir protokolle gerçekleştirilmiştir(P1). Bu protokolde $128*128$ projeksiyon ve kesit matrisinde, 360^0

derece dönme eksenini boyunca 128 projeksiyon ve projeksiyon başına 750000 sayım toplanmıştır.

Kesit görüntülerinin elde edilmesinde filtre geriye projeksiyon tekniği; filtre olarak da yalnız Hanning filtre kullanılmıştır. Sistem yazılımlarında görüntü işlemedeki en önemli farklılık filtre parametresinin farklı tanımlarıdır. Nyquist frekansının yüzdesi olarak veya mm başına döngü cinsinden ifade edilebilir. Bu nedenle tüm sistemlerde aynı kesim frekansını uygulayabilmek amacıyla tüm sistemlerin Nyquist frekansları hesaplanmıştır ve her bir yazılımda aynı $f_c=0.7 f_n$ (döngü/mm cinsinden) kesim frekansı elde edilmeye çalışılmıştır. Bunu yapmak amacıyla Hanning filtre uygulanmış görüntüler ImageJ programına aktarılmış ve burada Fourier dönüşümleri alınmıştır. Uygulanan kesim frekansının doğruluğunu test etmede genlik görüntülerinin kenarlarının uygulanan kesim frekansı ile uyumlu olup olmadığı kontrol edilmiştir. Bu kontrol sonucunda S3 sistemi dışında tüm sistemlerde uygulanan kesim frekansı ile ölçülen değerlerin birbiri ile uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Kullanılan kesim frekansları ve %Nyquist olarak karşılıkları çizelge 3.7'de verilmektedir. Nyquist frekansının hesaplanmasında 2.11 bağıntısı kullanılmıştır.

Çizelge 3.6: Farklı sistemlerde kullanılan klinik protokollere ait parametreler.

PROTOKOLLER										
Parametreler	S1		S2		S3		S4		S5	
	Genel	Beyin	Genel	Beyin	Genel	Beyin	Genel	Beyin	Genel	Beyin
Projeksiyon sayısı	128	64	120	120	128	64	128	64	128	64
Matris	128*128	64*64	64*64	128*128	128*128	64*64	128*128	128*128	128*128	64*64
Dönme eksenini	CO/NCO	CO/NCO	CO	CO	CO/NCO	CO/NCO	CO/NCO	CO/NCO	CO	CO
Sayım/projeksiyon(kcounts)	65	65	65	65	60	60	65	65	65	65
Projeksiyon matrisi	128*128	64*64	64*64	128*128	128*128	64*64	128*128	128*128	128*128	64*64
Filtre kesim rekansı(f_c)(mm/döngü) Order(n)	Butterworth $f_c=0.077$ n=10	Hanning $f_c=0.077$	Butterworth $f_c=0.077$ n=10	Hanning $f_c=0.072$	Butterworth $f_c=0.073$ n=10		Butterworth $f_c=0.085$ n=10		Hanning $f_c=0.07$	
Azalım katsayısı(μ)(cm^{-1})	0.12		0.12		0.15		0.16		0.12	

*Burada CO dairesel dönme eksenini(Circular orbit), NCO eliptik dönme eksenini(Noncircular orbit) simgelemektedir.

Yazılımların çapraz kıyaslanmasında Jaszczak görüntülerinin kesit görüntüleri ilk olarak toplandıkları sistemde elde edilmiş daha sonra diğer sistemlere gönderilerek bu sistemlerin yazılımlarında ayrı ayrı kesit görüntüleri elde edilmiştir. sonuç olarak beş farklı Jaczszak görüntüsü toplanmıştır ve bunlardan her bir sistemde ayrı kesitler alınmıştır. Azalım düzeltmeleri için bu defa her sistemde varsayılan μ değerleri değil teorikte kabul edilen 0.12cm^{-1} değeri kullanılmıştır. son olarak işlenmiş görüntüler ImageJ programına aktarılarak kontrast ve gürültü hesapları yapılmıştır.

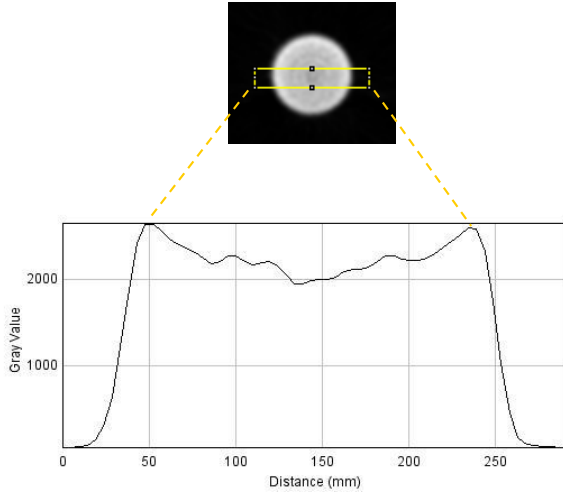
Çizelge 3.7 Farklı sistemlerde kullanılan filtre kesim frekansı birimleri ve %70kesim frekansına karşılık gelen değerleri.

SPECT Sistemi	Kesim Frekans Birimi	Maksimum Frekans Değeri	%70 Nyquist' e Karşılık Gelen Değeri
SPECT1	Döngü/mm	2	1,4
SPECT2	Döngü/mm	2	1,4
SPECT3	Döngü/mm	1	0,7
SPECT4	% Nyquist	100	70
SPECT5	Döngü/mm	1	0,7

II. Foton Azalımı Düzeltmesi

Daha önce yapılan çalışmalarda bazı SPECT sistemlerinde kullanılan çizgisel azalım katsayısı değerinin teorikte olması gereken $0,12\text{cm}^{-1}$, yi sağlamadığı görülmüş bu nedenle çalışmanın bu aşamasında sistemlerdeki azalım katsayısı değerleri de kontrol edilmiş ve her sistem için en uygun değer tespit edilmiştir. Kullanılan tüm SPECT sistemlerinde foton

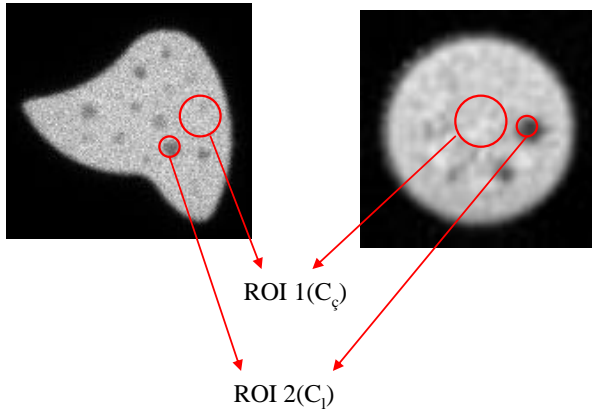
azalımı düzeltmesi için Chang yöntemi kullanılmaktadır. Alınan Jaszczak görüntülerinden elde edilen kesitlere tüm sistemlerde $0,07\text{cm}^{-1}$ ile $0,15\text{cm}^{-1}$ arasında değişen μ değerlerinde düzeltmeler yapılmıştır. Bu amaçla P1 protokolü ile SPECT3 sisteminden alınan Jaszczak kesitleri kullanılmıştır. Düzeltme yapılan bu görüntülerde her seferinde aynı kesit seçilerek görüntüde aynı bölgeden profil alınmış ve grafiği çizilmiştir. Bu grafiklerle ideal düzeltmede elde edilmesi gereken grafiklerin farkı alınarak sapma değeri bulunmuştur. Her μ değeri için sistemlerin eklediği sayım değerleri karşılaştırılmış, elde edilen grafiklerden ve sapma değerlerinden yola çıkılarak her sistem için en doğru düzeltmenin gerçekleştiği μ değeri tespit edilmiştir.



Şekil 3.5 foton azalımı düzeltmesinde kesit görüntüsünden profil alınması.

3.5 Görüntülerin Değerlendirilmesi

Alınan görüntülerde görsel ve sayısal değerlendirmeler ImageJ programında yapılmıştır. Görsel değerlendirmede fantomlarda gözlenebilen en küçük çaplı ve düşük kontrastlı lezyon dikkate alınmış yani görüntü ayırma gücü yönünden ele alınmıştır. Sayısal değerlendirmede ise hem planar hem de tomografik çalışmalarda tüm görüntülerde ortak bir lezyon seçilerek gürültü ve kontrast hesaplanmıştır.



Şekil 3.6 Görüntülerde ROI'nin belirlenmesi.

Görüntüde lezyon ve çevre dokuya çizilen ROI'lerden alınan sayımlarla gürültü ve kontrast aşağıdaki şekilde hesaplanmıştır.

$$\%rms = \frac{std\ sapma}{sayim.piksel^{-1}} * 100 \quad (3.1)$$

$$\%kontrast = \frac{|C_{\xi} - C_l|}{C_{\xi}} * 100 \quad (3.2)$$

3.6 Görüntülerin ImageJ Programına Aktarılması

ImageJ, Ulusal Sağlık Enstitüsü(NIH-National Institutes of Health) tarafından geliştirilen Java tabanlı bir görüntü işleme programıdır. Açık yapısı programa kullanıcılar tarafından Java eklentileri yüklenmesi olanağını sunar. Kullanıcılar tarafından yazılan bu eklentiler birçok görüntü işleme ve analiz problemlerinin çözümlenmesine olanak sağlar.

ImageJ programında 8, 16 ve 32bit görüntüler gösterilebilir, düzenlenebilir, işlenip analiz edilebilir. Program TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM ve FITS gibi farklı formatlardaki görüntüleri rahatlıkla açabilmektedir. Açılan görüntü üzerinde uzaysal ortamda ve frekans ortamında birçok görüntü işleme teknikleri uygulanabilmesinin yanı sıra görüntü üzerinde birçok matematiksel işlem ve sayısal analiz yapılabilir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1 Planar Çalışmalar

Planar çalışmalarda SPECT sistemlerinin planar görüntü işleme menülerinde bulunan filtreler kullanılarak klinik protokol ve planar çalışma için oluşturulan standart protokol arasında kıyaslama yapılmıştır.

Çizelge 4.1 S1 sisteminde ölçülen gürültü ve kontrast değerleri.

	İşlenmemiş Görüntü		9 Nokta Yumuşatıcı		Gauss		Hanning		Butterworth	
	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M
%rms	16,57	8,64	6,76	4,04	6,57	3,07	1,71	0,58	4,86	2,35
%kontrast	45,71	42,86	41,18	38,97	40,00	37,23	28,57	26,28	42,86	28,68

Çizelge 4.2 S2 sisteminde ölçülen gürültü ve kontrast değerleri.

	İşlenmemiş Görüntü		9 Nokta Yumuşatıcı		Gauss		Hanning		Butterworth	
	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M
%rms	19,69	9,84	8,44	4,06	7,10	3,21	0,94	0,76	4,29	1,67
%kontrast	40,63	39,06	40,63	38,28	38,71	37,40	25,00	26,52	42,86	37,12

Çizelge 4.3 S4 sisteminde ölçülen gürültü ve kontrast değerleri.

	İşlenmemiş Görüntü		9 Nokta Yumuşatıcı		Gauss		Hanning		Butterworth	
	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M	250k	1M
%rms	16,00	10,67	9,45	5,02	6,21	3,15	4,85	2,76	4,20	2,36
%kontrast	43,33	44,83	41,38	44,35	41,38	42,61	41,38	43,48	41,38	43,48

Çizelge 4.4 S5 sisteminde ölçülen gürültü ve kontrast değerleri.

	İşlenmemiş Görüntü		9 Nokta Yumuşatıcı	
	250k	1M	250k	1M
%rms	18,11	10,00	5,56	3,47
%kontrast	40,54	36,55	36,11	42,86

4.2 Tomografik Çalışmalar

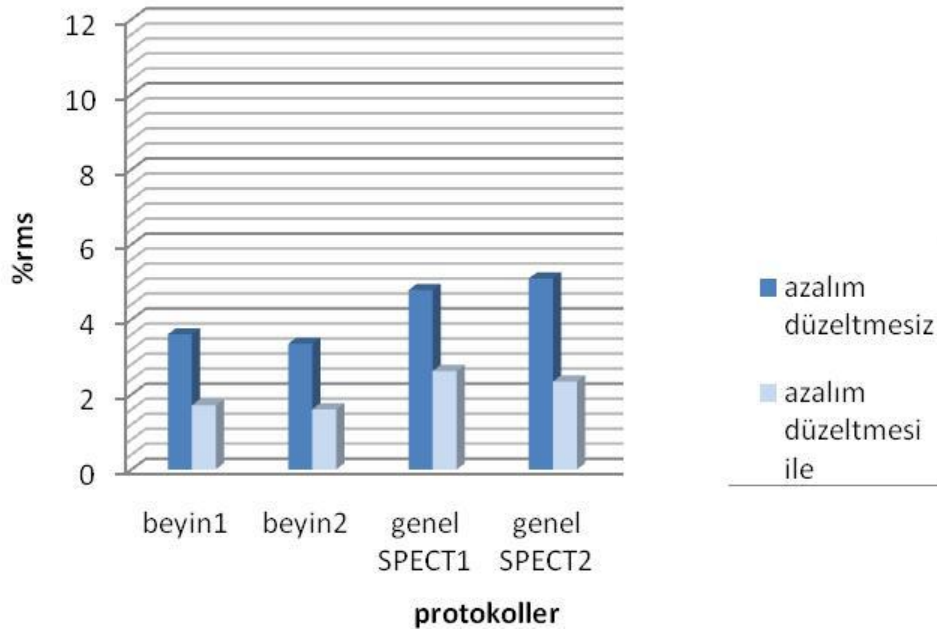
4.2.1 Tomografik Protokollerin Karşılaştırılması

Bu çalışmada öncelikle sistemlerde var olan klinik protokoller çıkarılmış ve ölçümlerde bu protokollerle elde edilen görüntülerin %rms ve %kontrast ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

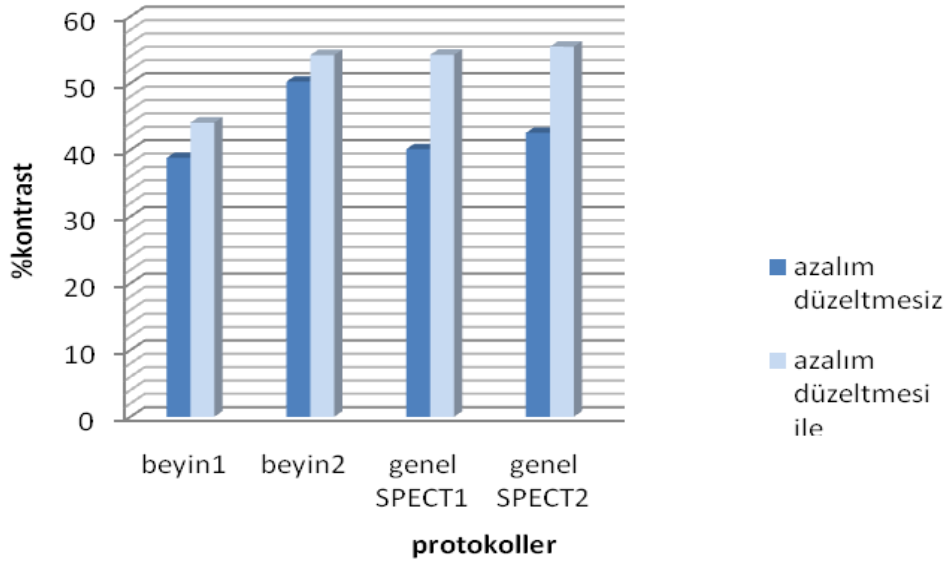
S1 Siteminde Yapılan Ölçümler

Çizelge 4.5 S1 protokollerinden elde edilen gürültü ve kontrastlar.

		azalım düzeltilmesiz	azalım düzeltmesi ile
		%rms	5,37
Beyin1	%kontrast	46,97	56,27
	%rms	5,32	2,39
Beyin2	%kontrast	49,29	61,79
	%rms	10,54	4,81
Genel SPECT1	%kontrast	46,67	56,94
	%rms	10,43	4,86
Genel SPECT2	%kontrast	54,35	62,5



Şekil 4.1 S1’de ölçülen gürültü değerlerinin protokollerle göre dağılımı.



Şekil 4.2 S1’de ölçülen kontrast değerlerinin protokollerle göre dağılımı.

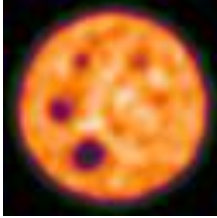
S2 Siteminde Yapılan Ölçümler

Çizelge 4.6 S2 sisteminin protokollerinden elde edilen gürültü ve kontrast değerleri.

		Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
Beyin	%rms	16,64	7,4
	%kontrast	59,89	65,24
Genel SPECT	%rms	19,87	1,97
	%kontrast	61,57	47,85

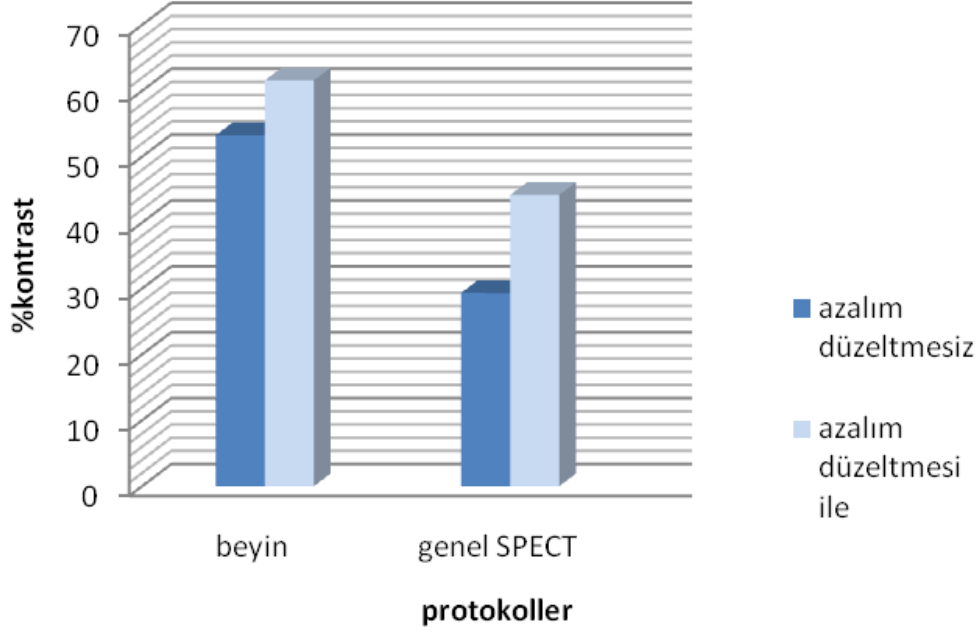
Sistemden alınan farklı protokollere ait görüntüler:

Beyin

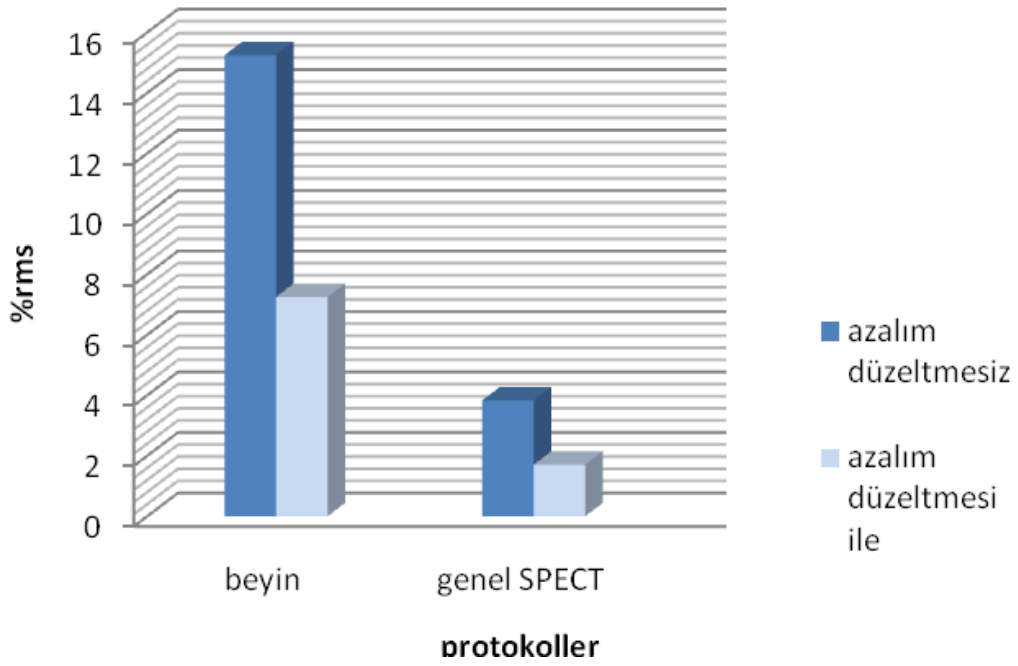


Genel SPECT





Şekil 4.3 S2'de ölçülen kontrast değerlerinin protokollerle göre dağılımı.



Şekil 4.4 S2'de ölçülen gürültü değerlerinin protokollerle göre dağılımı.

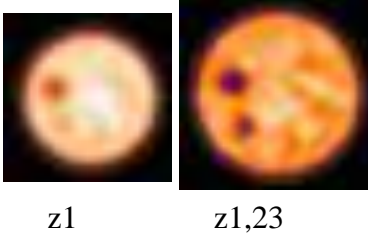
S3 Sisteminde Yapılan Ölçümler

Çizelge 4.7 S3'te kullanılan klinik protokollere ait sonuçlar.

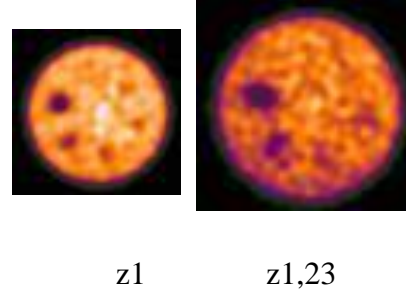
		zoom1		zoom1,45	
		Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
Kalp1	%rms	6,12	1,59	9,28	2,92
	%kontrast	23,22	40,86	48,28	52,99
Kalp2	%rms	5,32	2,16	10,21	3,59
	%kontrast	26,63	44,35	48,48	59,77
Beyin,Genel SPECT1	%rms	11,55	2,93	11,62	3,62
	%kontrast	41,89	70,52	56,76	73,73
Beyin,Genel SPECT2	%rms	10,98	3,02	16,22	3,85
	%kontrast	67,47	79,73	73,68	81,31

S3 sisteminde alınan farklı protokollere ait görüntüler:

Genel SPECT1



Genel SPECT2

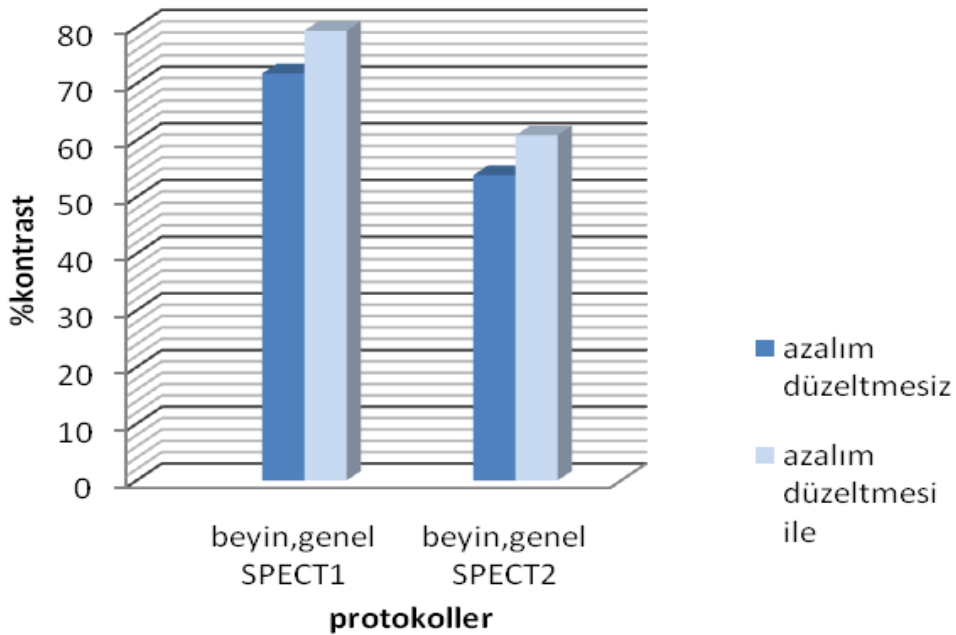


S3 sisteminde standart protokol dışında kullanılan tüm protokollerde farklı zoom faktörleri kullanılmıştır. Bu nedenle değerlendirmeler zoomsuz ve zoomlu olarak ayrı ayrı yapılmıştır.

Şekil 4.3'te sistemde kullanılan protokollerde zoom kullanılmadan elde edilen kontrast sonuçları yer almaktadır. Ölçülen kontrastlar azalım düzeltmesi yokken %16,6 – 58,75 değerleri arasında değişiklik göstermektedir ve ortalama değer %36,98 dir. Görüntülere

azalım düzeltmesi uygulandığında ise bu değerler artarak %30,86 – 67,87 aralığında değişmiştir. Bu durumda hesaplanan ortalama kontrast değeri ise %50,3' e ulaşmıştır.

Şekil 4.4' de ise aynı protokollerde farklı zoom faktörleri kullanılarak elde edilen sonuçlar yer almaktadır. Bu durumda kontrast değerlerinde de farklılıklar gözlenmiştir. azalım düzeltmesi yapılmayan kesitlerde ortalama kontrast değeri %48,47 olarak hesaplanmıştır Sınır değerler ise %40,63 – 65' tir. Azalım düzeltmesi yapıldığında ise kontrastın ortalama değeri %58,73' e yükselirken sınır değerler %50,18 – 75,23' tür.



Şekil 4.5 Protokollerde farklı zoom faktörlerinin kullanılması ile elde edilen kontrast değerlerinin protokollere göre dağılımı.

Son olarak SPECT3'te yine zoom ile ve zoomsuz yapılan çalışmalarda elde edilen gürültü değerleri hesaplanmıştır. Zoom olmayan ölçümlerdeki sonuçlar şekil4.7'de zoomlu sonuçlar ise şekil4.8' de verilmiştir. Burada gürültünün ortalama değerleri azalım düzeltmesi yokken %13,12 olarak azalım düzeltmesi yapıldığında ise %5,65 olarak

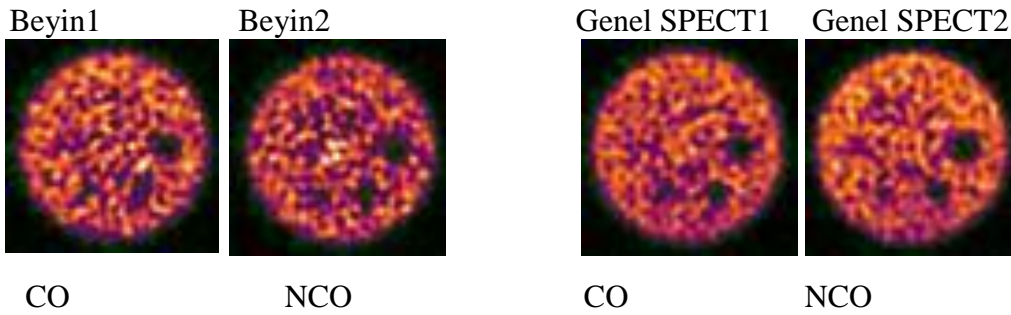
hesaplanmıştır. Değer aralıkları ise ilk durum için %3,47 – 12,04; ikinci durum içinse %10,21 – 16,01' dir.

S4 Sisteminde Yapılan Ölçümler

Çizelge 4.8 S4 protokollerinden elde edilen gürültü ve kontrastlar.

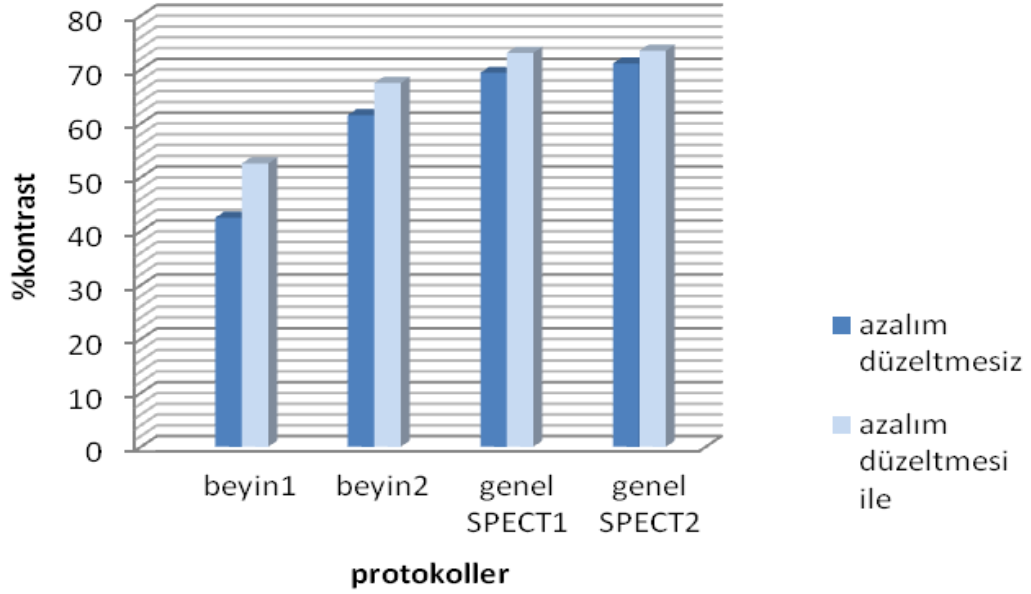
		Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
Beyin1	%rms	16,22	10,72
	%kontrast	52,63	62,07
Beyin2	%rms	15,81	10,21
	%kontrast	60	67,71
Genel SPECT1	%rms	14,29	6,88
	%kontrast	57,14	70,62
Genel SPECT2	%rms	14,91	7,27
	%kontrast	67,39	72,02

S4 sisteminde farklı protokollerle alınan görüntüler:

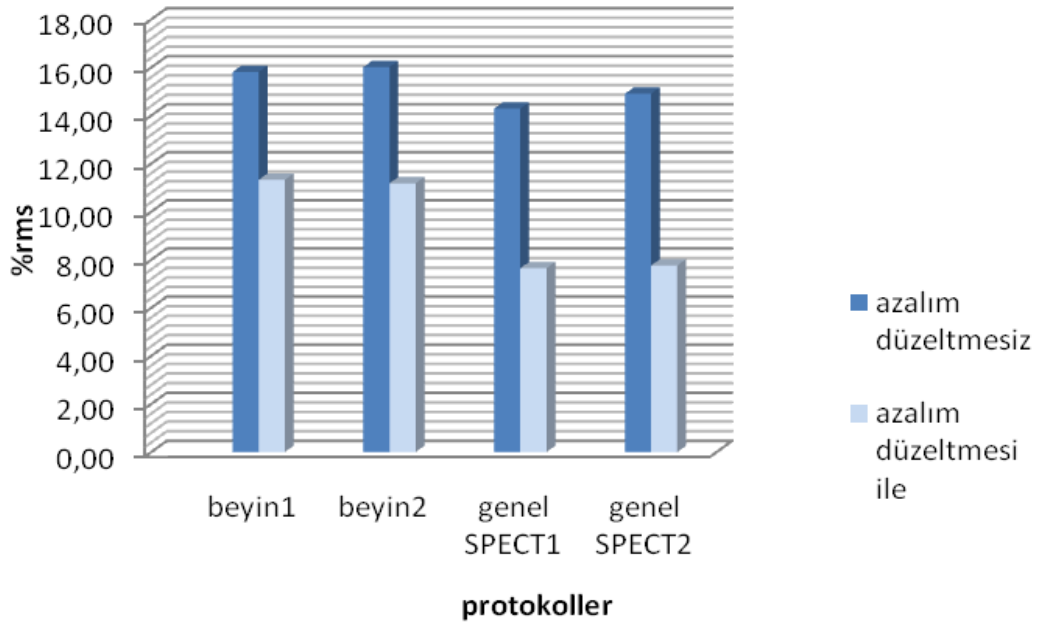


S4 sistemi ile farklı protokollerde alınan görüntülere ait kontrast ölçümleri şekil4.1' de gösterilmektedir. Azalım düzeltmesinin yapılmadığı durumda kontrast değerleri % 41,04 – 70,11; azalım düzeltmesinin yapıldığı durumda ise %49,43 – 73,49 aralığında değişim

göstermektedir. Ortalama değer ise ilk durum için %57,03; ikinci durum için %64,26 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.6 S4'te ölçülen kontrast değerlerinin protokollerle göre dağılımı.



Şekil 4.7 S4'te ölçülen gürültü değerlerinin protokollerle göre dağılımı.

Ölçülen gürültü sonuçları ise şekil4.2’ de verilmektedir. Azalım düzeltmesi yapılmayan kesit görüntülerinde gürültü değerleri %4,15 – 16,01 arasında değişirken azalım düzeltmesinin yapıldığı görüntülerde bu değer %2,23 – 11,32 aralığında değişim göstermektedir. Ortalama değerler ise azalım düzeltmesinin yapılmadığı durumda %11,07; azalım düzeltmesinin yapıldığı durumda %6,66 olarak hesaplanmıştır.

S5 Sisteminde Yapılan Ölçümler

Çizelge 4.9 S5 sisteminin protokollerinden elde edilen gürültü ve kontrast değerleri.

		Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
Beyin *	%rms	4,62	2,66
	%kontrast	8,55	23,78
Genel SPECT	%rms	9,33	5,15
	%kontrast	29,57	43,24

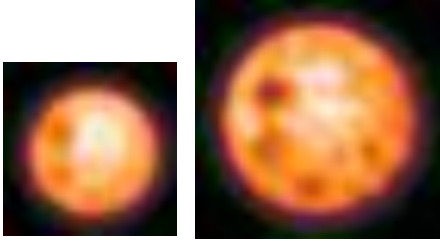
* : Çizelgede bu protokolün sadece zoomsuz sonuçları verilmiştir. Protokole ait zoomlu ve zoomsuz sonuçlar çizelge4.10’ da yer almaktadır.

Çizelge 4.10 Beyin protokolünde zoom ile ve zoomsuz alınan değerler.

		zoom1		zoom1,46	
		Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
Beyin	%rms	4,62	2,66	8,14	4,53
	%kontrast	8,55	23,78	21,85	36,89

Sistemde alınan görüntüler:

Beyin



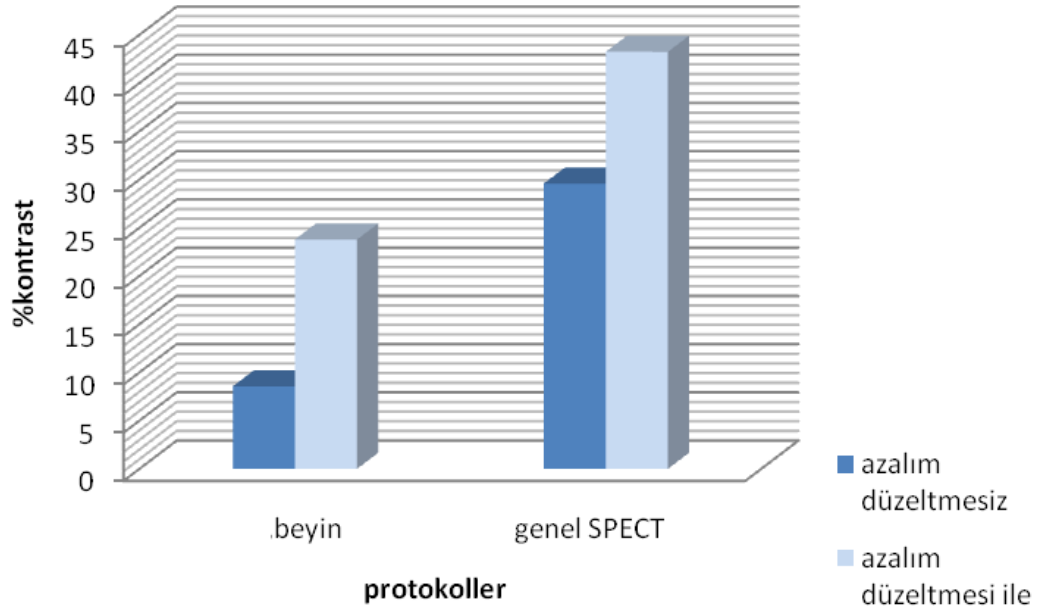
z1

z1,46

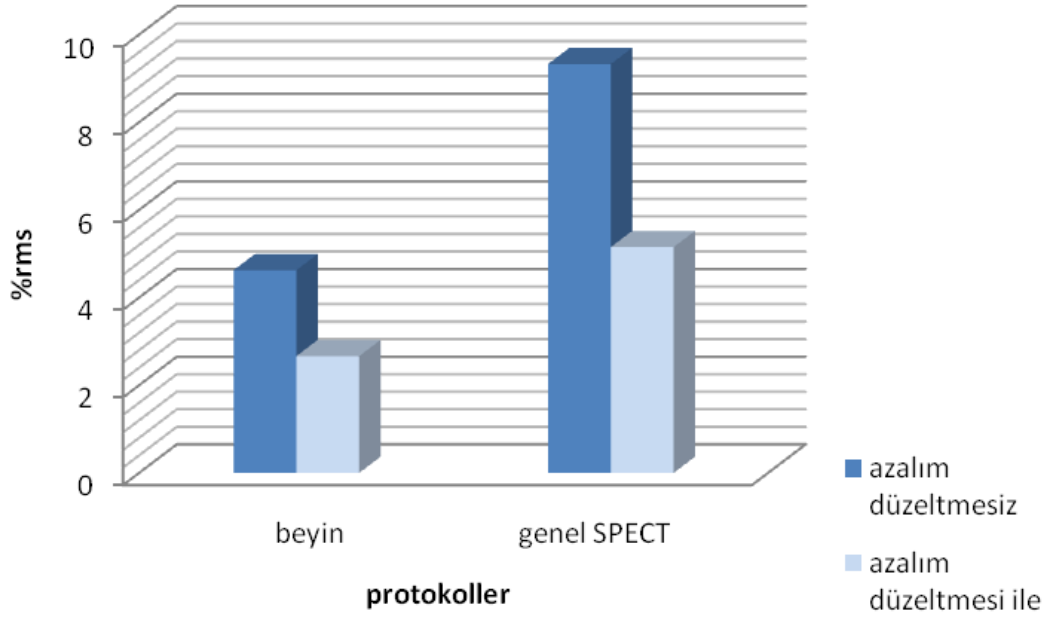
Genel SPECT



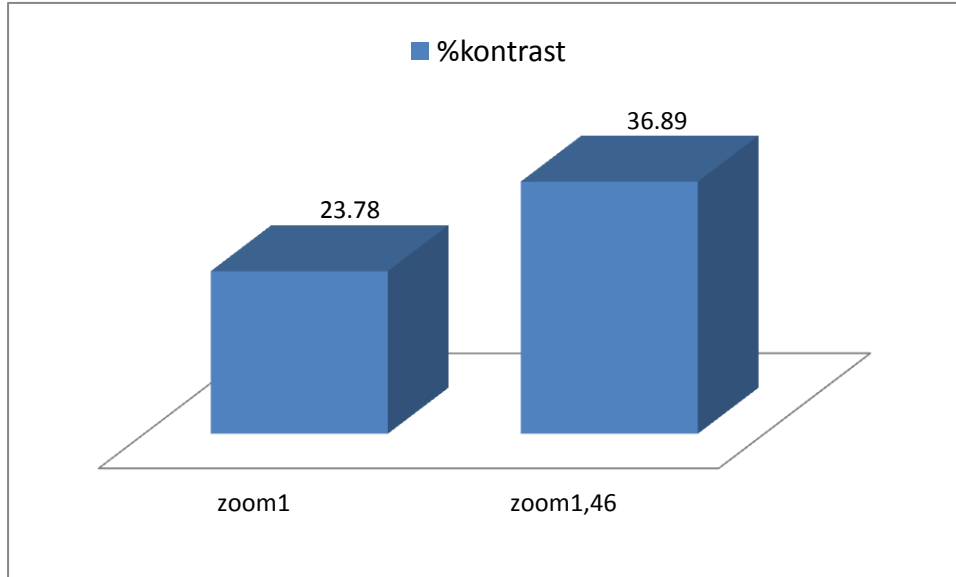
z1



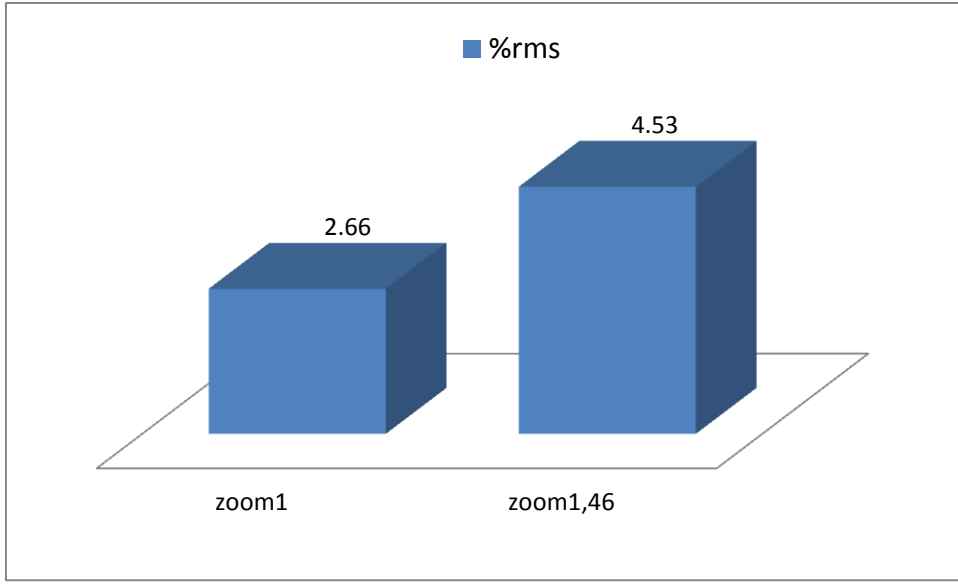
Şekil 4.8 S5'te yalnızca zoomsuz yapılan kontrast ölçüm sonuçları



Şekil 4.9 S5'te yalnızca zoomsuz yapılan gürültü ölçüm sonuçları



Şekil 4.10 Beyin protokolünün zoomsuz ve zoomlu kontrast sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4.11 Beyin protokolünün zoomsuz ve zoomlu gürültü sonuçlarının karşılaştırılması

Çizelge 4.11 Tüm protokollerde azalım düzeltmesi yapılmamış görüntülerin kontrast ve gürültü değerleri

Protokol adı	S1		S2		S3		S4		S5	
	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms
Beyin(CO)	46,97	1,71	59,89	16,64	23,22	6,12	52,63	16,22	18,11	4,59
Beyin(CO) (zoom)	51,65 (z1,6)	10,48 (z1,6)	67,41 (z1,28)	19,87 (z1,28)	48,28 (z1,23)	9,28 (z1,23)	-	-	32,17 (z1,46)	8,36 (z1,46)
Beyin (NCO)	49,29	5,32	-	-	26,63	5,16	60	15,81	-	-
Beyin(NCO) (zoom)	53,26 (z1,46)	11,06 (z1,46)	-	-	41,89 (z1,45)	10,21 (z1,45)	-	-	-	-
Genel spect(CO)	46,67	10,54	32,48	4,36	56,56	11,55	57,14	14,29	39,13	9,33
Genel spect(CO) (zoom)	-	-	-	-	56,76 (z1,23)	11,62 (z1,23)	-	-	-	-
Genel spect(NCO)	54,35	10,43	-	-	67,47	10,98	67,39	14,74	-	-
Genel spect(NCO) (zoom)	-	-	-	-	73,68 (z1,23)	16,22 (z1,23)	-	-	-	-

Çizelge 4.12 Tüm protokollerde azalım düzeltmesi yapılmış görüntülerin kontrast ve gürültü değerleri

Protokol adı	S1		S2		S3		S4		S5	
	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms	%c	%rms
Beyin(CO)	56,27	2,45	65,24	7,4	40,86	1,59	62,07	10,72	28,89	2,8
Beyin(CO) (zoom)	69,97 (z1,6)	4,13 (z1,6)	73,31 (z1,28)	10,99 (z1,28)	52,99 (z1,23)	2,92 (z1,23)	-	-	42,09 (z1,46)	4,72 (z1,46)
Beyin (NCO)	61,79	2,39	-	-	44,35	2,16	67,71	10,21	-	-
Beyin(NCO) (zoom)	56,94 (z1,46)	4,81 (z1,46)	-	-	59,77 (z1,45)	3,59 (z1,45)	-	-	-	-
Genel spect(CO)	56,94	4,81	47,85	1,97	70,52	2,93	70,62	6,88	47,84	5,2
Genel spect(CO) (zoom)	-	-	-	-	73,73 (z1,23)	3,62 (z1,23)	-	-	-	-
Genel spect(NCO)	62,5	4,86	-	-	79,73	3,02	73,02	7,27	-	-
Genel spect(NCO) (zoom)	-	-	-	-	81,31 (z1,23)	3,85 (z1,23)	-	-	-	-

4.2.3 Görüntü İşleme Algoritmalarının Karşılaştırılması

Bu çalışmada tüm sistemlerde P1 protokolü ile alınan görüntüler üzerinde farklı görüntü işleme algoritmaları denenmiş ve sistemler arası karşılaştırma yapılarak her birinin yazılımındaki algoritmalar değerlendirilmiştir.

Kesim Frekanslarının Ölçülmesi

Çalışmanın bu bölümünde sistemlerin Nyquist frekansları ölçülmüş ve buna göre uygulanan filtrelerin kesim frekanslarının doğruluğu frekans uzayında kontrol edilmiştir. P1 protokolü ile alınan görüntüler için her sistemin Nyquist frekansları çizelge 4.12'de verildiği gibidir.

Çizelge 4.13 P1 protokolü için sistemlerin Nyquist frekansları.

SPECT Sistemi	Piksel boyutu(mm) (128*128 matris için)	Nyquist frekansı (döngü/mm)
S1	4,52	0,1106
S2	4,84	0,1033
S3	4,79	0,1043
S4	4,13	0,12106
S5	4,66	0,1072

Sistemlerin teorik ve ölçülen kesim frekansı değerleri aşağıda verilmiştir.

Çizelge 4.14 S1 sisteminin ölçülen kesim frekansı değerleri.

Yazılımlar		SOFTWARE 4		SOFTWARE 1-2		SOFTWARE 3		SOFTWARE 5	
Uygulanan Kesim Frekansları		Hesaplanan Kesim Frekansları							
f_c (%Nyq)	f_c (döngü/mm)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)
40	0,0442	0,0442	40	0,0557	50,3	0,0454	43,5	0,0403	36,4
50	0,0553	0,0549	49,6	0,0672	60,6	0,0562	53,9	0,0519	46,9
60	0,0664	0,0662	60	0,0757	68,5	0,06506	62,4	0,0623	56,3
70	0,0774	0,0789	71	0,0858	77,6	0,0775	74,3	0,0653	59
80	0,0885	0,0892	80,6	0,0870	70	0,0856	82,1	0,0769	69,5
90	0,0995	0,10	90,4	0,0909	82	0,0987	94,6	0,0881	79,7

Çizelge 4.15 S2 sisteminin ölçülen kesim frekansı değerleri.

Yazılımlar		SOFTWARE 4		SOFTWARE 1-2		SOFTWARE 3		SOFTWARE 5	
Uygulanan Kesim Frekansları		Hesaplanan Kesim Frekansları							
f_c (%Nyq)	f_c (döngü/mm)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)
40	0,0413	0,0420	40,7	0,0552	53,4	0,0392	37,9	0,0436	42,2
50	0,0516	0,0519	50,2	0,0662	64,1	0,0528	51,1	0,0484	46,9
60	0,0619	0,0617	59,7	0,0701	67,9	0,0627	60,7	0,0566	54,8
70	0,0723	0,0717	69,4	0,0823	79,7	0,0744	72	0,0619	59,9
80	0,08264	0,0840	81,3	0,0917	88,8	0,0830	80,3	0,0703	68,1
90	0,09297	0,0925	89,5	0,0951	92,1	0,0918	88,9	0,0810	78,5

Çizelge 4.16 S3 sisteminin ölçülen kesim frekansı değerleri.

Yazılımlar		SOFTWARE 4		SOFTWARE 1-2		SOFTWARE 3		SOFTWARE 5	
Uygulanan Kesim Frekansları		Hesaplanan Kesim Frekansları							
f_c (%Nyq)	f_c (döngü/mm)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)
40	0,0417	0,0422	40,5	0,0568	54,5	0,0422	40,5	0,0413	39,6
50	0,0521	0,0520	49,9	0,0684	65,6	0,0519	49,8	0,0505	48,4
60	0,0626	0,0619	59,3	0,0719	68,9	0,0606	58,1	0,0576	55,2
70	0,0730	0,0739	70,9	0,0819	78,5	0,0724	69,4	0,0636	60,9
80	0,0834	0,0833	79,9	0,0861	82,6	0,0854	81,9	0,0704	67,5
90	0,0939	0,0934	89,5	0,0909	87,2	0,0926	88,8	0,0806	77,3

Çizelge 4.17 S4 sisteminin ölçülen kesim frekansı değerleri.

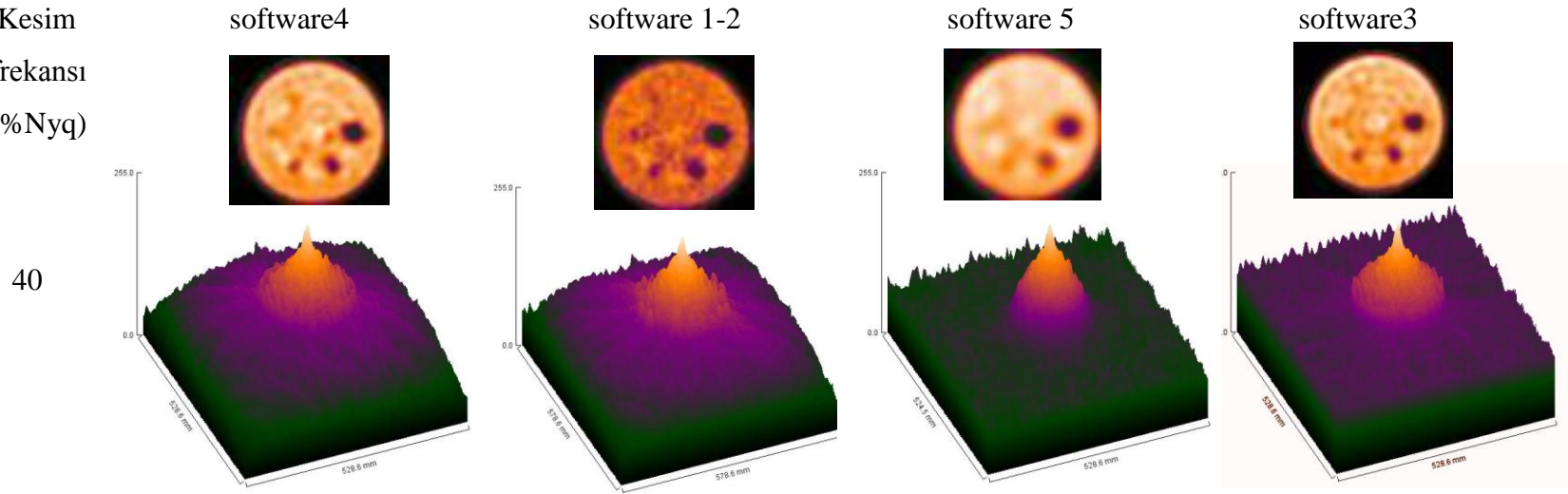
Yazılımlar		SOFTWARE 4		SOFTWARE 1-2		SOFTWARE 3		SOFTWARE 5	
Uygulanan Kesim Frekansları		Hesaplanan Kesim Frekansları							
f_c (%Nyq)	f_c (döngü/mm)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)
40	0,04842	0,04845	40	0,0620	50	0,0478	39,5	0,0473	39,1
50	0,06053	0,06031	49,8	0,0746	61,6	0,0610	50,4	0,0588	48,6
60	0,07263	0,0724	59,8	0,0847	70	0,0719	59,4	0,0682	56,3
70	0,08474	0,0841	69,5	0,0961	79,4	0,0862	71,2	0,0769	63,5
80	0,09685	0,0964	79,6	0,1042	86,1	0,0958	79,1	0,084	69,4
90	0,1089	0,1087	89,8	0,1098	91	0,1071	88,5	0,0952	78,6

Çizelge 4.18 S5 sisteminin ölçülen kesim frekansı değerleri.

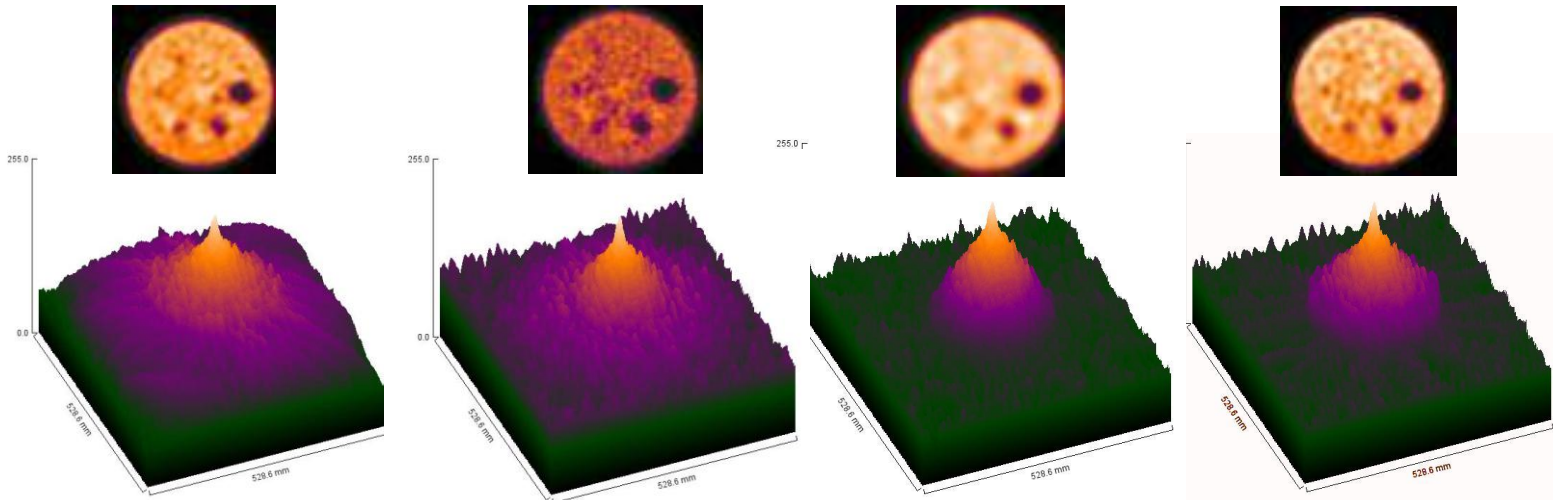
Yazılımlar		SOFTWARE 4		SOFTWARE 1-2		SOFTWARE 3		SOFTWARE 5	
Uygulanan Kesim Frekansları		Hesaplanan Kesim Frekansları							
f_c (%Nyq)	f_c (döngü/mm)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)	f_c (döngü/mm)	f_c (% karşılığı)
40	0,0429	0,0420	39,2	0,0588	54,9	0,0422	39,4	0,0404	37,7
50	0,0536	0,0532	49,6	0,0735	68,6	0,0541	50,5	0,0504	47
60	0,0643	0,0637	59,4	0,0834	77,8	0,0646	60,3	0,0588	54,9
70	0,0750	0,0737	70,6	0,0877	81,9	0,0736	68,7	0,0673	62,8
80	0,0858	0,0854	79,7	0,0961	89,6	0,0858	80	0,0728	67,9
90	0,0965	0,0971	90,6	0,0102	95,1	0,0959	89,5	0,0833	77,7

Örnek olarak SPECT4 sisteminde alınan görüntüleri diğer sistemlerde uygulanan farklı kesim frekansları ve Fourier dönüşümleri:

Kesim
frekansı
(%Nyq)



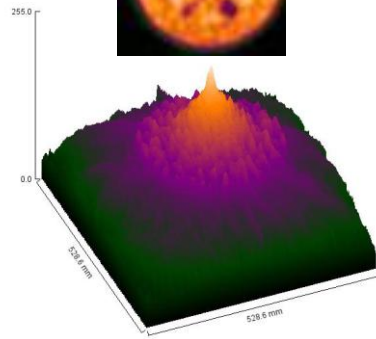
50



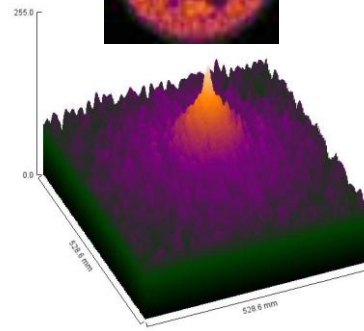
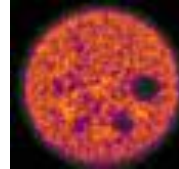
Kesim
frekansı
%(Nyq)

60

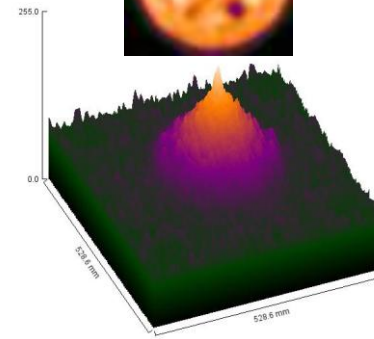
software4



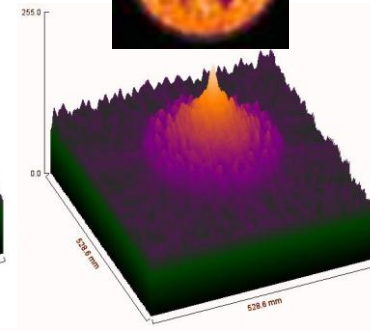
software 1-2



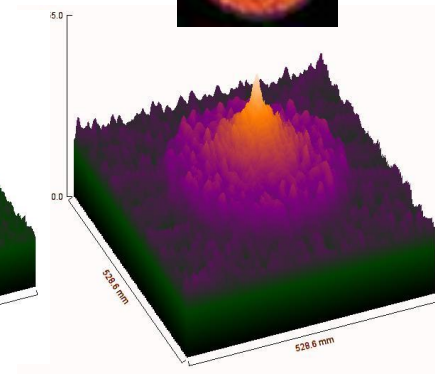
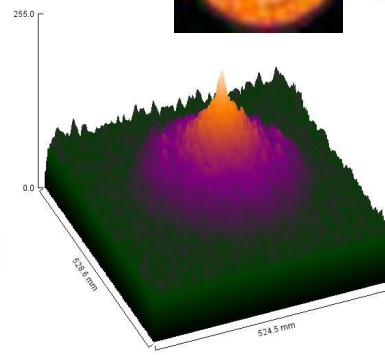
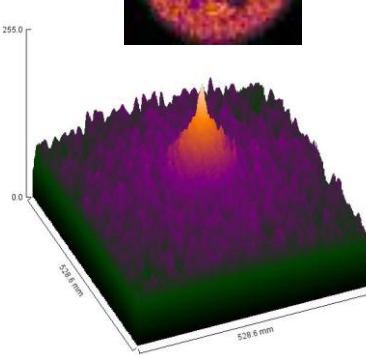
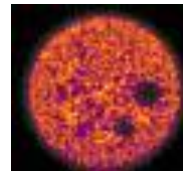
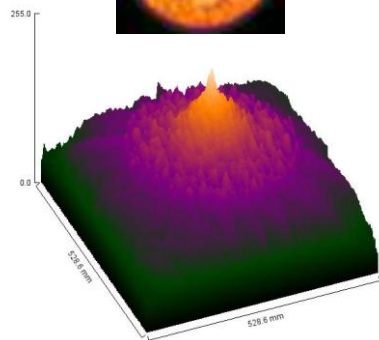
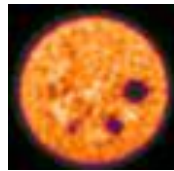
software 5



software3



70



Kesim
frekansı
%(Nyq)

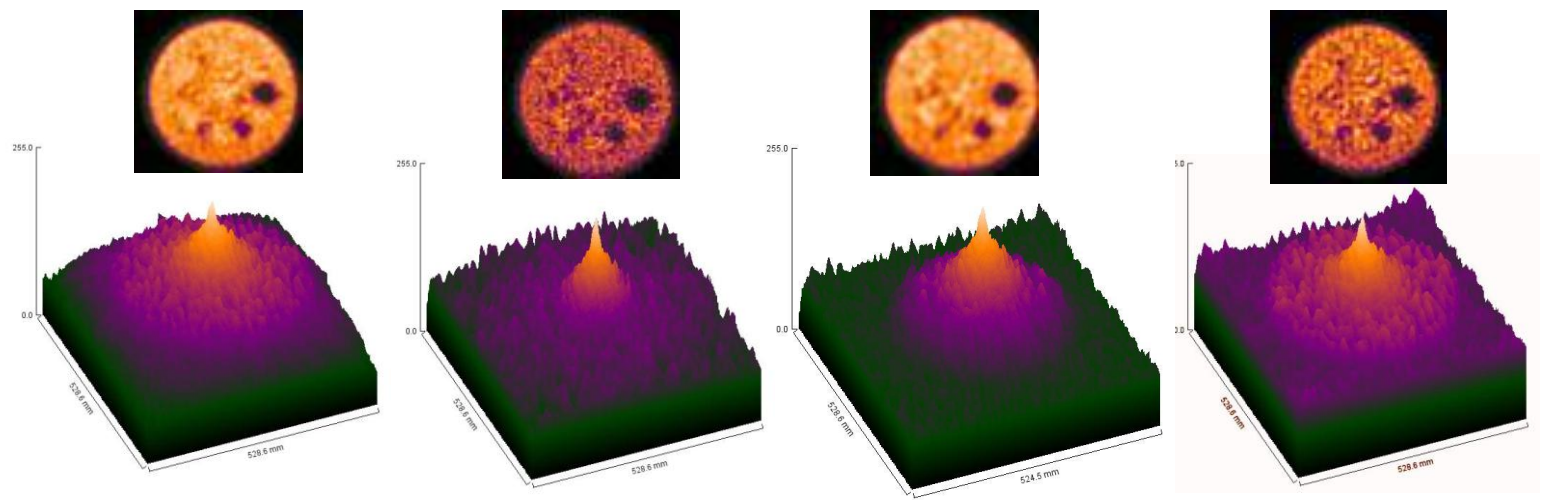
software4

software 1-2

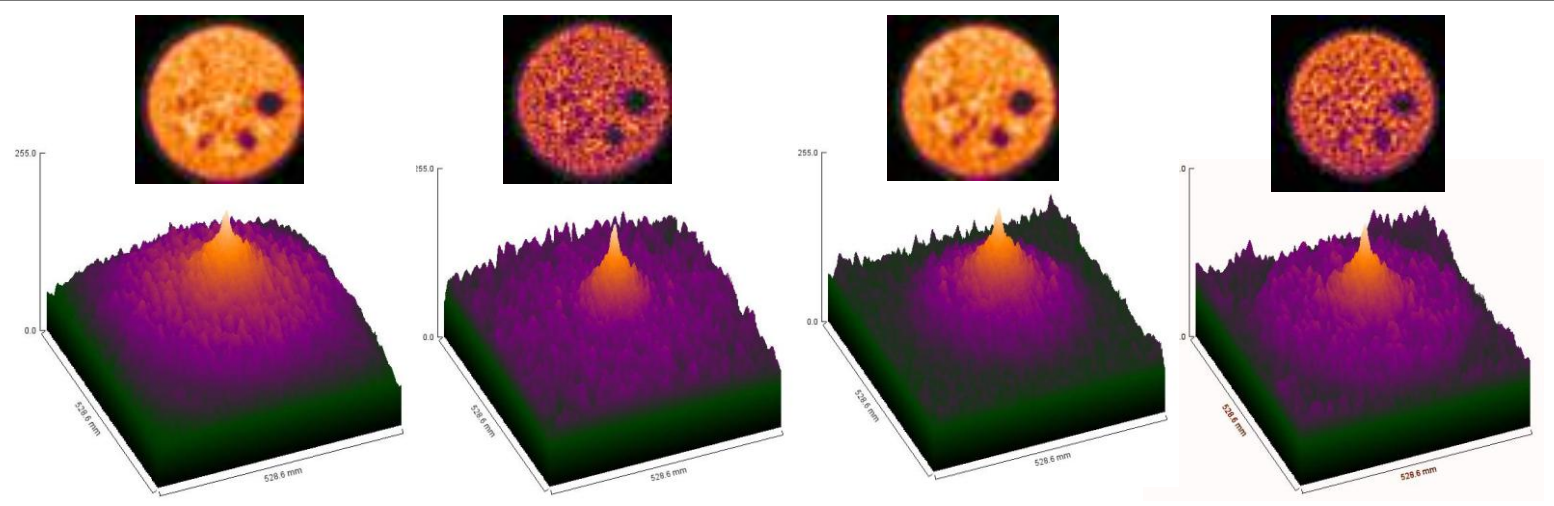
software 5

software3

80



90



Tüm yazılımların uygulanan kesim frekans değerleri ile frekans ortamında ImageJ’ de hesaplanan kesim frekanslardan olan farkları her sistemde alınan görüntüler için ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Çizelge 4.19 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE4 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farklar.

Görüntü Toplanan Sistem	S4	S1	S3	S2	S5
$f_c(\%Nyq)$	%fark				
40	0	0	1,25	1,75	-2
50	-0,4	-0,8	-0,2	0,4	-0,8
60	-0,33	0	-1,17	-0,5	-1
70	-0,71	1,43	1,29	-0,86	0,86
80	-0,5	0,75	-0,13	1,63	-0,37
90	-0,22	0,44	-0,55	-0,55	-0,66

Çizelge 4.20 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE 1-2 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farklar.

Görüntü Toplanan Sistem	S4	S1	S3	S2	S5
$f_c(\%Nyq)$	%fark				
40	25	25,75	36,25	33,5	37,25
50	23,2	21,2	31,2	28,2	37,2
60	16,7	14,17	14,83	13,17	29,66
70	13,4	10,86	12,14	13,85	17
80	7,6	-12,5	3,25	11	12
90	1,1	-8,89	-3,1	2,33	5,66

Çizelge 4.21 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE3 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farklar.

Görüntü Toplanan Sistem	S4	S1	S3	S2	S5
$f_c(\%Nyq)$	%fark				
40	-1,25	8,75	1,25	-5,25	-1,5
50	0,8	7,8	-0,4	2,2	1
60	-1	4	-3,17	1,17	0,5
70	1,71	6,14	-0,86	2,86	-1,86
80	-1,12	2,62	2,37	-0,37	0
90	-1,67	5,11	-1,33	-1,22	-0,56

Çizelge 4.22 Farklı sistemlerde toplanan görüntülerin SOFTWARE5 yazılımı ile elde edilen kesim frekansı değerlerinin uygulanan kesim frekansı değerinden olan farklar.

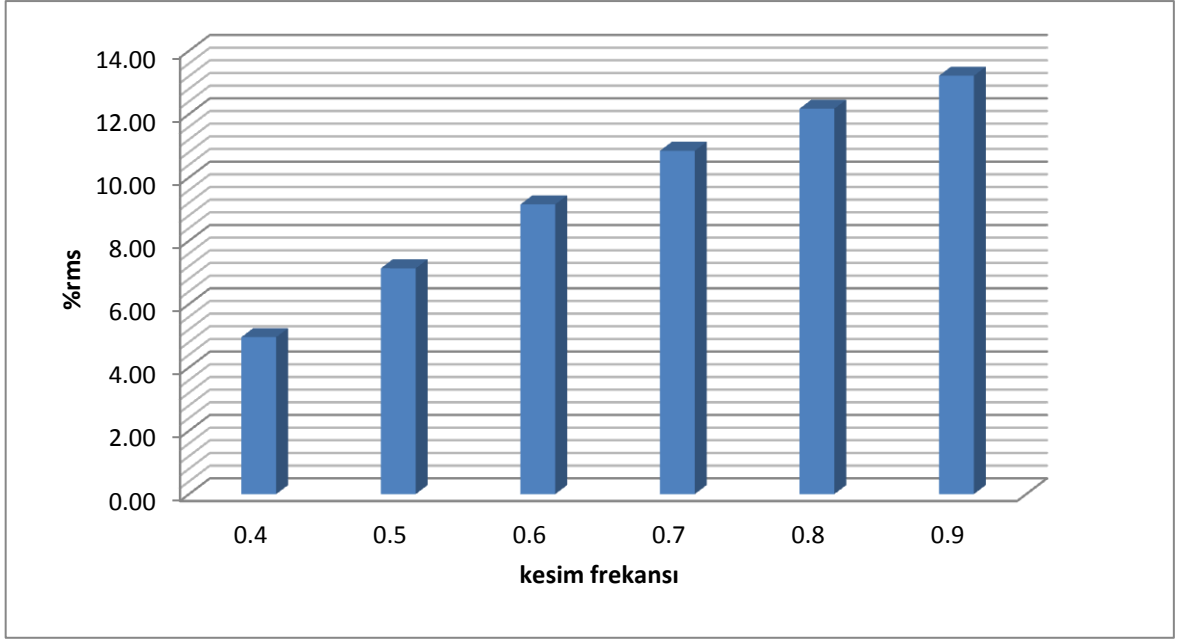
Görüntü Toplanan Sistem	S4	S1	S3	S2	S5
$f_c(\%Nyq)$	%fark				
40	-2,25	-9	-1	5,5	-5,75
50	-2,8	-6,2	-3,2	-6,2	-6
60	-6,17	-6,17	-8	-8,67	-8,5
70	-9,29	-15,71	-13	-14,42	-10,28
80	-13,25	-13,12	-15,63	-14,88	-15,12
90	-12,67	-11,44	-14,11	-12,78	-13,67

Filtre Geriye Projeksiyon Tekniği İle Alınan Sonuçlar

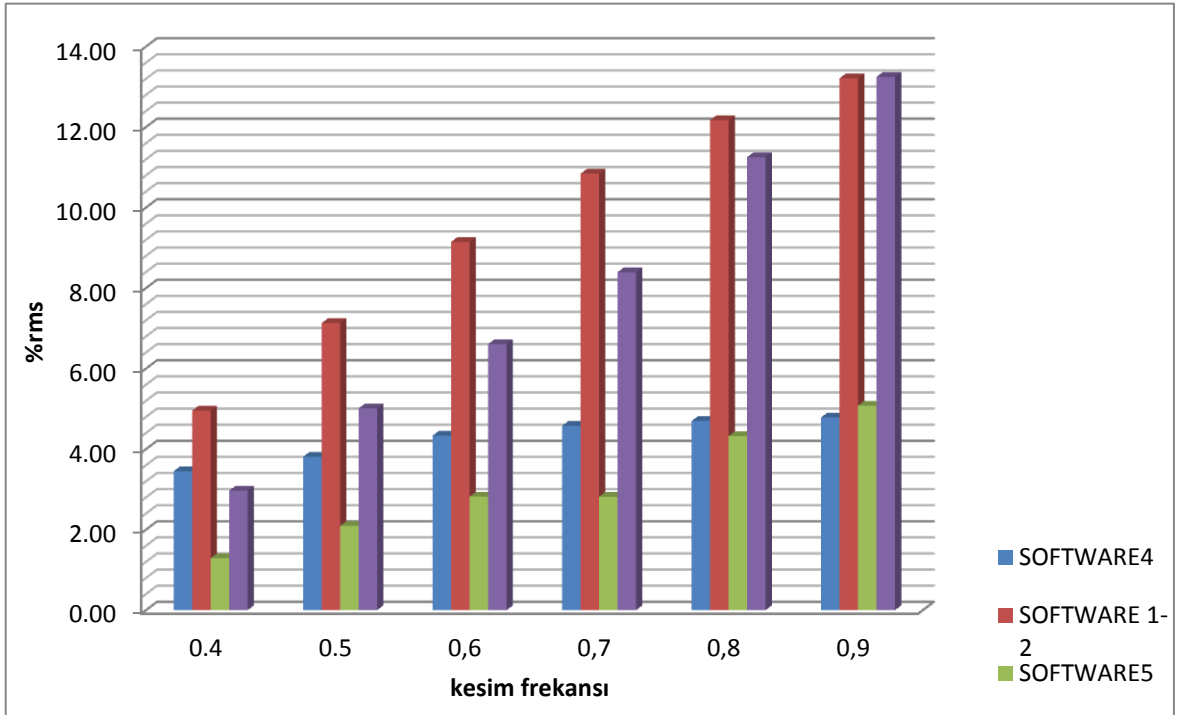
Gürültü Hesabı

Çizelge 4.23 S1 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

	Software4		Software 1-2		Software5		Software3	
	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile
f_c	%rms							
0,4	3,12	3,45	5,11	4,96	2,00	1,29	2,70	2,97
0,5	4,03	3,81	7,27	7,13	2,74	2,09	4,96	5,01
0,6	4,52	4,34	9,27	9,15	3,41	2,82	6,44	6,61
0,7	4,79	4,58	10,95	10,84	4,08	2,82	8,33	8,40
0,8	4,84	4,70	12,27	12,17	4,72	4,32	11,08	11,25
0,9	4,91	4,79	13,29	13,21	5,42	5,08	13,01	13,25



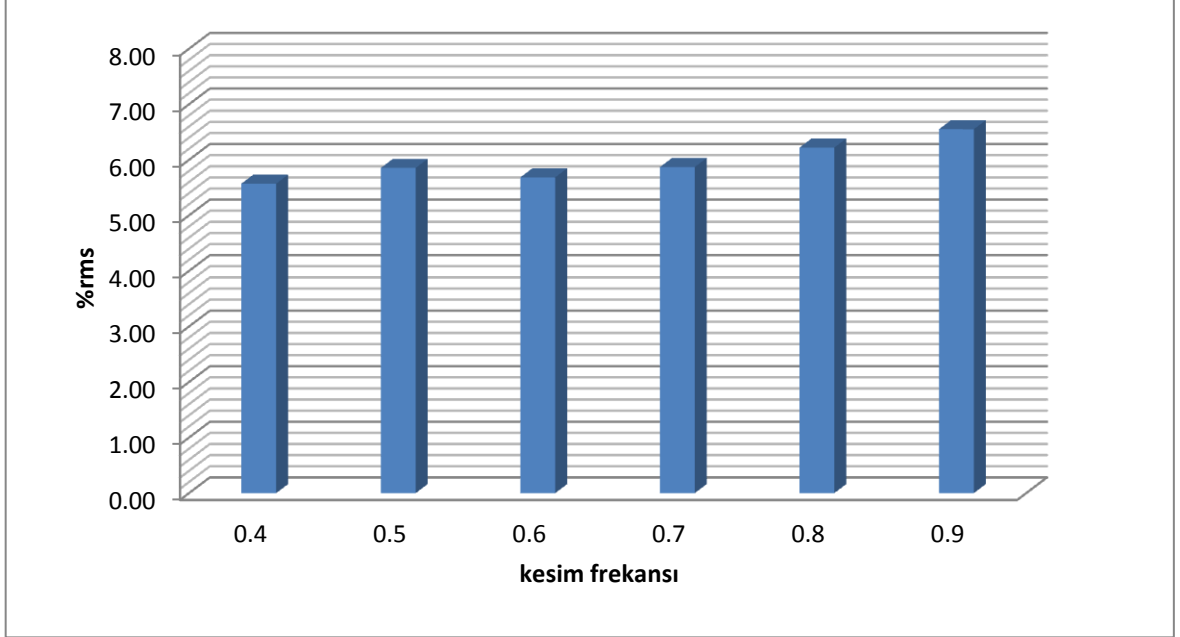
Şekil 4.12 S1 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.



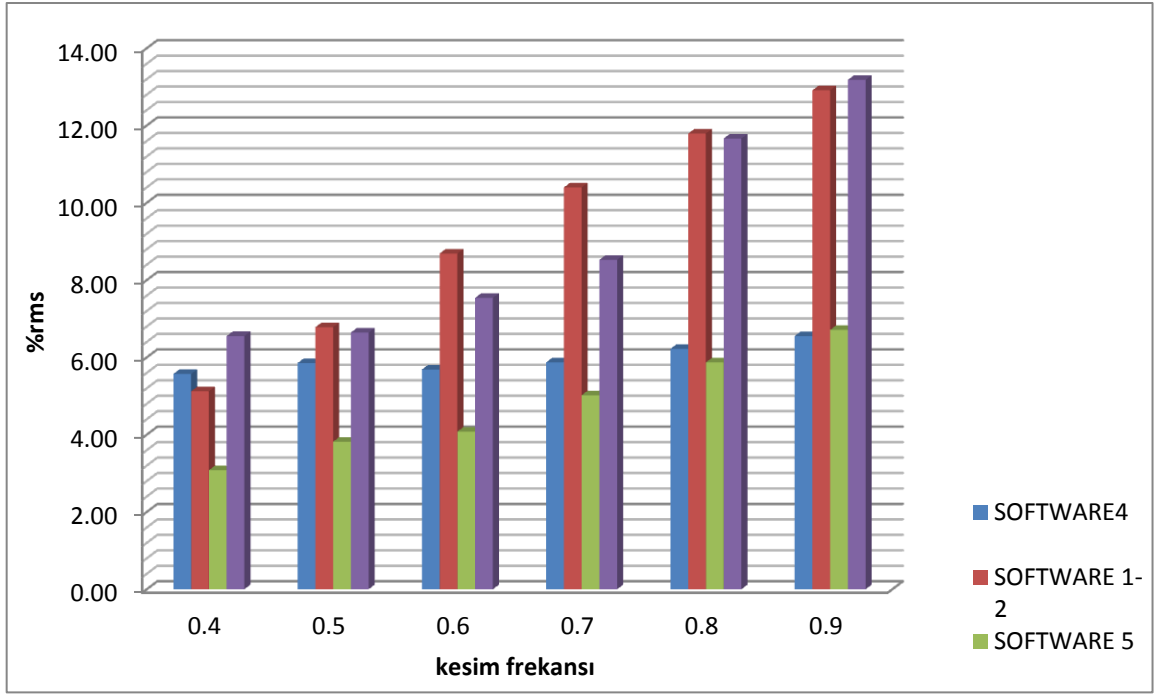
Şekil 4.13 S1 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

Çizelge 4.24 S4 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

	Software4		Software 1-2		Software5		Software3	
	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile	Azalm Düzeltmesiz	Azalm Düzeltmesi ile
$f_c(\%)$	%rms							
40	5,66	5,57	3,62	4,27	2,23	3,08	5,63	6,34
50	5,83	5,85	4,29	4,89	4,76	3,82	6,01	6,64
60	5,96	5,99	4,71	5,08	4,07	4,76	7	7,5
70	6,12	6,54	6,07	6,53	5,02	5,56	7,12	8,52
80	6,37	6,75	7,29	7,69	5,86	6,40	11,34	11,66
90	6,11	6,55	8,51	8,87	6,71	7,23	12,89	13,18



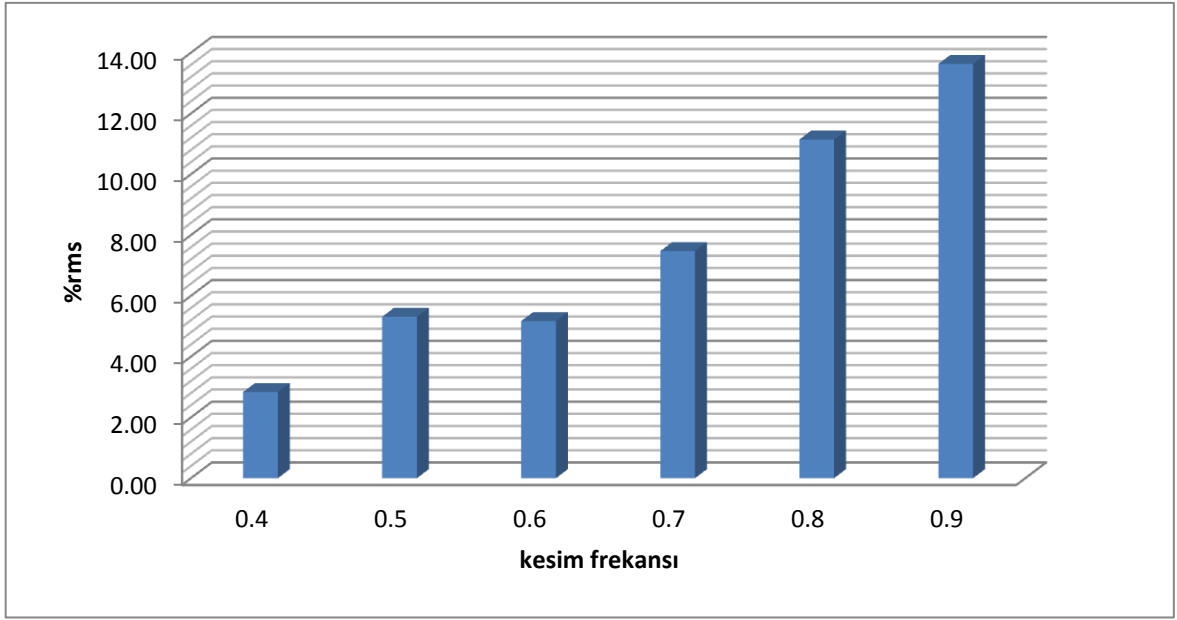
Şekil 4.14 S4 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.



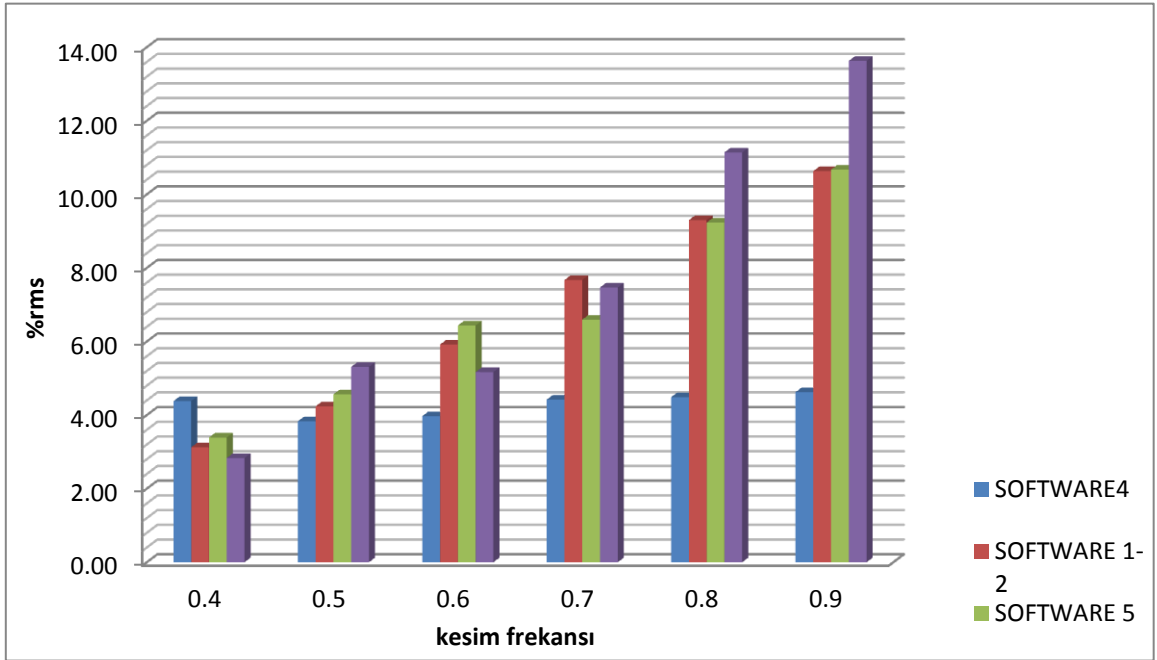
Şekil 4.15 S4 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

Çizelge 4.25 S3 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

	Software4		Software 1-2		Software5		Software3	
	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
$f_c(\%)$	%rms							
40	3,04	3,45	3,31	2,63	4,48	4,08	2,89	2,29
50	3,99	3,33	3,73	3,29	5,53	4,82	5,48	4,51
60	4,02	3,42	4,70	4,33	5,99	5,96	4,99	4,31
70	4,22	3,71	5,99	5,35	6,75	6,43	6,25	5,68
80	4,34	3,89	6,57	6,32	6,85	6,88	8,29	7,93
90	4,39	4,01	7,33	7,12	7,31	6,92	9,15	8,86



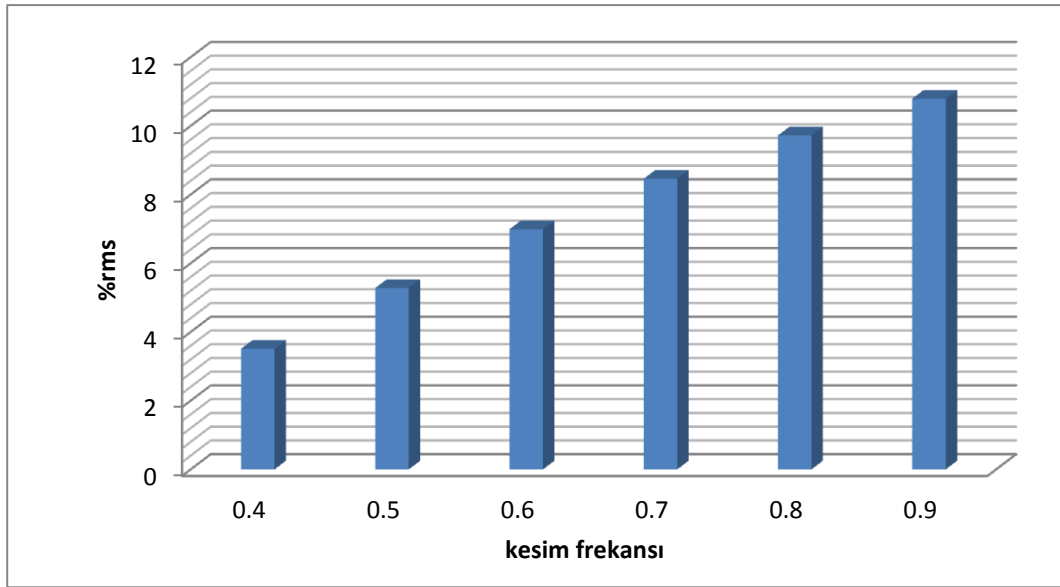
Şekil 4.16 S3 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.



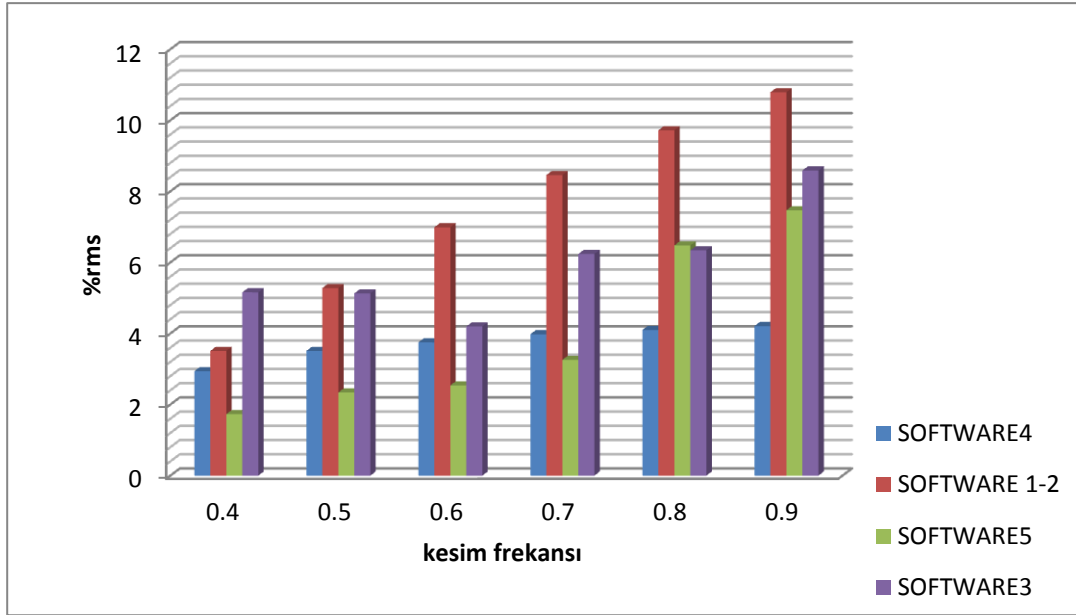
Şekil 4.17 S3 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

Çizelge 4.26 S2 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

	Software4		Software 1-2		Software5		Software3	
	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
$f_c(\%)$	%rms							
40	3,05	2,94	3,74	3,51	2,54	1,73	5,79	5,16
50	4,03	3,51	5,72	5,28	3,03	2,34	5,72	5,13
60	4,44	3,75	7,33	6,99	3,53	2,54	4,62	4,20
70	4,47	3,98	8,74	8,46	4,12	3,26	6,39	6,24
80	4,50	4,10	9,96	9,72	6,87	6,48	6,38	6,34
90	4,79	4,21	11	10,79	7,83	7,47	8,67	8,59



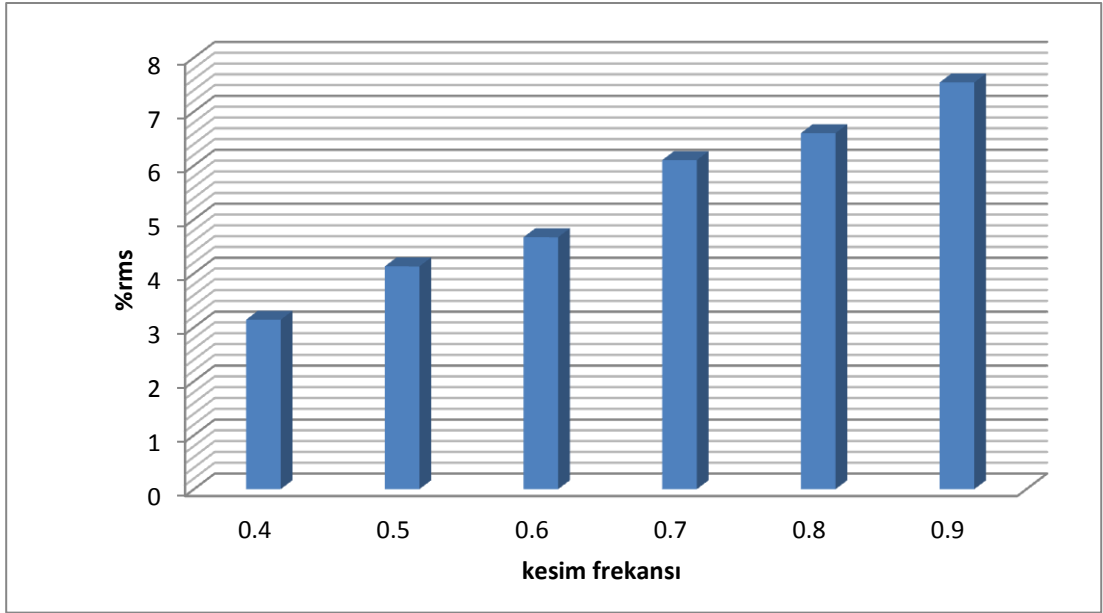
Şekil 4.18 S2 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.



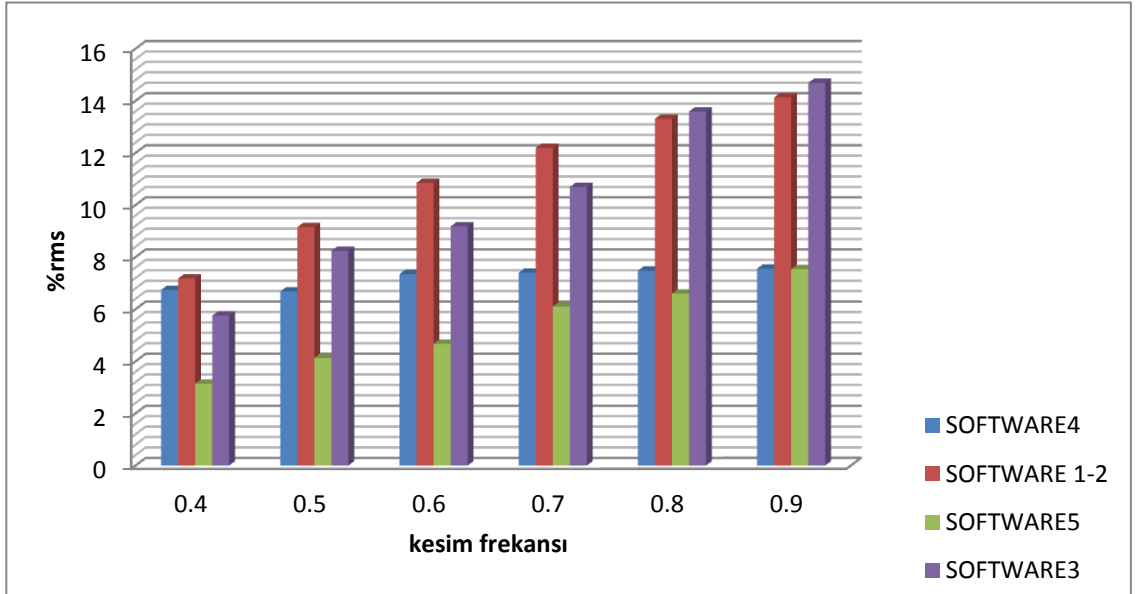
Şekil 4.19 S2 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

Çizelge 4.27 S5 sisteminde alınan görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

	INTXP		XELERIS		PEGASYS		ESOFT	
	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile	Azalım Düzeltmesiz	Azalım Düzeltmesi ile
$f_c(\%)$	%rms							
40	7,14	6,74	7,56	7,18	3,29	3,14	9,21	5,75
50	7,35	6,68	9,43	9,15	4,32	4,13	8,72	8,24
60	7,67	7,35	11,05	10,85	5,32	4,67	9,52	9,18
70	7,84	7,4	12,38	12,19	6,29	6,10	10,95	10,69
80	8,13	7,48	13,44	13,31	7,17	6,60	13,81	13,59
90	8,07	7,56	14,26	14,13	8,08	7,54	14,94	14,69



Şekil 4.20 S5 sisteminde alınan görüntünün bu sistemde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.



Şekil 4.21 S5 sisteminde alınan azalım düzeltmesi yapılmış görüntünün tüm sistemlerde işlenmesi ile elde edilen gürültü değerleri.

Çizelge 4.28 Azalım düzeltmesi yapılmayan görüntülerde $f_c=0,7f_n$ kesim frekansında kontrast ve gürültü.

Sistem yazılımı	S1/S2		S3		S4		S5	
	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms
S1	53.93	3.4	64.73	3.31	54.94	3.54	52	3.2
S2	67.24	3	72.95	3.01	61.25	3.21	60.17	2.92
S3	69.26	3.02	83.09	2.97	65.68	3.09	95.2	3.86
S4	58.2	4	62.94	3.85	58.62	4.15	65.33	3.85
S5	34.27	3.35	41.64	3.24	34.25	3.2	34.85	3.02

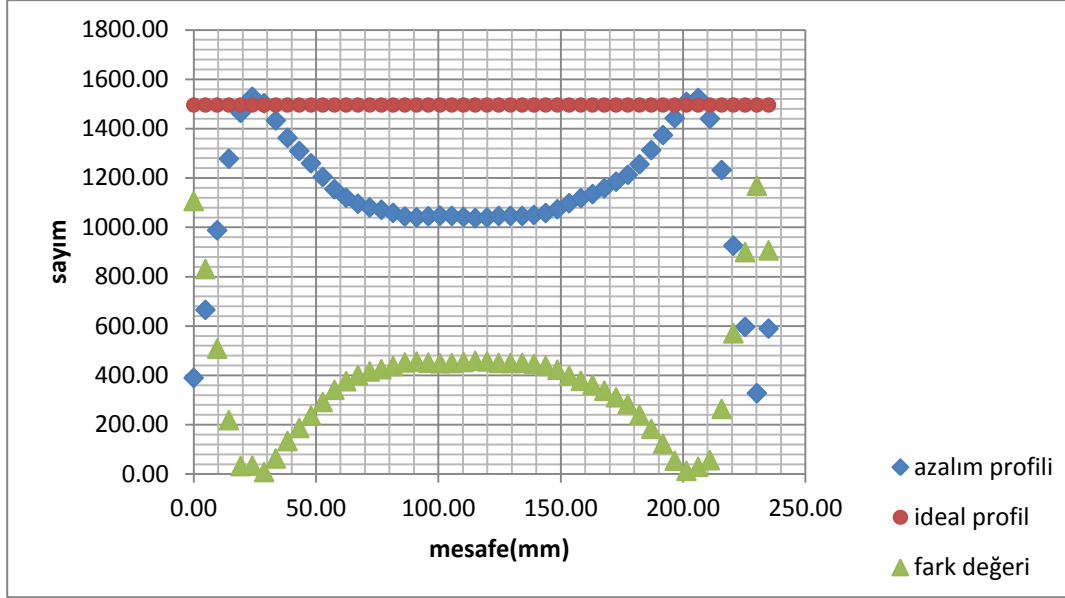
Çizelge 4.29 Azalım düzeltmesi yapılan görüntülerde $f_c=0,7f_n$ kesim frekansında kontrast ve gürültü.

Sistem yazılımı	S1/S2		S3		S4		S5	
	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms	%kontrast	%rms
S1	62.42	1.7	68.99	1.72	62.23	1.89	55.4	1.74
S2	71.82	1.57	69.62	1.88	68.47	1.79	65.62	1.6
S3	73.99	1.57	83.07	1.57	71.2	1.73	96.25	2.13
S4	64.92	2.09	68.87	2.02	59.87	2.21	71.02	2.03
S5	43.61	1.69	49.74	1.66	44.59	1.69	45.75	1.66

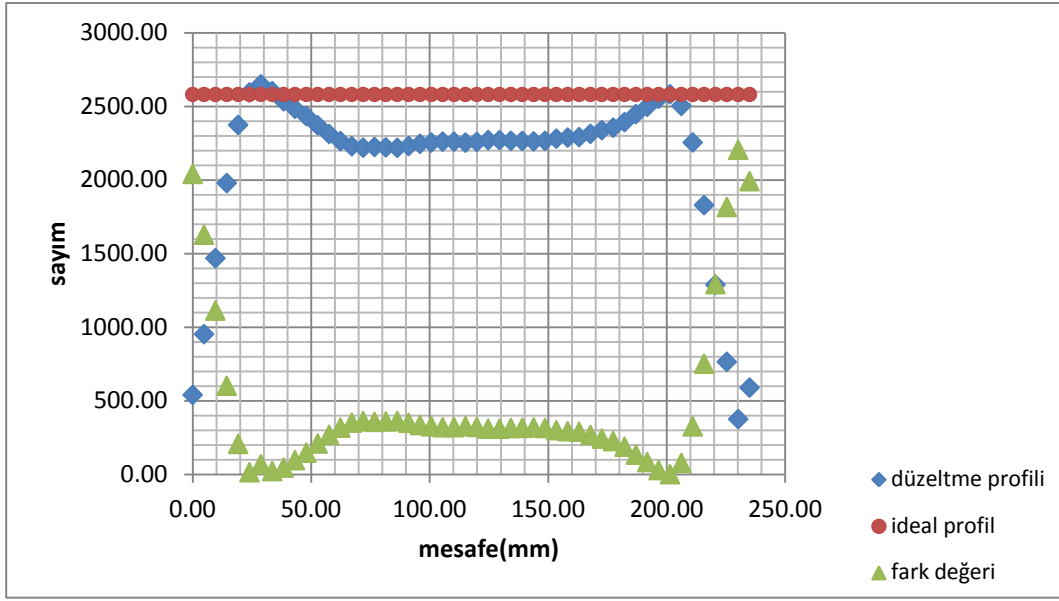
Foton Azalım Katsayısının Doğruluğunun Test Edilmesi

Çalışmanın bu aşamasında sistemlerin foton azalım katsayısı μ değerinin doğruluğu kontrol edilmiştir.

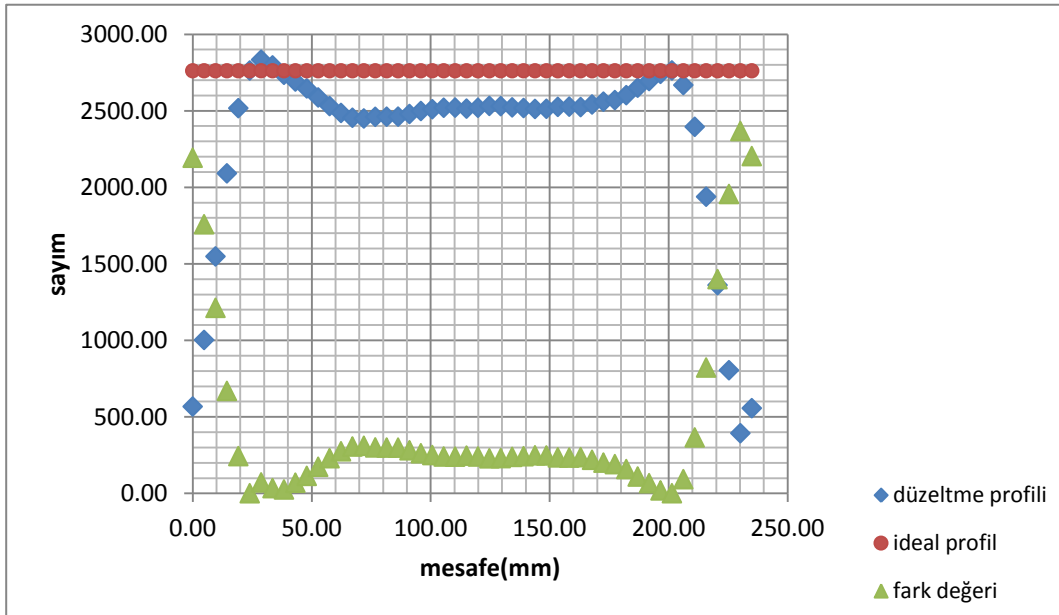
SOFTWARE4 yazılımında uygulanan farklı μ değerlerine ait grafikler:



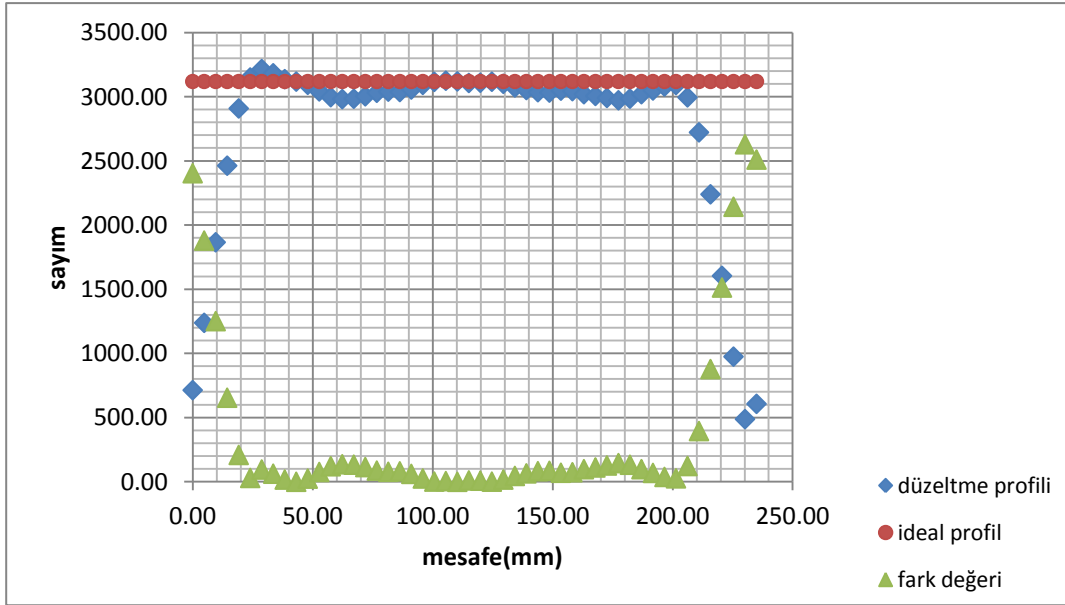
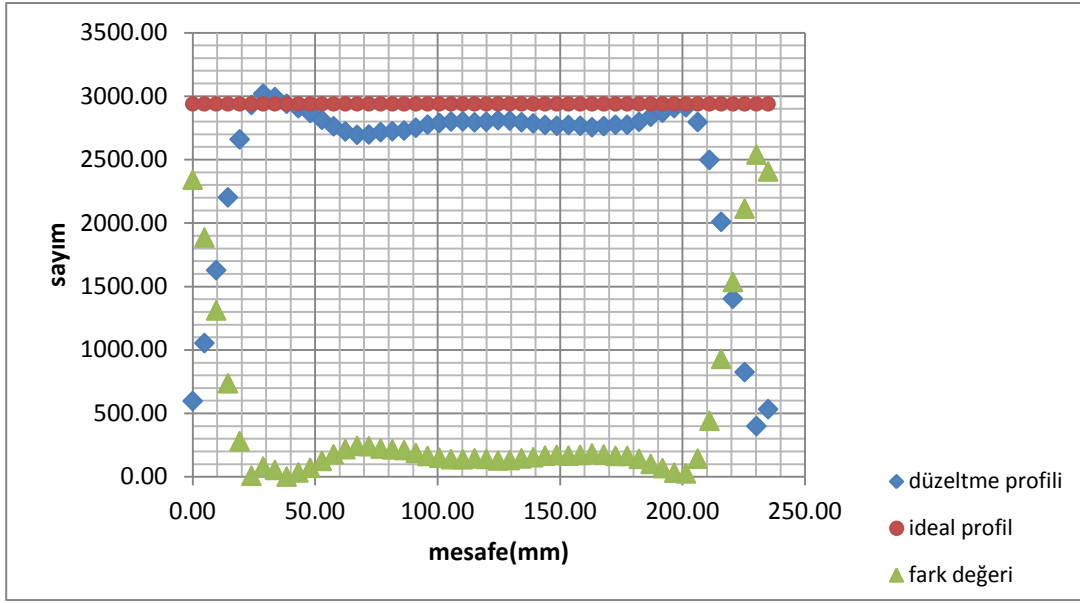
Şekil 4.22 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum.

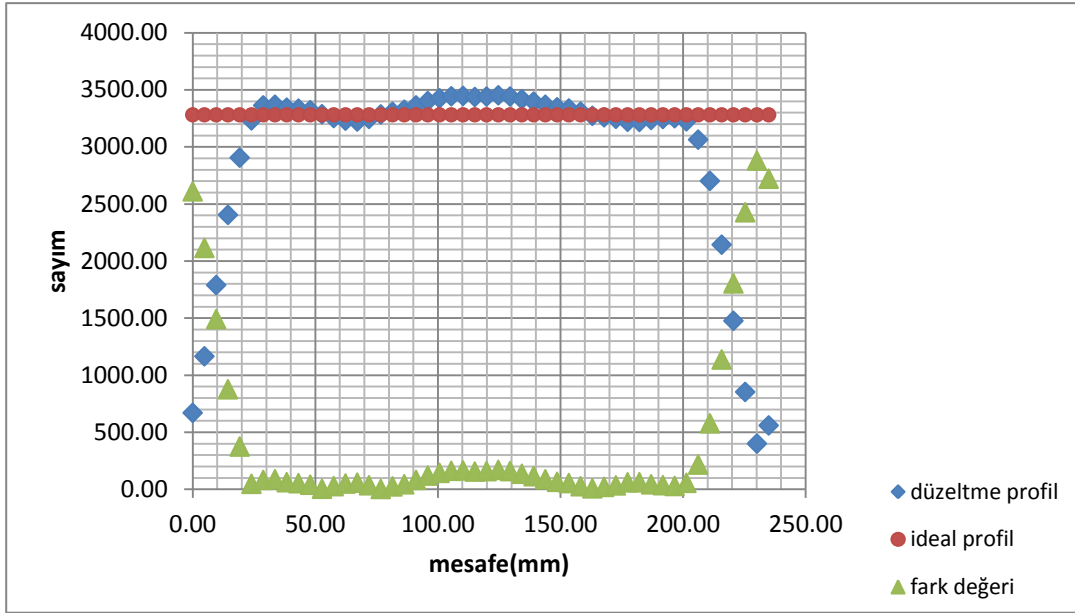


Şekil 4.23 0,07μ değerinde yapılan düzeltme.

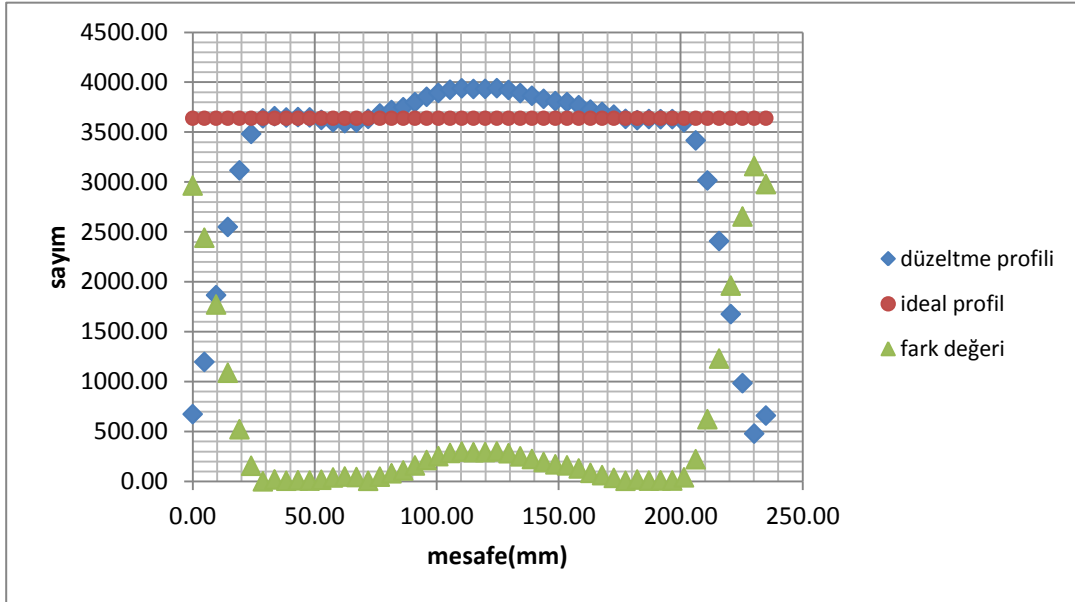


Şekil 4.24 0,08μ değerinde yapılan düzeltme.

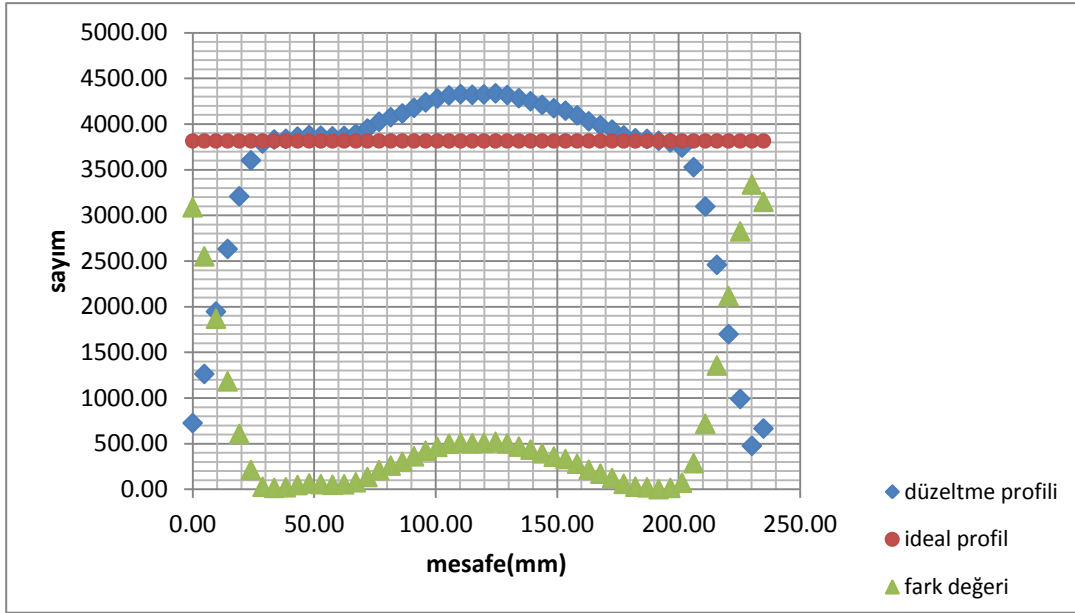




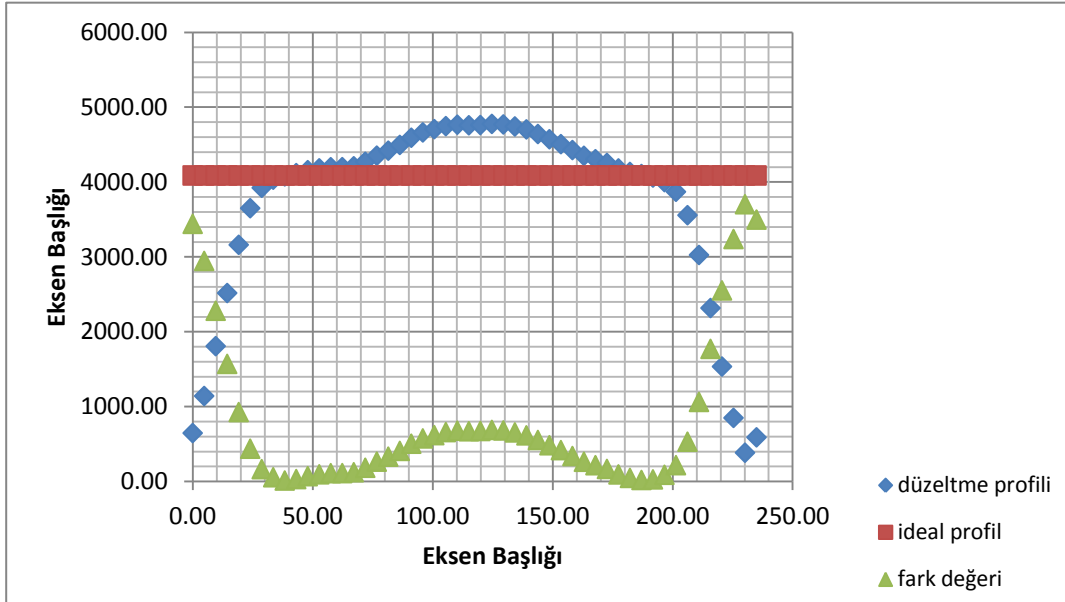
Şekil 4.27 0,11µ değerinde yapılan düzeltme.



Şekil 4.28 0,12µ değerinde yapılan düzeltme.

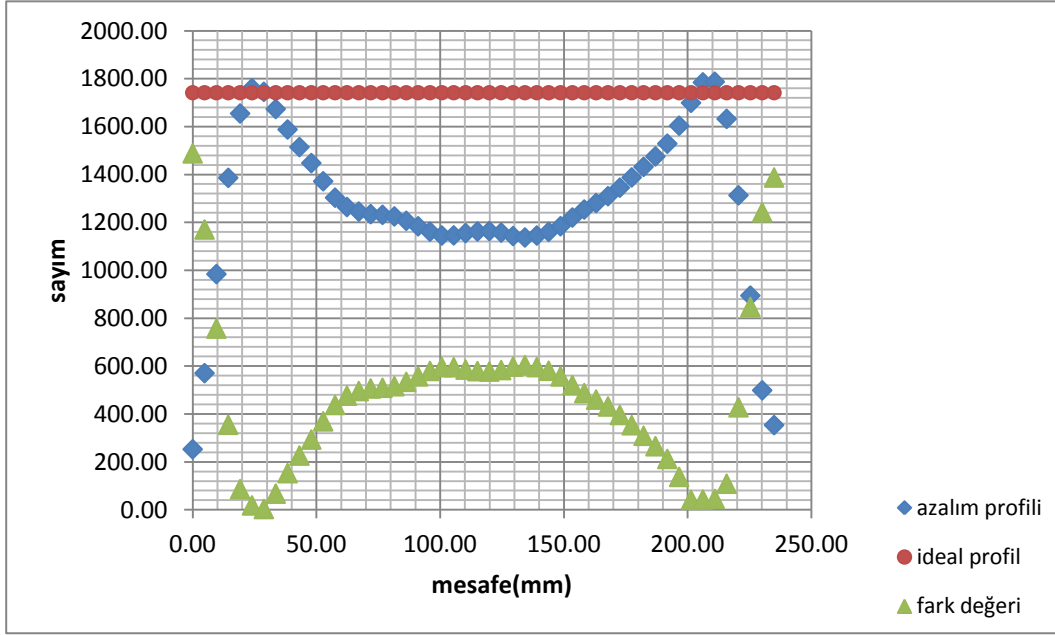


Şekil 4.29 0,13µ değerinde yapılan düzeltme.

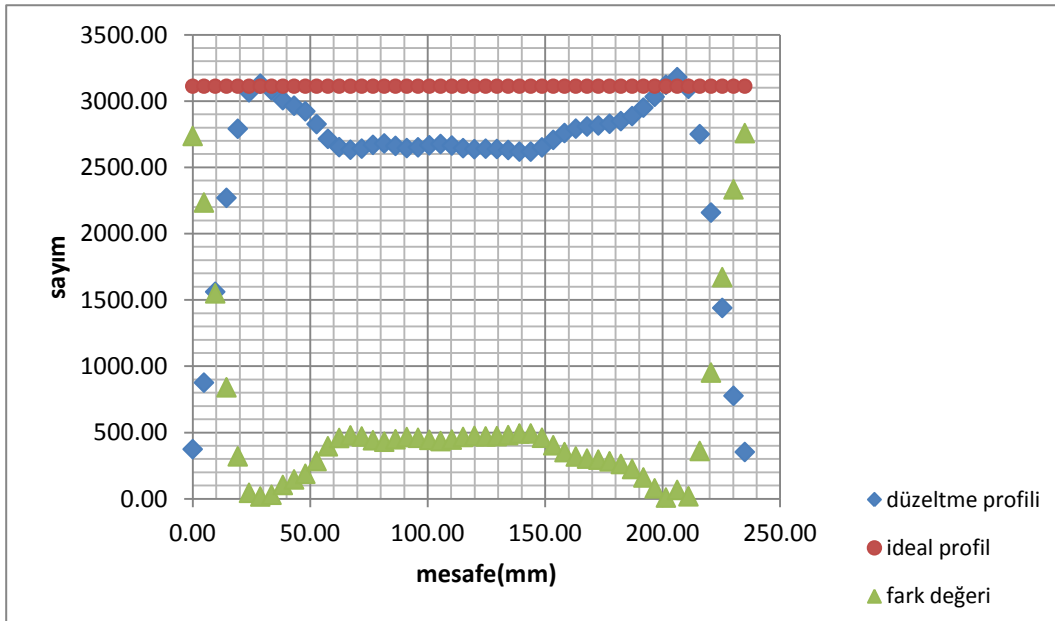


Şekil 4.30 0,14µ değerinde yapılan düzeltme.

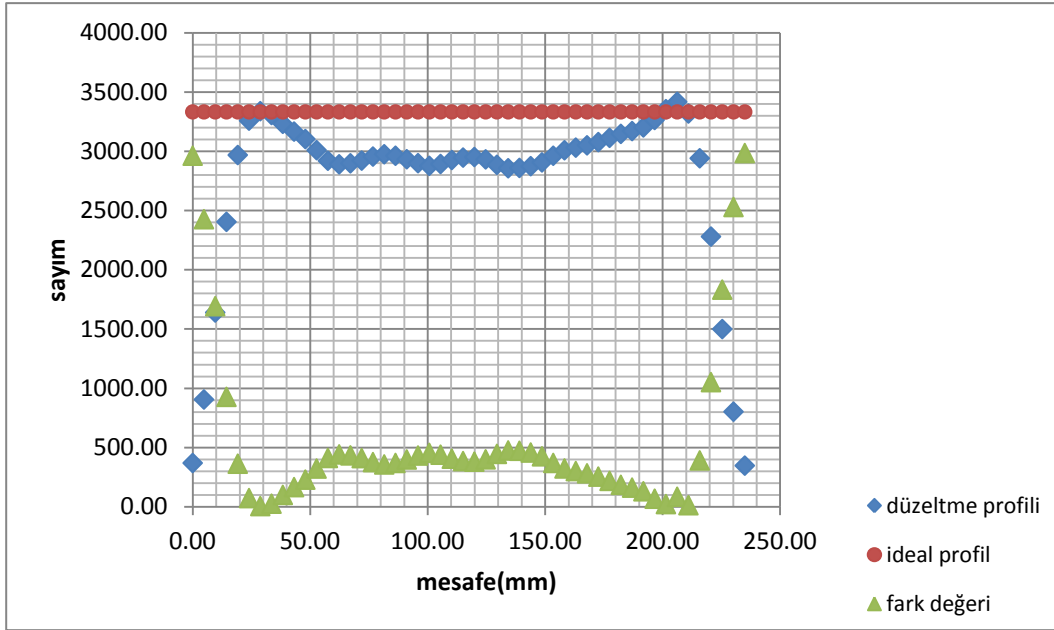
SOFTWARE3 yazılımında uygulanan farklı μ değerlerine ait grafikler:



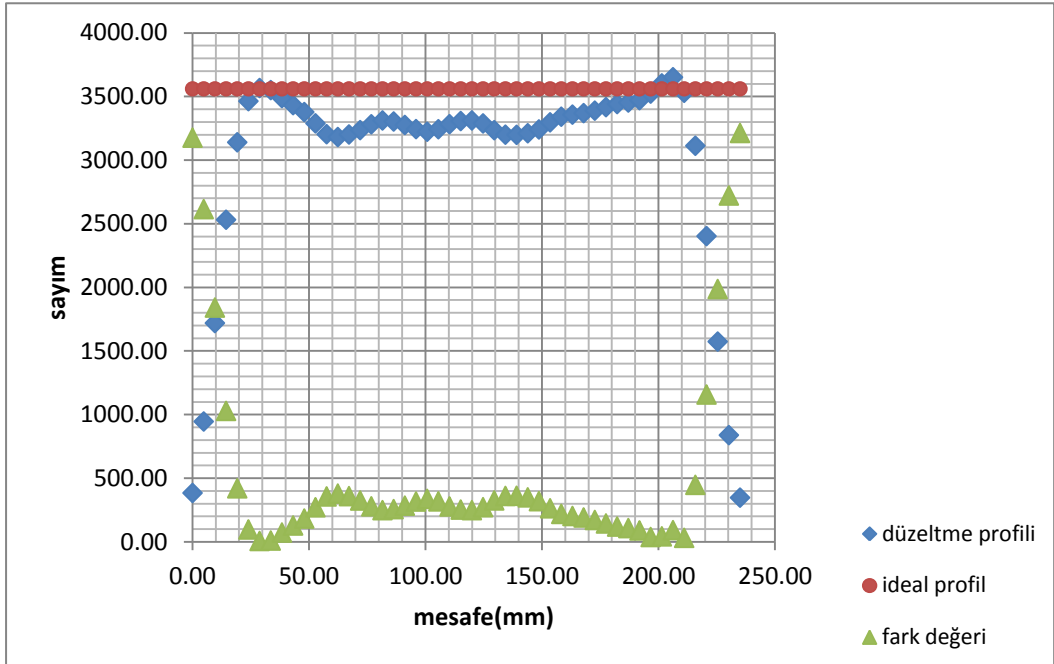
Şekil 4.31 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum(S3).



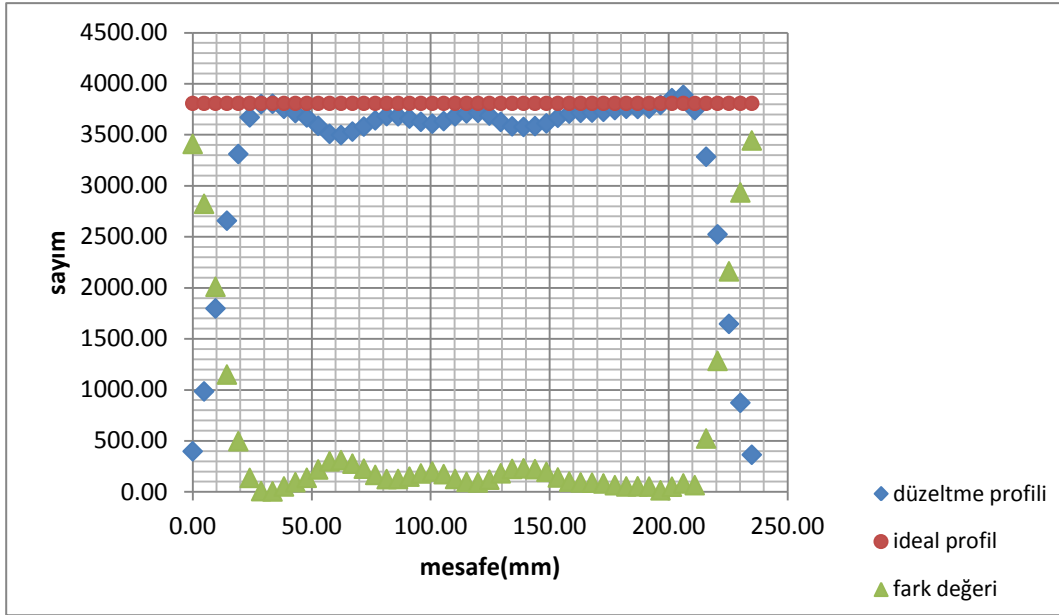
Şekil 4.32 0,07 μ değerinde yapılan düzeltme(S3).



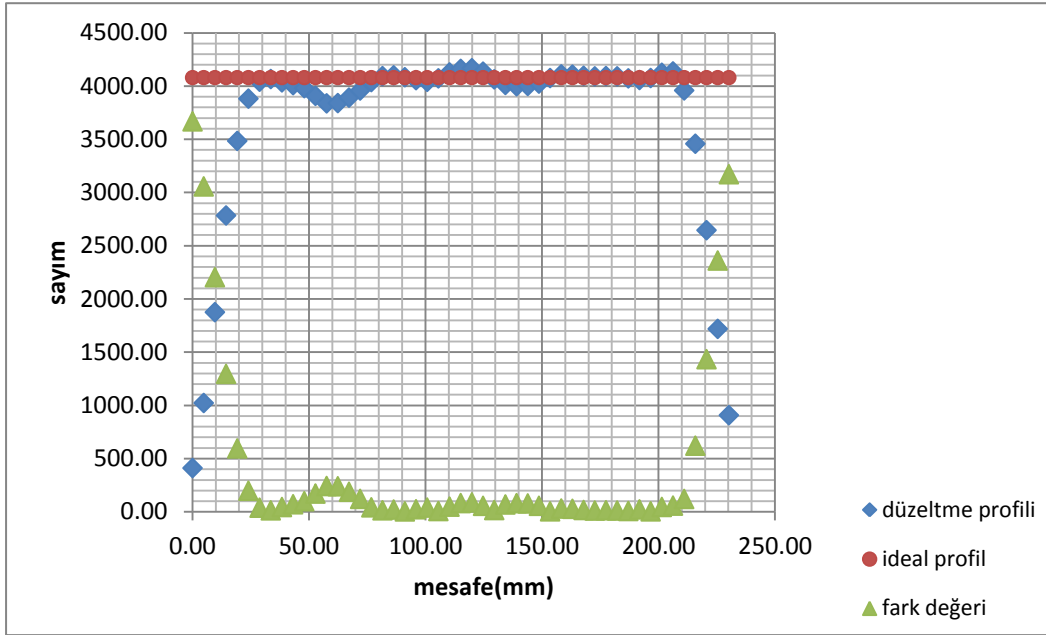
Şekil 4.33 0,08μ değerinde yapılan düzeltme(S3).



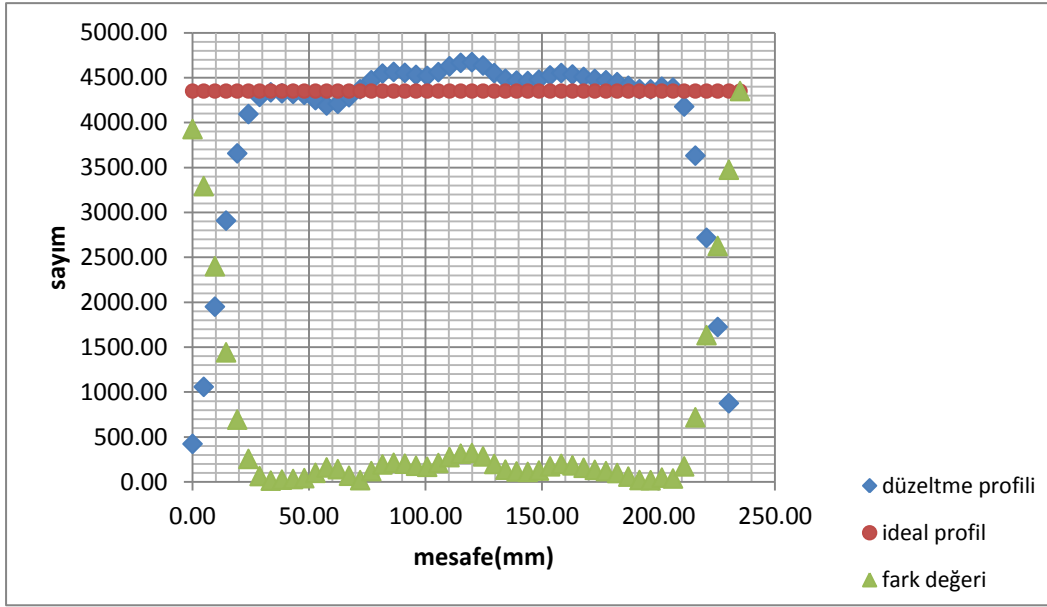
Şekil 4.34 0,09μ değerinde yapılan düzeltme(S3)



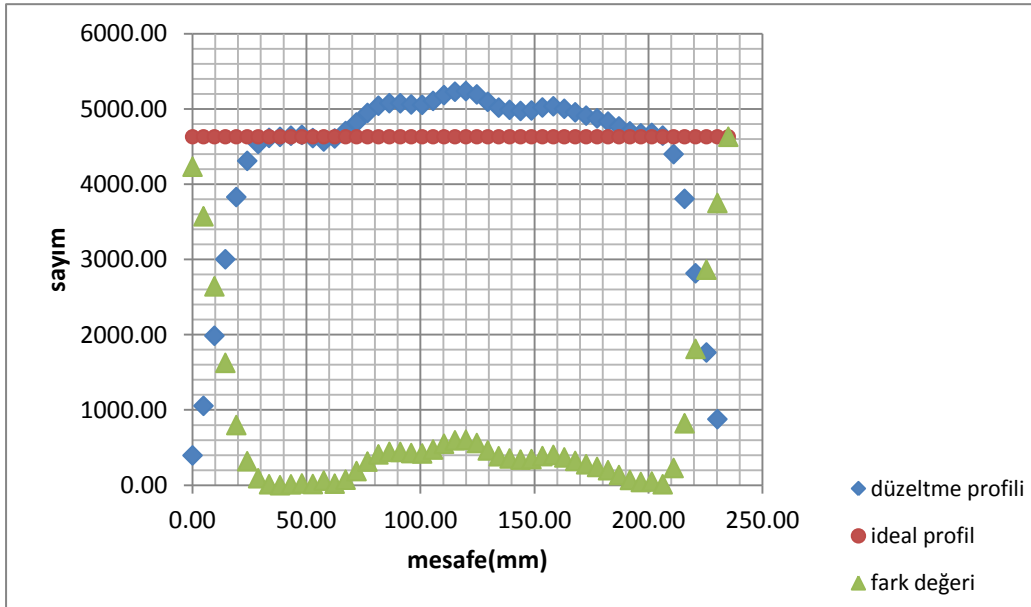
Şekil 4.35 0,10μ değerinde yapılan düzeltme(S3)



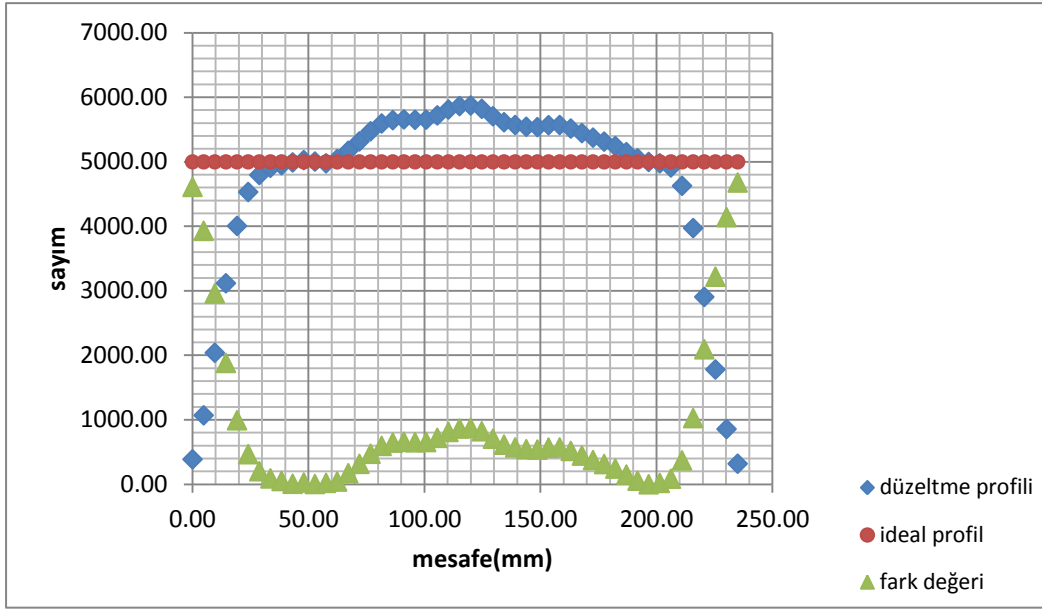
Şekil 4.36 0,11μ değerinde yapılan düzeltme(S3).



Şekil 4.37 0,12μ değerinde yapılan düzeltme. (S3)

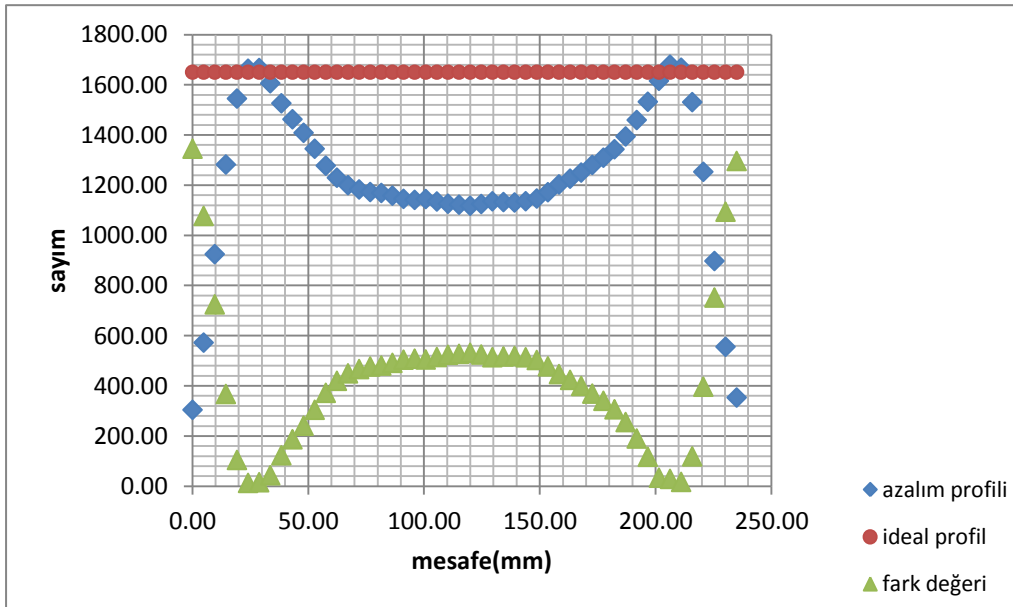


Şekil 4.38 0,13μ değerinde yapılan düzeltme(S3)

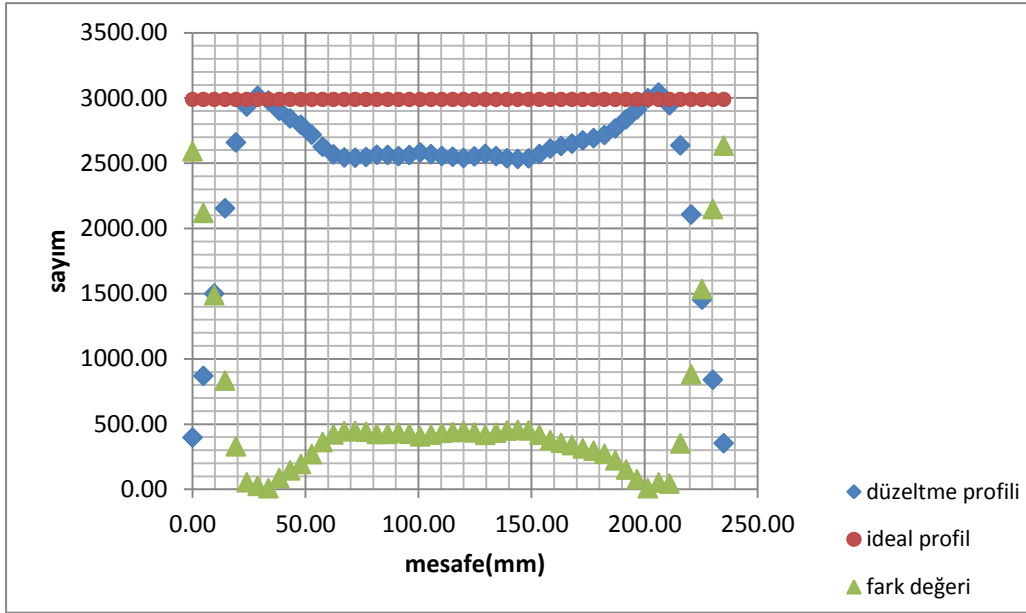


Şekil 4.39 0,14 μ değerinde yapılan düzeltme(S3)

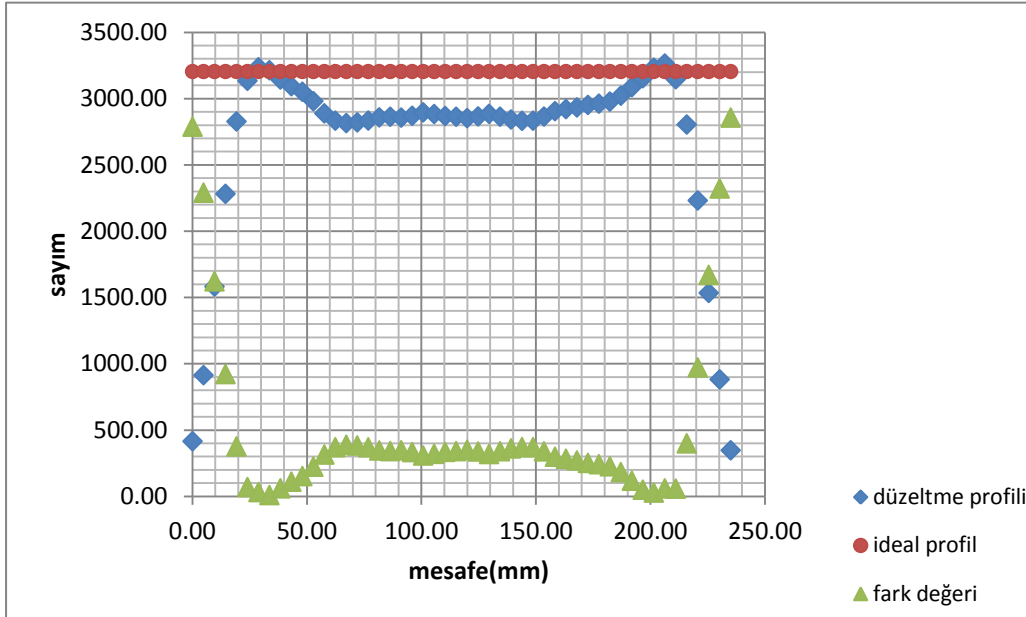
SOFTWARE 1-2 yazılımında uygulanan farklı μ değerlerine ait grafikler:



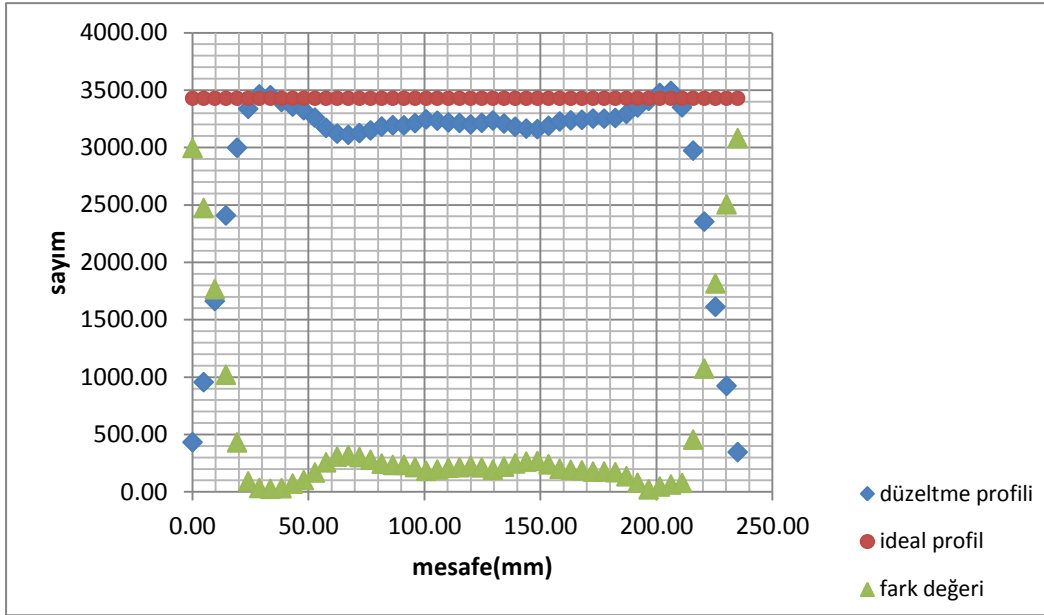
Şekil 4.40 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum.



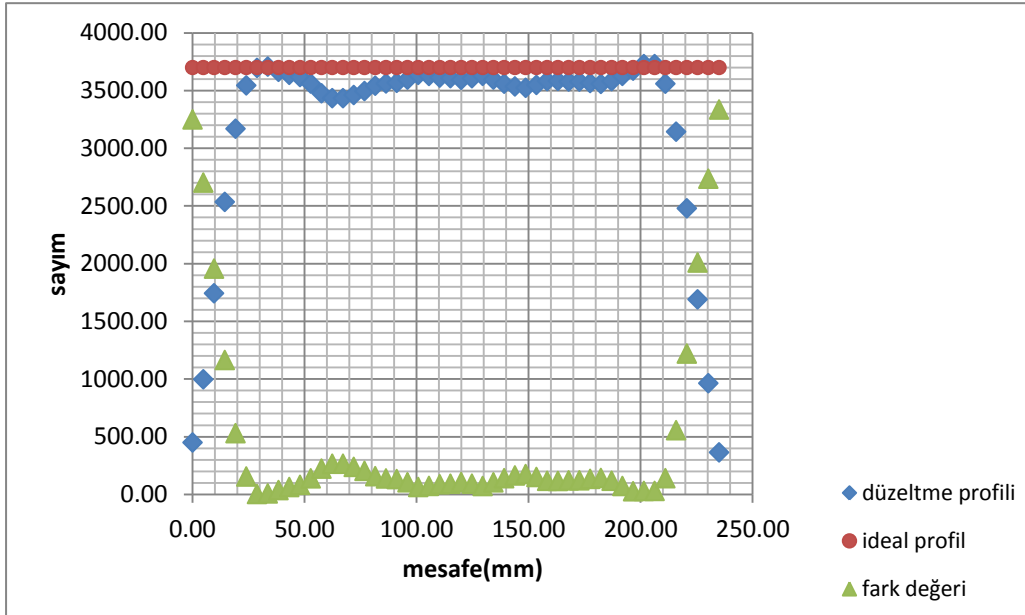
Şekil 4.41 0,07μ değerinde yapılan düzeltme(S1-2)



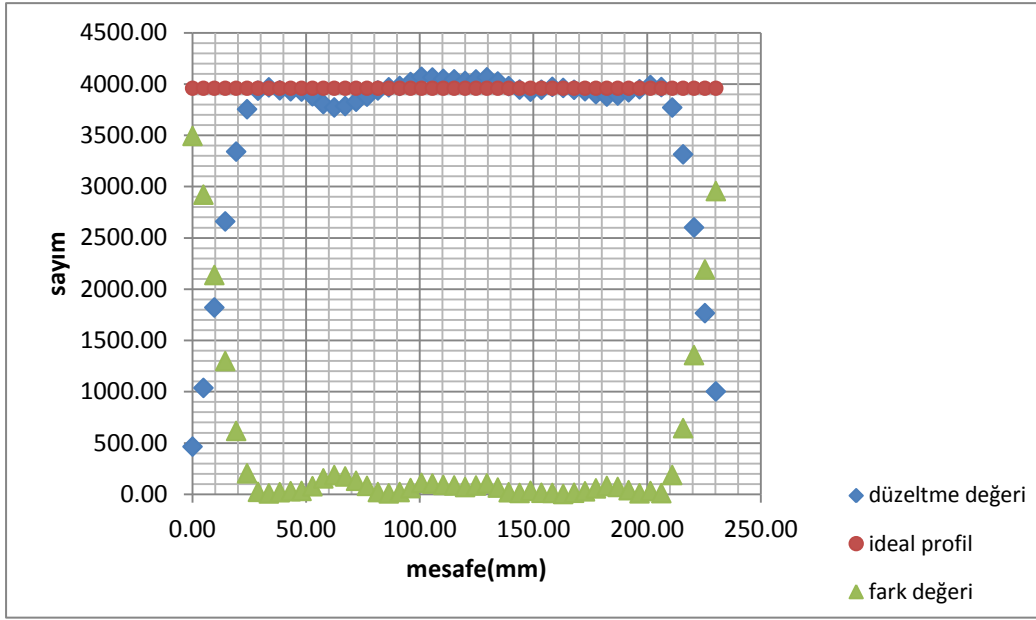
Şekil 4.42 0,08μ değerinde yapılan düzeltme(S1-2)



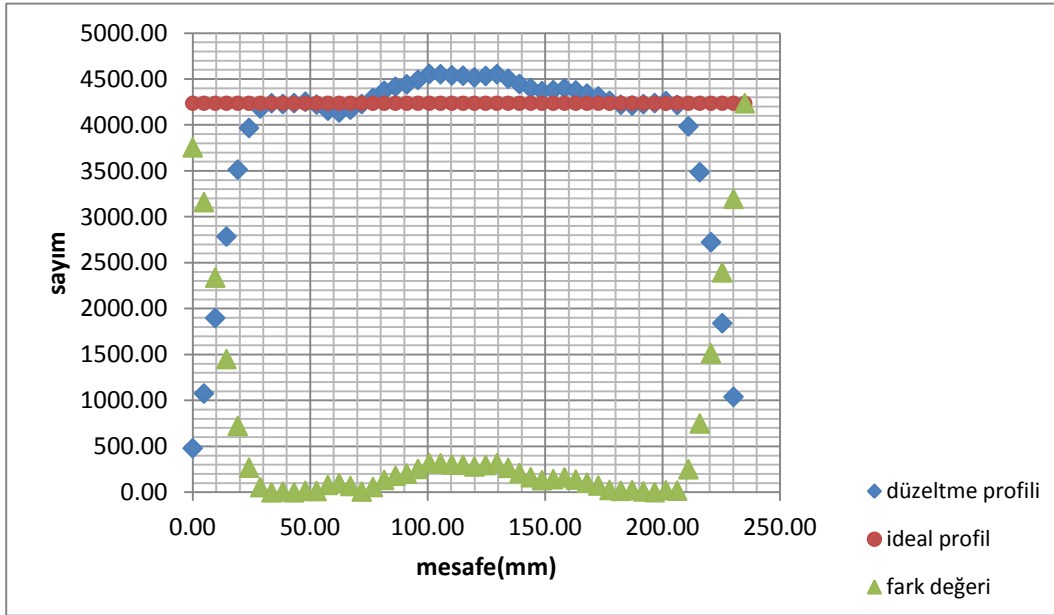
Şekil 4.43 0,09µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).



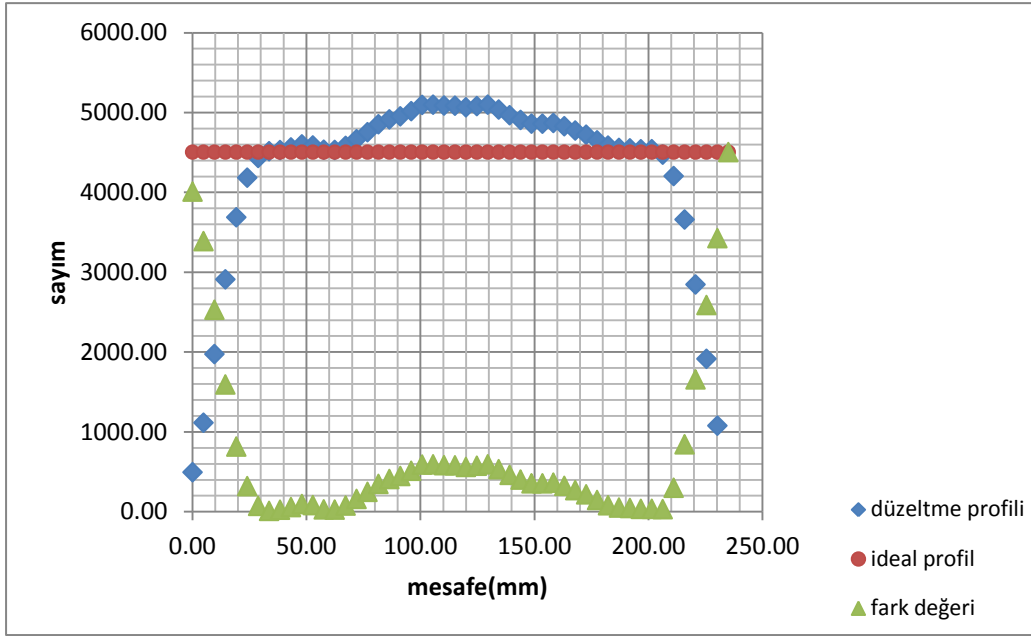
Şekil 4.44 0,10µ değerinde yapılan düzeltme(S1-2)



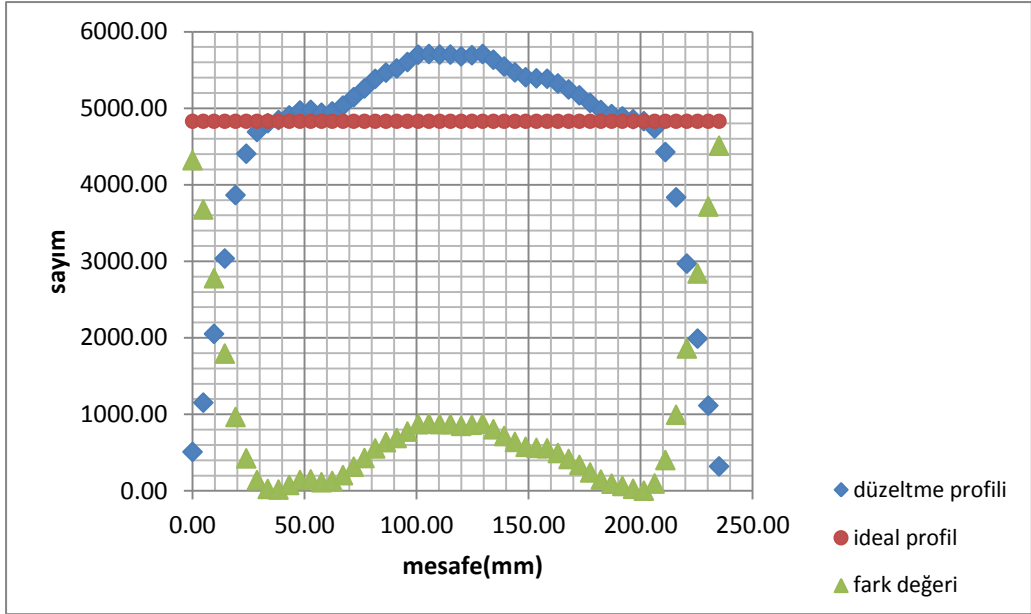
Şekil 4.45 0,11μ değerinde yapılan düzeltme(S1-2)



Şekil 4.46 0,12μ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).

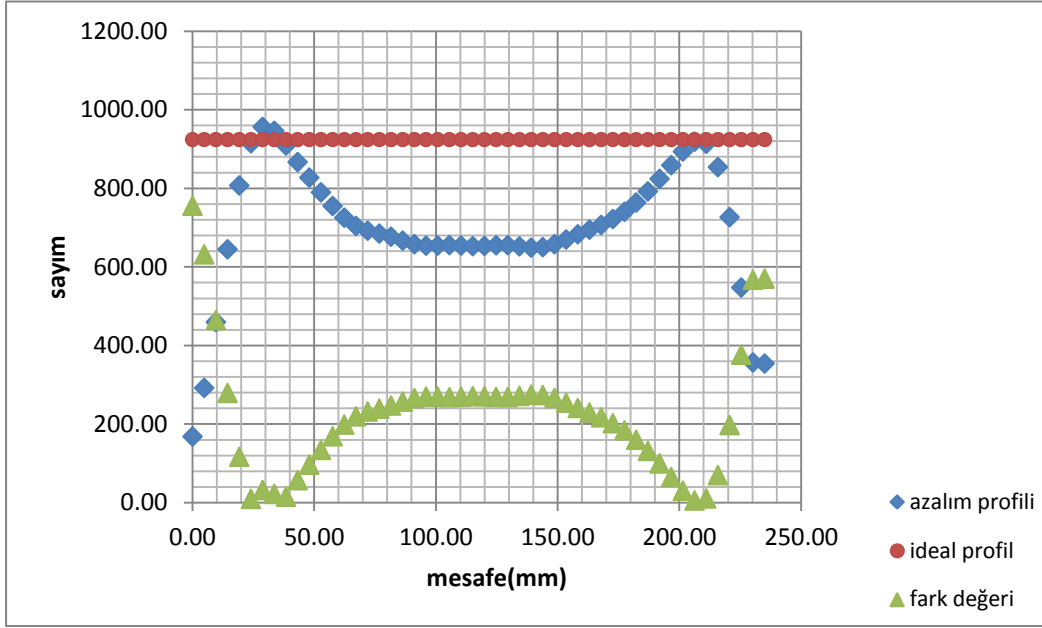


Şekil 4.47 0,13μ değerinde yapılan düzeltme. (S1-2)

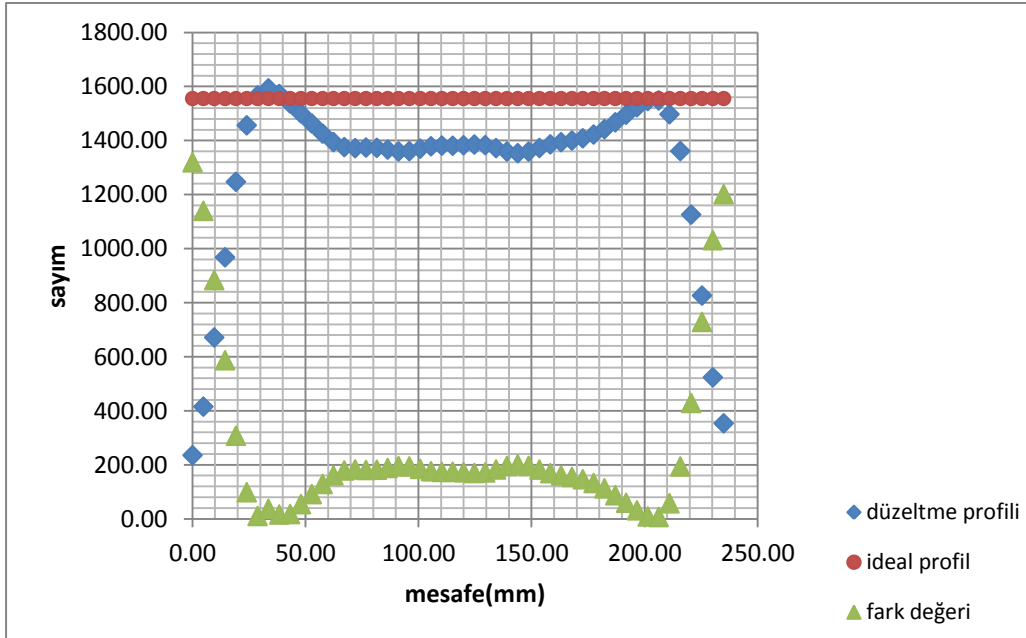


Şekil 4.48 0,14μ değerinde yapılan düzeltme(S1-2).

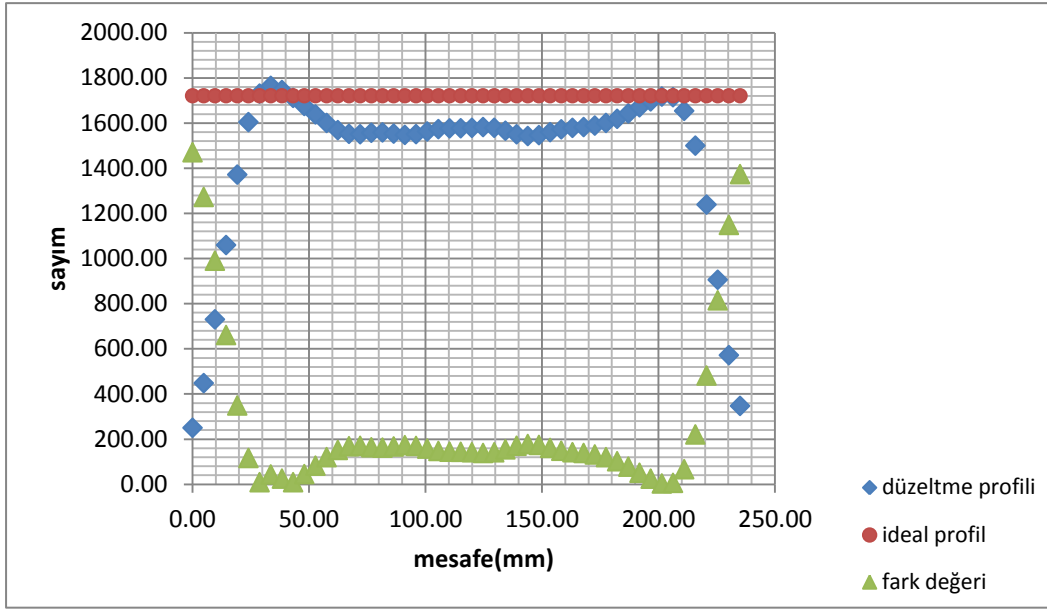
SOFTWARE5 yazımında uygulanan farklı μ değerlerine ait grafikler:



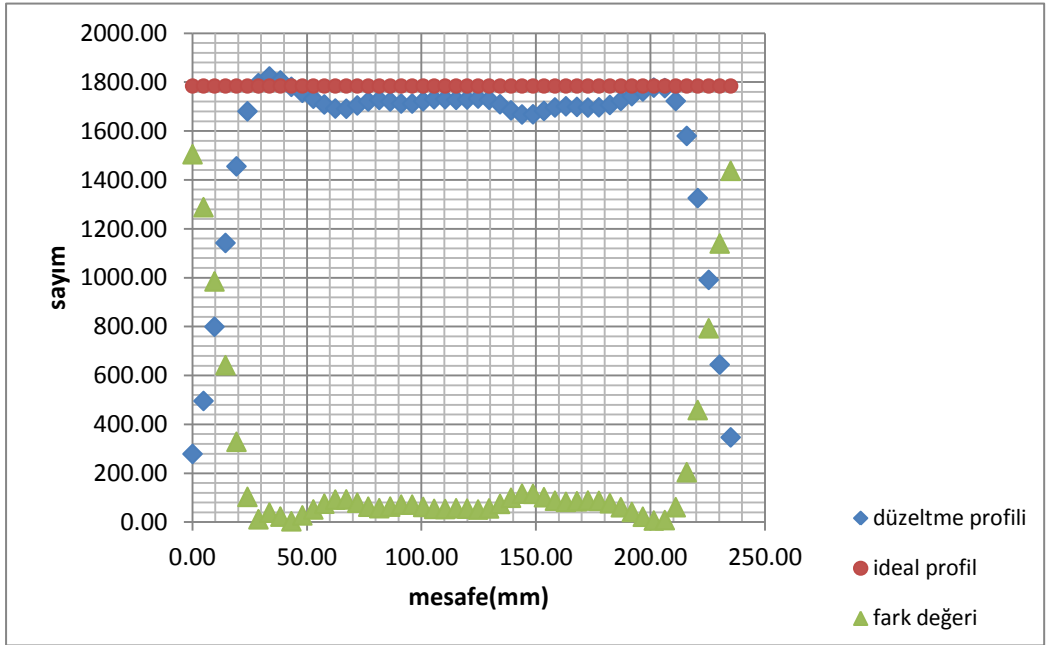
Şekil 4.49 Hiçbir azalım düzeltmesinin yapılmadığı durum.(S5)



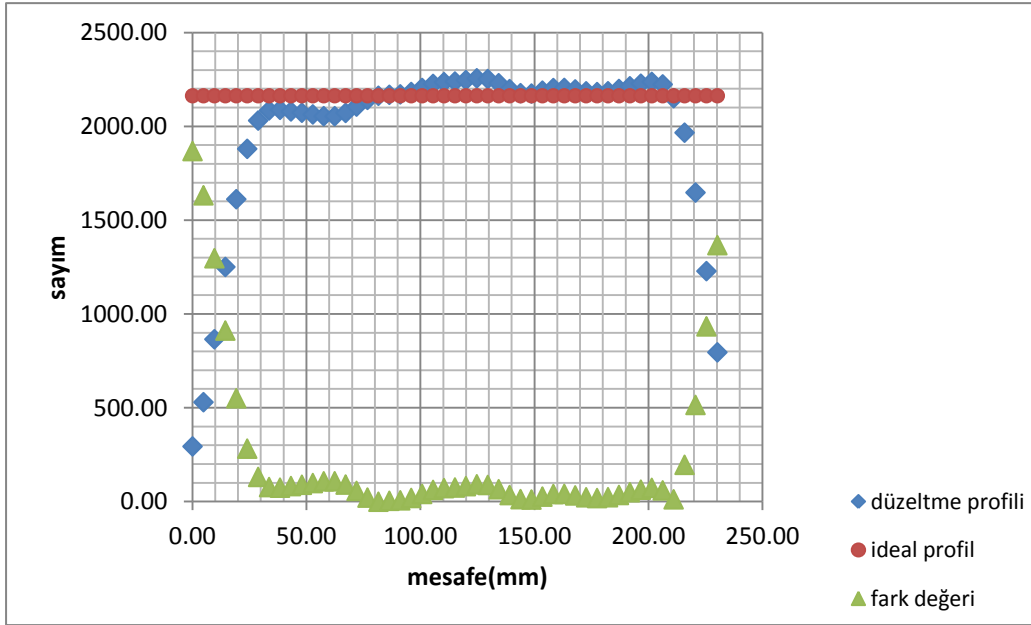
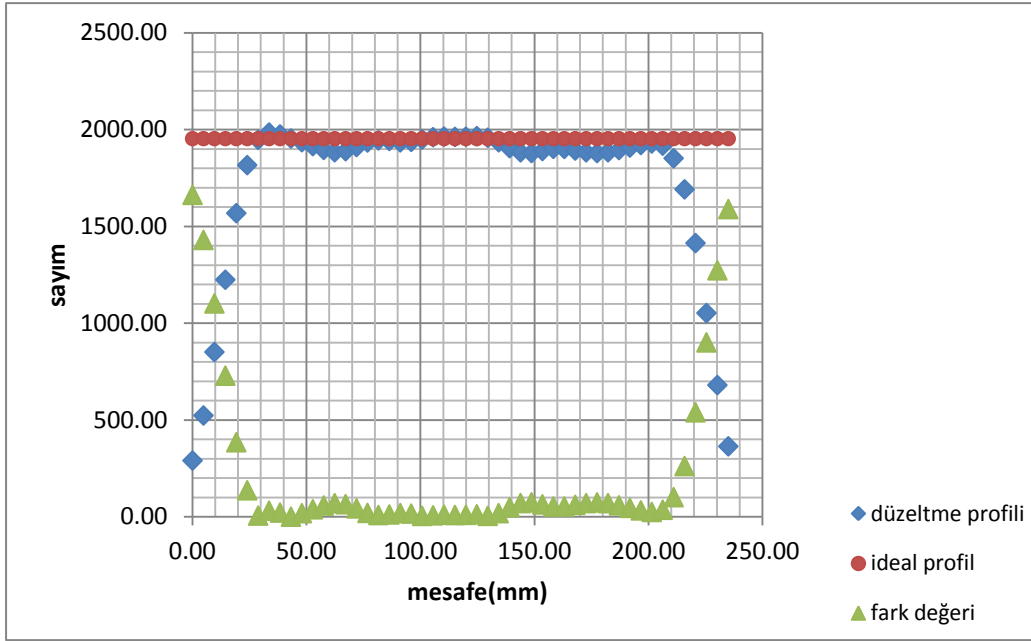
Şekil 4.50 0,07 μ değerinde yapılan düzeltme.(S5)

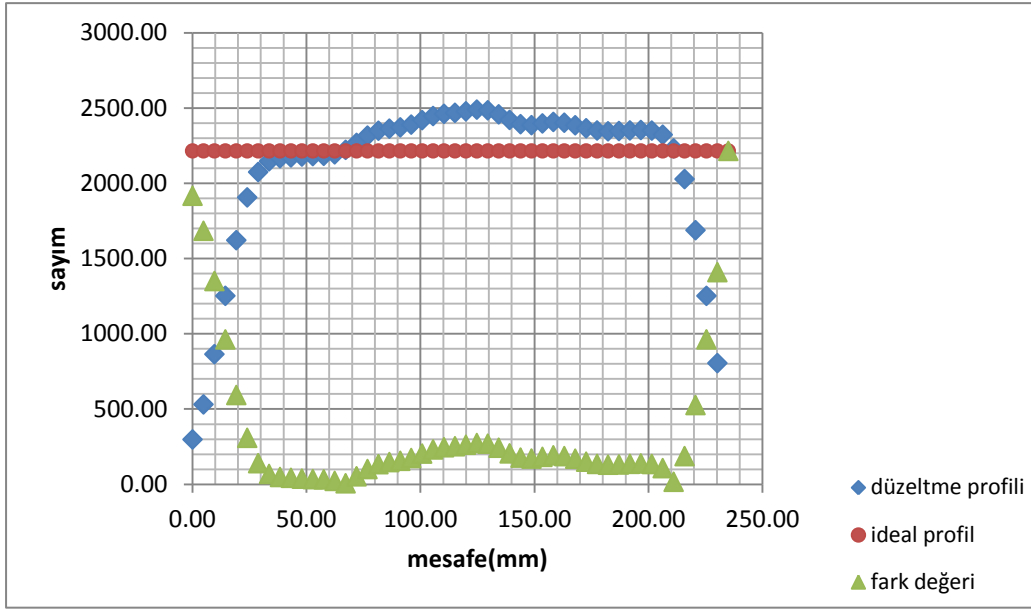


Şekil 4.51 0,08μ değerinde yapılan düzeltme(S5)

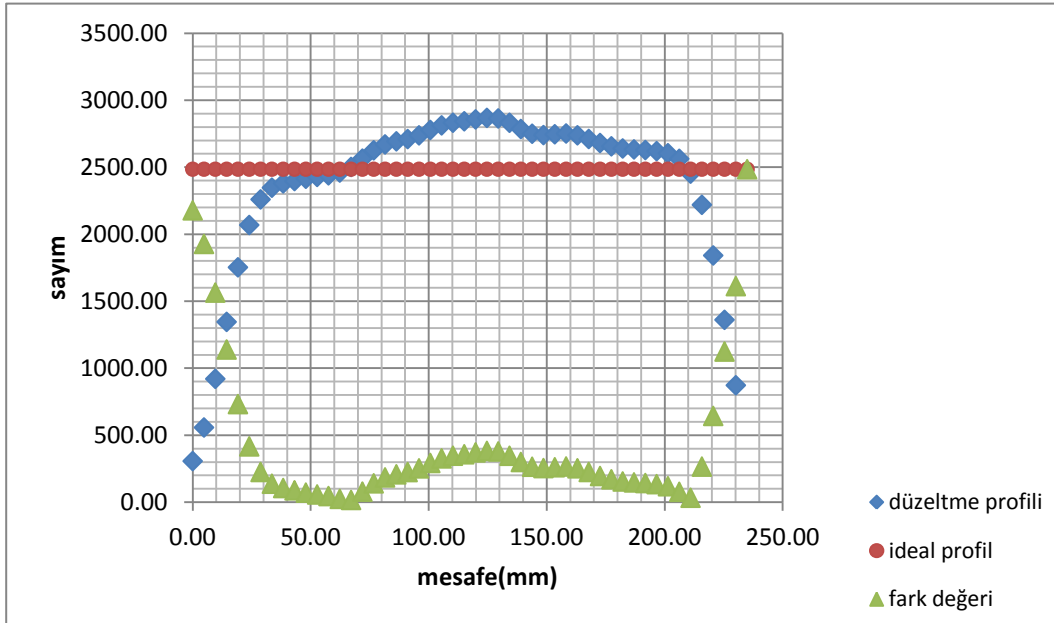


Şekil 4.52 0,09μ değerinde yapılan düzeltme(S5)

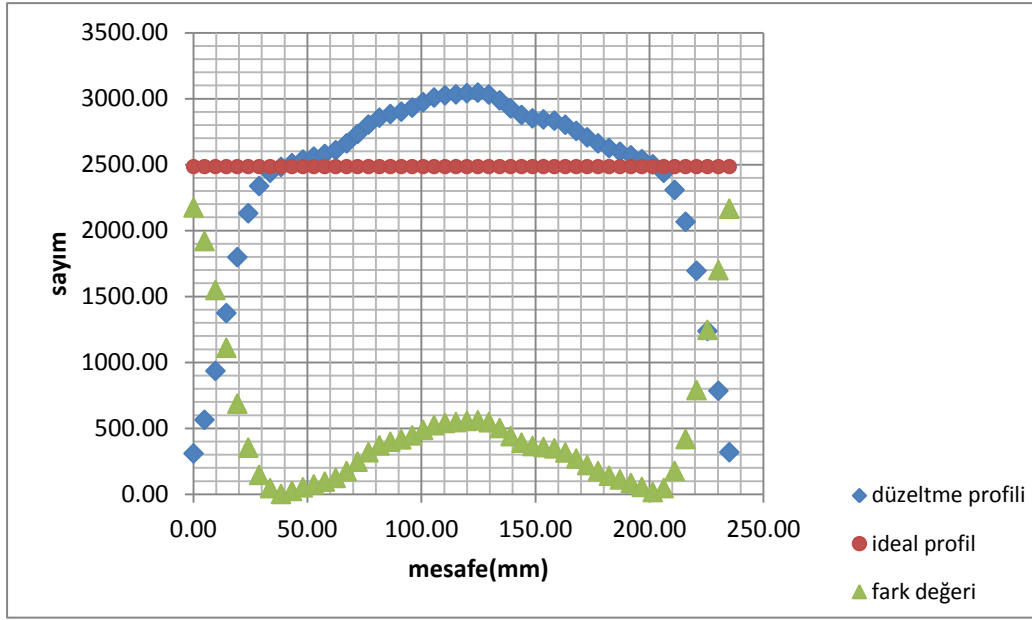




Şekil 4.55 0,12μ değerinde yapılan düzeltme(S5).



Şekil 4.56 0,13μ değerinde yapılan düzeltme(S5)



Şekil 4.57 0,14 μ değerinde yapılan düzeltme(S5)

Tüm yazılımlar için belirlenen en ideal μ değerleri, teorik olarak hesaplanan μ değerleri ve bu μ değerlerinde görüntülere eklenen sayımlar çizelge 4.25 de gösterilmektedir.

Çizelge 4.30 Sistemler için belirlenen teorik ve deneysel μ değerleri ile eklenen sayımlar.

Yazılım	Deneysel μ Değeri(cm^{-1})	Teorik μ Değeri(cm^{-1})	Eklenen Sayım Oranı
SOFTWARE 1-2	0,11	0,0626	3,59
SOFTWARE3	0,11	0,0672	3,31
SOFTWARE4	0,11	0,0658	3,3
SOFTWARE5	0,10	0,0644	3

5 TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu tez çalışmasında Nükleer Tıpta klinik incelemelerde kullanılan cihazlara ait yazılımların planar ve tomografik incelemeler için oluşturulan klinik protokollerinin uygunluğu ve görüntü işleme algoritmalarının doğruluğu araştırılmıştır. Çalışmalar birkaç aşamada gerçekleştirilmiştir. Öncelikle sistemlerdeki klinik protokoller incelenmiştir. Bu protokollerle alınan görüntüler görsel ve sayısal olarak değerlendirilmiş ve her sistem için en ideal protokoller belirlenmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında sistemlerdeki tüm görüntü işleme algoritmaları incelenmiştir. Sistemlerin kendi içinde ve birbiri arasındaki değerlendirme standart bir yazılım(ImageJ) ile yapılarak her birinin algoritmalarındaki hatalar ve sınırlamalar tespit edilmiştir. Sonuç olarak gerek yazılımsal gerekse kullanıcıdan kaynaklanan hatalar belirlenerek bunların en aza indirilebilmesi(tolere edilebilmesi) için öneriler sunulmuştur.

Algoritmaların test edilmesi ilk önce planar görüntülerde gerçekleştirilmiştir. Planar görüntüleme için klinik protokol ve oluşturulan standart bir protokol kullanılmış ve iki protokol arasında değerlendirme yapılmıştır.

İki protokolle alınan görüntüler çizelge 3.3'te gösterilmektedir. Gerek görüntülerden gerekse değerlerden elde edilen sonuçlarda tüm sistemlerde artan sayım istatistiği ile gürültünün azaldığı gözlenmiştir. Sayımdaki artışla orantılı olarak sayımın dört kat artırılması gürültü değerini yarıya düşürmüştür. Bu da planar görüntüde gürültünün sayımın karekökü ile orantılı olarak değiştiğini göstermektedir. Bunun yanı sıra klinik protokolde görüntüye hiçbir filtre uygulanmazken oluşturulan standart protokolde farklı filtreler denenmiş ve işlenmiş görüntüden alınan sonuçlar değerlendirilmiştir. Sonuçlardan da görüldüğü gibi görüntüye yumuşatıcı filtrenin uygulanması ile gürültüde önemli ölçüde azalma meydana gelmiştir. Bu, özellikle düşük sayımların toplandığı klinik protokolde ciddi önem taşımaktadır. Sayım istatistiğinin düşük olmasından dolayı görüntüde gürültü büyük ölçüde artmakta sonuç olarak lezyon dedeksiyonu zorlaşmaktadır. Bu nedenle görüntü toplanmasından sonra yumuşatıcı bir filtrenin kullanılması önemlidir. Filtre

seçiminde gürültü ile ayırma gücü arasında bir seçim yapılması gerekmektedir. Sonuçlar incelendiğinde kullanılan filtre ve parametreleri arasından en uygun filtrenin gürültüyü önemli ölçüde azalttığı halde kontrastta fazla düşüş meydana getirmeyen Butterworth filtre olduğu söylenebilir. Ancak bu sonuç sadece bu çalışmada kullanılan kesim frekansı ve güç faktörüne aittir. Bu parametrelerin değişmesi görüntü kalitesini de değiştireceğinden değerlendirme yapılırken her kesim frekansı ve güç faktörü için işlem tekrar edilerek değerlendirme yapılmalıdır. Burada önemli olan nokta özellikle klinik incelemelerde düşük sayım istatistiğinde görüntü alınmasından dolayı artan gürültünün azaltılması amacı ile görüntüye yumuşatıcı bir filtre uygulanması gerektiğidir.

Protokollerin ve görüntü işleme algoritmalarının değerlendirilmesindeki asıl çalışmalar tomografik görüntülerde gerçekleştirilmiştir.

Klinik protokollerin karşılaştırılmasında çizelge 3.6'da da görüldüğü gibi S3 sisteminde projeksiyon başına kısmen daha düşük sayım toplanmasının dışında S1, S3, S4 ve S5 sistemlerinde kullanılan Genel SPECT protokolünde aynı parametreler kullanılmıştır. S2 sistemindeki farklılıklar ise daha küçük projeksiyon ve kesit matrisi kullanılması ve daha az sayıda projeksiyon kullanılması sonucu ortaya çıkmaktadır. Kesit görüntülerinde elde edilmesinde sistem yazılımları arasındaki farklı filtre ve filtre parametrelerinin kullanıldığı görülmüştür. S1 ve S2 sistemlerinde bu parametrelerin aynı olma sebebi her iki sistemin aynı firmaya ait olması dolayısıyla ortak yazılım kullanılıyor olmasıdır.

Çizelge 4.11 ve çizelge 4.12'de Genel SPECT ve Beyin protokollerinden elde edilen azalım düzeltmesi yapılan ve yapılmayan görüntülere ait kontrast ve gürültü sonuçları verilmiştir.

Lineer azalım katsayısının S3 ve S4 sistemlerindeki varsayılan değerleri sırasıyla 0.15cm^{-1} ve 0.16cm^{-1} 'dir. Bunun sonucunda bu sistemlerde yapılan düzeltmelerde fazla sayım eklenmesinden kaynaklanan hatalı düzeltmeler gözlenmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasına ait sonuçlar çizelge28 ve çizelge29'da özetlenmiştir. Tablodaki her bir satır farklı sistemlerde ölçülen kontrast gürültü değerlerini göstermektedir. Örneğin; ilk satır S1 sisteminde toplanmış görüntünün tüm sistemlerde elde edilmiş kesit görüntülerinin verilerini içermektedir. Diğer yandan sütunlar farklı sistemlerde elde edilmiş kesit görüntülerin verilerini içermektedir. Yani, ilk iki sonuçlar S1/S2 sistemlerinin yazılımlarından elde edilen kesit görüntülerine aittir.

Çalışmanın ilk aşamasındaki bulgular sistemler arasında Genel SPECT protokolüne ait azalım düzeltmesi yapılmamış görüntülerin kontrast değerlerinde sırasıyla 1.78 ve 3.28 kat fark olduğunu göstermiştir. Azalım düzeltmesinin yapıldığı durumda bu oranların 1.48 3.49 şeklinde değiştiği gözlenmiştir. S4 sisteminde elde edilen maksimum kontrast değeri bu sisteme ait minimum FWHM ve FWTM değerleri ile izah edilebilir. Bunun yanında kullanılan filtre kesim frekansının en fazla olması sonucunda gürültü değerleri artmıştır. S1 ve S2 sistemlerinde aynı yazılım kullanılmasına rağmen S2 sisteminin uzaysal ayırma gücünün S1 sisteminden iyi olduğu görülmektedir. S2'de kontrastın düşük olma sebebi daha küçük projeksiyon matrisi(64*64) kullanılması ve projeksiyon sayısının nispeten daha az olmasıdır. S1, S3 ve S4 sistemlerinde kontrasttaki 1.16; 1.61 ve 1.18 oranlarındaki iyileşmenin sebebi dairesel yerine eliptik dönme yörüngesi kullanılmasıdır.

Sistemler arası beyin protokollerine ait görüntülerin kontrast ve gürültü değerlerindeki değişimler Genel SPECT protokolünde gözlenenlerden farklılık göstermiştir. Azalım düzeltmesi yapılmış ve yapılmamış görüntüler arasında kontrastta 1.91 ve 1.74; gürültüde ise 2.38 ve 3.77 oranlarında farklar gözlenmiştir. S1 sisteminde beyin protokolü için daha küçük matris seçilmesine ve daha az sayıda projeksiyon görüntüsü toplanmasına rağmen 1.46 zoom faktörü kullanılması kontrastı artırıcı etki yaratmıştır. Aynı surum S3 sistemi için de geçerlidir. S2 sisteminde daha büyük matris boyutu ve zoom faktörü seçimi kontrastı iki kat arttırmış ancak bunun yanında gürültü de 4.5 katlık bir artış meydana gelmiştir.s4 sisteminde gerek Genel SPECT gerekse Beyin protokollerinde aşağı yukarı aynı parametreler kullanılmıştır. Aradaki fark Beyin protokolünde daha az projeksiyon kullanılmış olmasına bağlanabilir. Protokoller arasındaki en büyük farklılık S5 sisteminde

gözlenmiştir. Bunun sebebi ise mekanik problemden ötürü dedektör dönme çapının 34cm'nin altına indirilememesidir.

Görüntülerde azalım düzeltmesi yapıldığında kontrastta Genel SPECT protokolünde 1.22-1.68; Beyin protokolünde ise 1.09-1.35 oranlarında iyileşme olduğu gözlenmiştir. Bu düzeltme sırasında her bir piksele eklenen sayımlar sonucunda ise gürültüde büyük ölçüde azalma meydana gelmiştir.

Çalışmanın ikinci kısmıyla ilgili olarak çizelge 4.28'de bir sistemde toplanan ancak diğer sistemlerde kesitleri elde edilen görüntülere ait kontrast ve gürültü sonuçları gösterilmiştir. Sistemler arasında kontrast ve gürültü dağılımları azalım düzeltmesi yapılmamış görüntüler için sırasıyla 1.12-1.24 ve 1.08-1.29 oranlarındadır. Düzeltmenin yapıldığı görüntülerde ise bu oranlar 1.12-1.19 ve 1.06-1.36 arasında değişim göstermiştir. İdealde tüm sistemlerde kesitler filtre geriye projeksiyon tekniği ile aynı filtre(Hanning $f_c=0.7f_n$) ve aynı μ değeri kullanılarak alındığından dolayı sistemler arası herhangi bir fark gözlenmemesi gerekmektedir. Yalnızca S3 sisteminde ölçülen kesim frekansı değerleri uygulananandan daha düşük çıkmıştır. Standart protokolda çok daha yüksek sayım istatistiği kullanılmasına rağmen bu farklılıklar kesit algoritmaları arasındaki farklar kadar ilgi alanı okumalarındaki değişime de bağlanabilir.

Çizelge 4.28'in sütunlarında gösterilen veriler farklı sistemlerde toplanan ancak tek bir sistemde alınan kesitlere ait sonuçları kıyaslamaktadır. Örneğin; ilk sütun S1'den S5'e tüm sistemlerde toplanan beş farklı görüntünün sadece S1 sistemdeki yazılımla ölçülen kontrast değerlerini içermektedir. Aslında bu sonuçlar sistem performanslarının dört ayrı yazılımla ölçülen sonuçlarını göstermektedir. S4 sisteminin son teknoloji sistem olmasından dolayı bu sistemden elde edilen sonuçlar beklentiyi karşılayacak şekilde diğerlerinden daha iyidir. S1 ve S2 sistemlerinin firmaları aynı olmasına karşın daha eski olan S1 sistemi S2'den daha kötü sonuçlar vermiştir. S2 ve S4 sistemleri benzer dedektör ve yakın üretim yıllarında dolayı birbirine yakın sonuçlar vermiştir. En zayıf sonuçlar ise daha önce de belirtilen problemden dolayı S5 sisteminde alınmıştır. Sistemler arasındaki kontrast ve

gürültü değişimleri S1/S2, S3, S4 ve S5 sistemleri için sırasıyla 1.19-1.36 ve 1.27-1.34 arasında değişmektedir. Azalım düzeltmesi yapılmış görüntüler için bu oranlar 1.19-1.39 ve 1.15-1.33 şeklinde değişmektedir. S5 sistemindeki sonuçlar bu kıyaslamaya dahil edilmemiştir.

SPECT görüntü kalitesi en fazla görüntü toplama ve görüntü işleme parametrelerinden etkilenmektedir. Ancak çalışmada farklı sistemlerde aynı amaca yönelik klinik protokoller için kullanılan parametrelerde önemli farklar olduğu görülmüştür. Sistemin teknolojik avantajları ne olursa parametrelerin dikkatsiz seçimi görüntü kalitesini doğrudan olumsuz etkilemektedir. Örneğin; en eski teknoloji dedektör son teknoloji dedektörden daha iyi sonuçlar vermiştir. Klinik protoller yerine standart protokol kullanılması durumunda dahi bu değişiklikler performansından ileri gelmektedir. Yazılım kıyaslanmasında ve görüntü transferinde daha az değişme gözlenmiştir ancak bazı sistemlerde bu değişiklikler 1.24 oranlarına kadar çıkmıştır.

Literatürde klinik fantomlarla sistemler arası kıyaslamaların veya matematiksel fantomlarla yazılım kıyaslamalarının yapıldığı bazı fantom çalışmaları yer almaktadır. Örneğin AAPM tarafından 30 farklı sistem arasında ölçülen kontrast aralığı 0.48 ve 0.78 şeklinindedir. Çalışma sonrası varılan sonuçlardan biri aynı amaca yönelik protokoller arasındaki farkları görmek önemlidir ancak sonuçlar bu çalışmada da olduğu gibi bu farklılıklar için olası sebepleri kapsayacak nitelikte olmalıdır.

Sonuç olarak; SPECT sistemlerinin performans kontrolleri yalnızca NEMA teknikleri ile sınırlandırılmamalı ve firma tarafından yüklenmiş olan hazır klinik protokollerini test edilmeli; gerekirse ihtiyaca yönelik değişiklikler yapılmalıdır. Farklı üreticilere ait aynı amaçlı klinik protokoller arasında performans farklılıklarının olası sebepleri dikkatli bir biçimde ele alınmalı ve dedektörlerin fiziksel performans limitlerine düşürülmelidir. Karşılaştırma alışmaları aynı zamanda yazılımlar için de gerçekleştirilmeli ve özellikle filtre ve kesim frekansı tanımlamalarına büyük önem verilmelidir. Bu sayede yeni bir

sistemin tüm teknolojik avantajlarına rağmen eski bir sistem performansı daha iyi hale getirilebilir.

KAYNAKLAR

- L. Stephen Graham, Frederic H. Fahey. Report of AAPM Nuclear Medicine Committee Task Group 4. Quantitation of SPECT Performance. AAPM Report No. 52.
- Gil Kovalski, Ora Israel, Zohal Keidar, Alex Frenkel, Jonathan Sachs and Haim Azhari. Correction of Heart Motion Due to Respiration in Clinical Myocardial Perfusion SPECT Scans Using Respiratory Gating. The Journal of Nuclear Medicine Vol. 48 April 2007
- Shepp LA, Vardi Y. Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography. IEEE Trans Med Imaging 1982; MI-1:113-122.
- Lange K, Carson R. EM Reconstruction Algorithms for Emission and Transmission Tomography. J Comp Assist Tomogr 1984; 8:306-316.
- Eva Fricke, Harald Fircke, Reiner Weise, Annett Kammeier, Ralph Hagedorn, Nobert Lotz, Oliver Lindner. Attenuation Correction of Myocardial SPECT Perfusion Images Low-Dose CT: Evaluation of the Method by Comparison with Perfusion PET.
- Saeed Sarkar, Mohammad A. Oghabain, Iraj Mohammadi, Alizera Mohammadpour, Arman Rahmin. A Sinogram/Sinogram Cross-Correlation Method for Motion Correction in Planar and SPECT Imaging.

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Çorum'da dünyaya geldi. İlk ve ortaokulu Emlak Konut İlköğretim Okulunda(İstanbul), liseyi Osman Ülkümen lisesinde okudu. 2002 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümünden 2006 yılında mezun olarak aynı yıl Eylül ayında Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı.