

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE KULLANILAN RADYOGRAFİK  
MONİTÖRLERİN GÖRÜNTÜ PERFORMANSININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Ersin KAMBERLİ**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**ANKARA**

**2011**

**Her hakkı saklıdır**

## TEZ ONAYI

Ersin Kamberli tarafından hazırlanan “Medikal Görüntülemeye Kullanılan Radyografik Monitörlerin Görüntü Performansının Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması 07/03/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : Yrd. Doç. Dr. Turan Olğar

### Jüri Üyeleri

**Başkan** : Prof. Dr. Çelik Tarımcı

**Üye** : Prof. Dr. Çelik Tarımcı

Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı

**Üye** : Doç. Dr. Bahar Dirican



GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

**Üye** : Yrd. Doç. Dr. Turan Olğar



Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.



Prof. Dr. Doğan Bor

Enstitü Müdürü

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

# MEDİKAL GÖRÜNTÜLEMEDE KULLANILAN RADYOGRAFİK MONİTÖRLERİN GÖRÜNTÜLEME PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Ersin Kamberli

Ankara Üniversitesi

Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Turan Olğar

Dijital görüntüleme sistemlerinin ve görüntü arşivleme ve iletişim sistemlerinin kullanımındaki artışa paralel olarak, hastanelerde kullanılan medikal monitörlerin kullanımı hızla artmıştır. Medikal monitörlerin performansı, radyografik görüntülerin yorumlanmasında önemli bir rol oynar ve önerilen standartların altında kullanılan bir monitör diagnostik bilgi kaybına neden olur. Bu çalışmada, radyografik görüntüleme için kullanılan medikal monitörlerin performans ölçümleri AAPM TG18 protokolüne göre gerçekleştirilmiştir. Ankarada'ki çeşitli hastanelerde kullanılan 9'u renkli, 26'sı monokromatik toplam 35 radyografik monitör değerlendirilmiştir. Maksimum aydınlanma, aydınlanma yanıtı, kontrast yanıtı, aydınlanmanın uzaysal ve açısal bağımlılığı, ayırma gücü, kamaşma ve kromatiklik ölçümleri görsel ve kantitatif olarak yapılmıştır. Monitörlerin çoğu için test sonuçlarının, AAPM TG18 protokolünde önerilen değerlerle ve literatür çalışmalarıyla uyum içinde olduğu görülmüştür.

**2011, 181 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Katot Işınlı Tüp, Likit Kristal Ekran, AAPM TG18 test desenleri, Aydınlanma, Medikal monitör.

## **ABSTRACT**

Master of Science Thesis

### **ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE OF RADIOGRAPHIC MONITORS USED IN MEDICAL IMAGING**

Ersin Kamberli

Ankara University  
Institute of Nuclear Sciences  
Department of Medical Physics

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Turan Olğar

The use of medical monitors is increasing rapidly within the hospitals due to do frequent use of digital imaging systems and Picture archiving and communication systems (PACS).The performance of medical monitors play a significant role for the interpretation of radiographic images and monitor used with lower quality than proposed standards may cause to diagnostic information loss. In this study, performance measurements of radiographic monitors using in radiographic imaging according to AAPM TG18 were carried out. Nine colour and twenty six monochromatic in total 35 radiographic monitors using in various hospitals in Ankara were checked. Visual and quantitative measurements of maximum luminance, luminance response, contrast response, luminance spatial and angular dependencies, resolution, veiling glare and chromaticity were made. Majority of the tested monitors met the criteria recommended by the AAPM TG18 and also are comparable to other results in literature.

**2011, 181 pages**

**Key Words:** Cathode ray tube, Lyquid crystal display, AAPM TG18 test patterns, Luminance, Medical monitor.

## TEŞEKKÜR

Radyoloji alanında yararlı olmasını beklediğim bu alışmada; bana her konuda yardımcı olan ve bilgilerini benimle paylaşan danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Turan OLĐAR'a, çalışmalarımnda beni destekleyen ve yönlendiren Prof. Dr. Doğan BOR'a, Prof. Dr. Haluk YÜCEL'e, uzman hekim Gökçe Kaan ATA'a ve bu çalışmanın yapıldığı hastanelerde bana yardımcı olan radyoloji uzmanı ve radyoloji teknikerlerine, fizik mühendisleri Ercan GÜÇLÜ, Tolga İNAL ve İbrahim OBANBAŐ'a teŐekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmalarım boyunca maddi-manevi desteklerini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

Ersin KAMBERLİ

Ankara, Mart 2011

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
SİMGELER DİZİNİ .....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xiv
GRAFİKLER DİZİNİ .....	xvi
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL TEMELLER .....	3
2.1. Fotometrik Birimler .....	3
2.1.1. Işık Akısı .....	3
2.1.2. Işık Şiddeti .....	3
2.1.3. Aydınlanma (Parıltı) .....	4
2.1.4. Aydınlanma (Aydınlık Düzeyi) .....	4
2.2. Medikal İş İstasyonlarında Kullanılan Monitör Elektronik Teknolojisine Genel Bakış .....	5
2.2.1. Çok Amaçlı Bilgisayar .....	5
2.2.2. İşletim Sistemi .....	5
2.2.3. Monitör İşlemcisi Yazılımı .....	6
2.2.4. Monitör Denetleyicisi .....	6
2.2.5. Görüntüleme Aygıtı .....	7
2.2.6. İş İstasyonu Sürüm Yazılımı .....	7
2.3. Monitör Tipleri .....	8
2.3.1. Katot Işınlı Tüpler (CRT) .....	8
2.3.2. Likit Kristal Ekranlar (LCD) .....	11
2.3.2.1. Likit Kristaller .....	11
2.3.2.2. LCD'lerin Yapısı ve Çalışması .....	13
2.4. Görüntü Performans Değerlendirmesinde Kullanılan NEMA-DICOM .....	15
2.5. Görüntüleme Cihazlarının Teknik Özellikleri .....	17
2.5.1. Giriş ve Çıkış Sinyalleri .....	17
2.5.2. Band Genişliği (CRT) .....	17

2.5.3. Matris Boyutu.....	17
2.5.4. Ekran Alanı .....	18
2.5.5. Fosfor Tipi (CRT) .....	18
2.5.6. Ekran Yinelenme Hızı.....	19
2.5.7. Piksel Boyutu .....	19
2.5.8. Aydınlanma .....	20
2.5.9. Aydınlanma Homojenliği.....	20
2.5.10. Monitör Yüzey Uygulamaları .....	20
2.5.11. Bit Derinliği.....	21
2.5.12. Açısal Bağımlılık (LCD).....	21
2.5.13. Aralık Oranı (LCD).....	21
2.6. Medikal Monitörlerin Sınıflandırılması .....	21
2.7. Görüntü Performans Değerlendirmesinde Kullanılan Test Desenleri.....	22
2.7.1. Çok Amaçlı Test Desenleri .....	24
2.7.1.1. TG18-QC.....	25
2.7.1.2. TG18-PQC .....	27
2.7.1.3. TG18-BR.....	28
2.7.2. Aydınlanma Ölçümü için Test Desenleri.....	29
2.7.2.1. TG18-CT .....	29
2.7.2.2. TG18-LN.....	30
2.7.2.3. TG18-UN .....	31
2.7.2.4. TG18-AD .....	32
2.7.2.5. TG18-MP .....	33
2.7.3. Çözünürlük Desenleri.....	34
2.7.3.1. TG18-PX ve TG18-CX .....	34
2.7.3.2. TG18-LP.....	35
2.7.3.3. TG18-RH ve TG18-RV.....	36
2.7.4. Ekran Gürültüsü Test Deseni .....	36
2.7.4.1. TG18-AFC .....	37
2.7.5. Kamaşma Test Desenleri.....	38
2.7.5.1. TG18-GV ve TG18-GVN .....	38
2.7.5.2. TG18-GQ ve TG18-GA .....	39

2.7.6. Anatomik Değerlendirme Test Desenleri.....	40
2.7.6.1. TG18-CH Gögüs Radyografisi .....	40
2.7.6.2. TG18-KN Diz Radyografisi.....	41
2.7.6.1. TG18-MM1 ve TG18-MM2 Mamogramları .....	42
3. MATERYAL ve YÖNTEM .....	44
3.1. Kalite Kontrol Testleri Öncesi Uygulanacak Yöntem .....	44
3.2. Değerlendirme Sırasında Kullanılan Donanımlar .....	47
3.2.1. Aydınlanmametre (Fotometre).....	47
3.2.2. Diğer Donanımlar.....	49
3.3. VeriLUM'un Görüntüleme Sistemine Yükleme Yöntemi ve Kullanımı .....	50
3.4. Görüntü Performansının Değerlendirilmesi .....	54
3.4.1. Geometrik Bozulma .....	54
3.4.1.1. Geometrik Bozulmanın Görsel Değerlendirmesi.....	54
3.4.1.2. Beklenen Tepki .....	54
3.4.1.3. Geometrik Bozulmanın Kantitatif Değerlendirmesi .....	55
3.4.1.4. Beklenen Tepki .....	55
3.4.2. Ekran Yansıması .....	56
3.4.2.1. Aynasal Yansımanın Karakteristiği .....	57
3.4.2.2. Dağınık Yansımanın Karakteristiği.....	57
3.4.2.3. Aynasal Yansımanın Görsel Değerlendirmesi .....	58
3.4.2.4. Dağınık Yansımanın Görsel Değerlendirmesi .....	58
3.4.2.5. Beklenen Tepki .....	58
3.4.2.6. Ekran Yansımasının Kantitatif Değerlendirilmesi .....	59
3.4.2.6.1. Aynasal Yansımanın Karakteristiği .....	59
3.4.2.6.2. Dağınık Yansımanın Karakteristiği.....	59
3.4.2.7. Beklenen Tepki .....	60
3.4.2.7.1. Aynasal Yansıma.....	60
3.4.2.7.2. Dağınık Yansıma.....	62
3.4.3. Aydınlanma Tepkisi .....	63
3.4.3.1. Aydınlanma Tepkisinin Görsel Değerlendirmesi.....	68
3.4.3.2. Beklenen Tepki .....	68
3.4.3.3. Aydınlanma Tepkisinin Kantitatif Değerlendirmesi .....	69



3.4.3.4. Beklenen Tepki .....	71
3.4.4. Aydınlanmanın Uzaysal ve Açısal Bağımlılığı.....	72
3.4.4.1. Homojenlik Sorununun Tanımı.....	72
3.4.4.2. Açısal Bağımlılığın Tanımı .....	73
3.4.4.3. Aydınlanma Bağımlılığının Ölçülmesi .....	74
3.4.4.3.1. Homojenlik Sorununun Ölçülmesi.....	74
3.4.4.3.2. Açısal Bağımlılığın Ölçülmesi.....	75
3.4.4.4. Aydınlanma Bağımlılığının Görsel Değerlendirmesi .....	75
3.4.4.4.1. Homojenlik Sorunu .....	75
3.4.4.4.2. Açısal Bağımlılık .....	75
3.4.4.3.3. Beklenen Tepkiler .....	76
3.4.4.5. Aydınlanma Bağımlılığının Kantitatif Değerlendirmesi.....	76
3.4.4.5.1. Homojenlik Sorunu .....	76
3.4.4.5.2. Açısal Bağımlılık .....	76
3.4.4.5.3. Beklenen Tepkiler .....	77
3.4.5. Ekran Çözünürlüğü .....	78
3.4.5.1. Ekran Çözünürlüğünün Ölçümü .....	78
3.4.5.2. Ekran Çözünürlüğünün Görsel Değerlendirmesi .....	79
3.4.5.3. Beklenen Tepki .....	80
3.4.5.4. Ekran Çözünürlüğünün Kantitatif Değerlendirmesi .....	83
3.4.5.4.1. Aydınlanma Metodu.....	83
3.4.5.4.2. MTF Metodu .....	84
3.4.5.4.3. Beklenen Tepki .....	86
3.4.6. Ekran Gürültüsü .....	86
3.4.6.1. Ekran Gürültüsünün Ölçümü .....	87
3.4.6.2. Ekran Gürültüsünün Görsel Değerlendirmesi .....	88
3.4.6.2.1. Beklenen Tepki .....	88
3.4.6.3. Ekran Gürültüsünün Kantitatif Değerlendirmesi .....	89
3.4.6.3.1. Değerlendirme Metodu .....	89
3.4.6.3.1.1. Tek Piksel SNR .....	90
3.4.6.3.1.2. Gürültü Güç Spektrumu .....	90
3.4.6.4. Beklenen Tepkiler .....	92

3.4.7. Parlama Maskeleyesi .....	92
3.4.7.1. Parlama Maskeleyesinin Ölçümü .....	94
3.4.7.2. Parlama Maskeleyesinin Görsel Değerlendirmesi .....	95
3.4.7.3. Beklenen Tepki .....	95
3.4.7.4. Parlama Maskeleyesinin Kantitatif Değerlendirmesi.....	96
3.4.7.5. Beklenen Tepki .....	96
3.4.8. Ekran Kromatikliği .....	97
3.4.8.1. Ekran Kromatikliğinin Ölçümü .....	97
3.4.8.2. Ekran Kromatikliğinin Görsel Değerlendirmesi .....	98
3.4.8.3. Beklenen Tepki .....	98
3.4.8.4. Ekran Kromatikliğinin Kantitatif Değerlendirmesi.....	99
3.4.8.5. Beklenen Tepki .....	99
3.4.9. Medikal Monitörler için Yapılacak Diğer Testler .....	100
3.4.9.1. CRT Monitörler .....	100
3.4.9.1.1. Artefaktlar .....	100
3.4.9.1.1.1. Değerlendirme Metodu .....	101
3.4.9.1.2. Moiré Desenleri .....	101
3.4.9.1.2.1. Değerlendirme Metodu .....	102
3.4.9.1.3. Renk Artefaktları .....	102
3.4.9.1.3.1. Değerlendirme Metodu .....	103
3.4.9.1.4. Fiziksel Kusurlar .....	103
3.4.9.1.4.1. Değerlendirme Metodu .....	104
3.4.9.1.5. Titreme .....	104
3.4.9.1.5.1. Değerlendirme Metodu .....	105
3.4.9.2. LC Monitörler .....	105
3.4.9.2.1. Elektronik Çapraz Karışım (Electronic Crosstalk) .....	105
3.4.9.2.1.1. Değerlendirme Metodu .....	106
3.4.9.2.2. Piksel Kusurları .....	106
3.4.9.2.2.1. Değerlendirme Metodu .....	107
3.4.10. Diğer Çok Yönlü Değerlendirmeler .....	107
3.4.10.1. TG18-QC Deseni Kullanarak Değerlendirme.....	107
3.4.10.2. TG18-BR Test Deseni Kullanarak Değerlendirme .....	109

3.4.10.3. TG18-PQC Test Deseni Kullanarak Değerlendirme.....	110
3.4.10.4. TG18-LP Deseni Kullanarak Değerlendirme.....	111
3.4.10.5. Anatomik Görüntüler ile Değerlendirme .....	111
3.5. AAPM TG18 Raporuna Alternatif Yöntemler.....	113
3.5.1. MoniQA .....	113
3.5.2. MoniQAv2.0 Genel Amaçlı Test Deseni .....	113
3.5.2.1. Genel Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi.....	116
3.5.2.2. znrlk Değerlendirmesi .....	117
3.5.3. Skorlandırma .....	117
3.5.4. Düşük Kontrast Daire Test Deseni .....	117
4. ARAşTIRMA BULGULARI .....	119
4.1. Görüntü Performansı Test Edilen Monitörler .....	119
4.2. AAPM TG18 Rehberliğinde Uygulanan Testler.....	121
4.2.1. Geometrik Bozulma .....	121
4.2.2. Ekran Yansıması .....	123
4.2.3. Aydınlanma Tepkisi .....	124
4.2.4. Aydınlanmanın Uzaysal ve Açısal Bağımlılığı.....	148
4.2.5. Ekran znrlğ .....	152
4.2.6. Ekran Gürültüsü .....	155
4.2.7. Kamaşma.....	156
4.2.8. Ekran Kromatikliği.....	158
4.2.9. CRT'ler için Ek Testler .....	160
4.2.10. LCD'ler için Ek Testler.....	160
4.2.11. Çok Yönlü Değerlendirmeler.....	161
4.2.12. MoniQA Değerlendirmesi.....	163
5. TARTIşMA ve SONUÇ .....	165
KAYNAKLAR.....	171
EK – 1 .....	175
ZGEMİş .....	181

## SİMGELER DİZİNİ

CRT	Katot Işınlı Tüp
LC	Likit Kristal
LCD	Likit Kristal Gösterge
AMLCD	Aktif Matris Likit Kristal Gösterge
SI	Uluslararası Birimler Sistemi
CIE	Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MR	Manyetik Rezonans
AAPM	Amerikan Tıp Fizikçileri Birliği
SMPTE	Sinema ve Televizyon Mühendisleri Derneği
DDL	Dijital Sürüm Basamağı (Digital Driving Level)
DICOM	Tıpta Dijital Görüntüleme ve Haberleşme
NEMA	Ulusal (Amerikan) Elektrikli Ürün Üreticileri Birliği
DIN	Alman Standartları Enstitüsü
ISO	Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu
VESA	Video Elektronik Standardları Birliği
ACR	Amerikan Radyoloji Koleji
CPU	Merkezi İşlemci
GSDF	Standard Gri Skala Görüntüleme Fonksiyonu
LUT	Başvuru Çizelgesi (Look-up Table)
BNC	Neill – Concelman Kilit Mekanizmalı Bağlantı Elemanı
VGA	Video Grafikleri Dizisi
RAR	Çözünürlük – Adreslenebilirlik Oranı
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
PA	Posterior – Anterior
vs	e-karşı (versus)
OSD	Ekran Üstü Monitör Ayar Tuşu (On Screen Display)
JND	Algılanabilen En Küçük Fark (Just Noticeable Difference)
IPS	Düzlemsel Yer Değiştirme (In-plane Switching)
PSF	Nokta Dağılım Fonksiyonu

LSF	Çizgi Dağılım Fonksiyonu
NPS	Gürültü Güç Spektrumu
MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
YYTG	Yarı Yükseklik Tam Genişlik
FFT	Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)
NIST	Ulusal (Amerikan) Standardlar ve Teknoloji Enstitüsü
PACS	Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemleri
IEC	Uluslararası Elektroteknik Komisyonu
MP	Megapiksel
NA	Veri Yok (Not Available)
DI	Görüntüleme İndeksi
PLI	Algısal Doğrusallaştırma İndeksi
LED	Işık Yayan Diyot

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Aydınlanmanın ve aydınlatmanın gösterimi.....	4
Şekil 2.2. Katot ışınli tüpün genel yapısı .....	8
Şekil 2.3. Likit kristalin yapısı .....	12
Şekil 2.4. Likit kristallerin sık kullanılan nematik ve smektik dizilişleri .....	12
Şekil 2.5. Likit kristal ekranların yapısı .....	13
Şekil 2.6. Görüntünün elde edilmesinden monitörde gösterimine kadar olan süreç...	16
Şekil 2.7. TG18-QC Test Deseni .....	25
Şekil 2.8. TG18-PQC Test Deseni .....	27
Şekil 2.9 a. TG18-BR test deseni .....	28
b. Desen zerindeki dama tahtası tasarımıli paneller .....	28
Şekil 2.10. TG18-CT Test Deseni .....	29
Şekil 2.11. TG18-LN Test Desenleri .....	30
Şekil 2.12. TG18-UN Test Desenleri .....	31
Şekil 2.13. TG18-AD Test Deseni .....	32
Şekil 2.14. TG18-MP Test Deseni .....	33
Şekil 2.15. TG18-PX Test Deseni .....	34
Şekil 2.16. TG18-CX Test Deseni .....	34
Şekil 2.17. TG18-LPV50 Test Deseni .....	35
Şekil 2.18 a. TG18-RH89 Test Deseni .....	36
b. TG18-RV50 Test Deseni.....	36
Şekil 2.19. TG18-AFC Test Deseni .....	37
Şekil 2.20. TG18-GV Test Desenleri .....	38
Şekil 2.21. TG18-GQ ve TG18-GA Test Desenleri.....	39
Şekil 2.22. TG18-CH Test Deseni .....	40
Şekil 2.23. TG18-KN Test Deseni .....	41
Şekil 2.24. TG18-MM1 ve TG18-MM2 Test Desenleri .....	42
Şekil 3.1. VeriLUM fotometre .....	48
Şekil 3.2. 07-621 fotometre .....	48
Şekil 3.3. PTW Aydınlanmametre .....	49
Şekil 3.4. VeriLUM Menüsü .....	51

Şekil 3.5 a. TG18-QC test deseni .....	55
b. Desen üzerinde uzunlukları ölçülecek çizgiler.....	55
Şekil 3.6. Aynasal ve dağınık yansımaların gösterimi.....	56
Şekil 3.7. Tüm yansıma şekillerinin ekrandan yansıma biçimi .....	57
Şekil 3.8 a. Yansımanın Karakteristik Ölçümü .....	60
b. c.Yansımanın Karakteristik Ölçümünün Yapılabildiği İki Farklı Geometri .....	60
Şekil 3.9. TG18-CX deseninde bulunan referans Cx desenleri.....	82
Şekil 3.10. CRT’lerde kamaşma .....	94
Şekil 3.11. TG18-QC : Bölgelerin Görünümü.....	109
Şekil 3.12. MoniQAv2.0 Test Deseni .....	115
Şekil 3.13. Düşük kontrast karakterleri.....	115
Şekil 3.14. Aydınlanma deseninin değerlendirilmesi.....	115
Şekil 3.15. Desendeki çubuksu yapı.....	115
Şekil 3.16. Aydınlanmanın değerlendirilmesi.....	116
Şekil 3.17. Geometrik bozulum değerlendirmesi.....	116
Şekil 3.18. Yatay kum saatinin görünümü .....	117
Şekil 3.19. Düşük kontrast daire desenleri.....	118
Şekil 4.1. Polar bakış açısının gösterimi .....	150
Şekil 4.2. Azimuthal bakış açısının gösterimi.....	150

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. CRT'lerin Avantaj ve Limitasyonları .....	10
Çizelge 2.2. LCD'lerin Avantaj ve Limitasyonları .....	15
Çizelge 2.3. Medikal Monitörlerin Tipik Özellikleri .....	23
Çizelge 2.4. TG18 test desenlerinde kullanılan piksel değerleri.....	24
Çizelge 2.5. Test desenlerinin genel gösterimi .....	43
Çizelge 3.1. Hastanelerde Ortam Işığı Seviyeleri .....	46
Çizelge 3.2. Aynasal yansımaya göre maksimum olabilecek ortam aydınlatması .....	61
Çizelge 3.3. Dağınık yansımaya göre maksimum olabilecek ortam aydınlatması.....	63
Çizelge 3.4. CX karakterlerinin bulanıklık karakteristiği .....	81
Çizelge 3.5. TG18-CH Göğüs Radyografisinin Değerlendirilmesi .....	112
Çizelge 3.6. TG18-KN Diz Radyografisinin Değerlendirilmesi.....	112
Çizelge 3.7. TG18-MM1 Mamogramının Değerlendirilmesi .....	113
Çizelge 3.8. TG18-MM2 Mamogramının Değerlendirilmesi .....	113
Çizelge 4.1. Kalite Kontrolü Yapılan Monitörler .....	119
Çizelge 4.2. Kalite Kontrolü Yapılan Monitörlerin Genel Özellikleri.....	121
Çizelge 4.3. Geometrik Bozulma Test Sonuçları .....	122
Çizelge 4.4. Ekran Yansıması Test Sonuçları .....	123
Çizelge 4.5. Aydınlanma Tepkisi Test Sonuçları .....	124
Çizelge 4.6. Aydınlanma tepkisi verilerinin kalibrasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılması .....	144
Çizelge 4.7. Kontrast tepkisi verilerinin kalibrasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılması .....	145
Çizelge 4.8. PLI-DI ve JND verilerinin Değerlendirilmesi .....	147
Çizelge 4.9. Homojenliğin Görsel ve Kantitatif Değerlendirilmesi.....	148
Çizelge 4.10. Açısız Bağımlılık Verileri.....	150
Çizelge 4.11. Ekran Çözünürlüğünün Görsel Değerlendirmesi.....	152
Çizelge 4.12. Ekran Çözünürlüğünün Kantitatif Değerlendirmesi .....	153
Çizelge 4.13. Ekran Gürültüsünün Görsel Değerlendirmesi.....	155
Çizelge 4.14. Kamaşmanın Görsel ve Kantitatif Değerlendirmesi .....	156
Çizelge 4.15. Ekran Kromatikliği Görsel ve Kantitatif Değerlendirmesi .....	158



Çizelge 4.16. Aynı iş istasyonundaki monitörlerin renk homojenliği parametresi..	159
Çizelge 4.17. CRT Testleri.....	160
Çizelge 4.18. LCD Testleri .....	160
Çizelge 4.19. Çok Yönlü Değerlendirmeler.....	161
Çizelge 4.20. MoniQA Test Sonuçları.....	163

## GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3.1. DICOM 3.14 GSDF'e göre JND vs. Aydınlanma .....	65
Grafik 3.2. Sabit ve değişken görsel adaptasyon için kontrast eğiği .....	67
Grafik 3.3. Test monitörünün aydınlanma tepkisi grafiği .....	69
Grafik 3.4. Test monitörünün kontrast tepkisi grafiği .....	71
Grafik 3.5. LCD'lerde kontrast oranının bakış açısıyla değişmesi .....	73
Grafik 4.1. 3 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi .....	126
Grafik 4.2. 3 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi .....	126
Grafik 4.3. 3 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği .....	127
Grafik 4.4. 3 no'lu monitör için uydurulan aydınlanma-JND grafiği .....	127
Grafik 4.5. 3 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği .....	128
Grafik 4.6. 3 no'lu monitör için izleme (tracking) kontrast tepkisi grafiği .....	128
Grafik 4.7. 3 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri ....	129
Grafik 4.8. 7 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi .....	129
Grafik 4.9. 7 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi .....	130
Grafik 4.10. 7 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği .....	130
Grafik 4.11. 7 no'lu monitör için uydurulan aydınlanma-JND grafiği .....	131
Grafik 4.12. 7 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği .....	131
Grafik 4.13. 7 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği .....	132
Grafik 4.14. 7 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri ..	132
Grafik 4.15. 8 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi .....	133
Grafik 4.16. 8 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi .....	133
Grafik 4.17. 8 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği .....	134
Grafik 4.18. 8 no'lu monitör için uydurulan aydınlanma-JND grafiği .....	134
Grafik 4.19. 8 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği .....	135
Grafik 4.20. 8 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği .....	135
Grafik 4.21. 7 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri ..	136
Grafik 4.22. 12 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi .....	136
Grafik 4.23. 12 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi .....	137
Grafik 4.24. 12 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği .....	137
Grafik 4.25. 12 no'lu monitör için uydurulan aydınlanma-JND grafiği .....	138

Grafik 4.26. 12 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği .....	138
Grafik 4.27. 12 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği.....	139
Grafik 4.28. 12 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri	139
Grafik 4.29. 17 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi.....	140
Grafik 4.30. 17 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi .....	140
Grafik 4.31. 17 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği.....	141
Grafik 4.32. 17 no'lu monitör için uydurulan aydınlanma-JND grafiği .....	141
Grafik 4.33. 17 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği .....	142
Grafik 4.34. 17 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği.....	142
Grafik 4.35. 17 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri	143

## 1. GİRİŞ

Günümüzde bilgisayar teknolojisinde görülen büyük gelişme, dijital görüntüleme sistemlerinin de aynı hızda gelişmesini sağlamış, farklı birçok dijital görüntüleme yöntemi geliştirilmiştir. X-ışınlarının bulunmasından bu yana kullanılan, konvansiyonel röntgende elde edilen görüntüler, analog bir görüntüdür. Burada görüntü bir röntgen filmi üzerindedir ve elde edildikten sonra üzerinde değişiklik yapılamaz, taşıma ve saklanması da zordur.

Dijital görüntüleme sistemlerine geçildikten sonra bu sorunlar aşılmıştır. Dijital görüntü bilgisayarın hafızasında saklanabilmekte ve elde edilen görüntü üzerinde, bilgisayar teknolojisinin tüm özellikleri kullanılarak istenilen değişiklikler yapılabilmektedir. Bu özellikler sayesinde görüntünün saklanması kolaydır ve arşivlenme sorunu yoktur. Film tekrarı sorunu çözümlenmiştir. Dijital görüntüler, telefon hatlarıyla (modem) elektronik olarak taşınabilmektedir. Bu sayede filmin taşınma sorunu da yoktur (Torun 2005).

Dijital görüntüleme sistemlerinde, görüntüleme zincirinin son halkası radyografik monitörlerdir. Bu sistemler, Manyetik rezonans, bilgisayarlı tomografi, ultrason veya nükleer tıp modaliteleri olabilir. Dijital görüntüleme sistemlerinin ilk kullanıldığı yıllarda bu monitörler, katot ışın tüplü (CRT, cathode ray tube) monitörlerden meydana geliyorken, daha sonraki yıllarda bu monitörlere likit kristal ekran (LCD, liquid crystal display) monitörler de ilave olmuştur.

Dijital görüntüleme sistemlerinin gelişmesiyle beraber uzman hekimler artık radyografik filmlerden değil, medikal monitörler vasıtasıyla teşhis ve tanı işlemlerini gerçekleştirmektedirler. Dolayısıyla ekran-film sistemler için hayati önemi olan film banyosunun kalite kontrolünün yerini dijital sistemlerde medikal monitörlerin kalite kontrolü almıştır.

Bu amaç için farklı kuruluşlar farklı kalite kontrol yöntemleri belirlemişlerdir. SMPTE (Society of Motion Picture and Television Engineers), DIN (Deutsches

Institut für Normung), ISO (International Organisation for Standardization), VESA (Video Electronics Standard Association) bunlardan bazılarıdır. Bu çalışmada ACR (American College of Radiology) ve NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından oluşturulan AAPM TG-18 (American Association of Physicists in Medicine Task Group 18) grubunun önerdiği kalite kontrol yöntemleri kullanılmıştır. Bu test kapsamında medikal monitörlerde gerçekleştirilen kalite kontrol testleri,

1. Geometrik Bozulma Testi
2. Aynasal ve Dağınık Yansıma Testi
3. Aydınlanma ve Kontrast Tepkisi Testi
4. Aydınlanmanın Uzaysal ve Açısal Bağımlılık Testi
5. Ekran Çözünürlüğü Testi
6. Ekran Gürültüsü Testi
7. Parlama Maskeleyesi (Veiling glare) Testi
8. Ekran Kromatikliği Testi
9. Anatomik Değerlendirme

testlerinden oluşmaktadır.

Kalite kontrol testleri sonucunda elde edilen ölçüm değerleri, uluslararası kuruluşlar tarafından önerilen referans değerler, üretici tarafından o sistem için verilen referans değerler ve literatürdeki diğer çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Bu tezde elde edilen protokollerin, ülkemizde yapılacak çalışmalara iyi bir kaynak teşkil edeceği düşünülmektedir.

## **2. KURAMSAL TEMELLER**

Bu kısımda fotometrik birimler, medikal monitör türleri, genel yapıları ve görüntünün elde edilmesinden bahsedilecektir.

### **2.1. Fotometrik Birimler**

Fotometrik büyüklükler ancak normal gözün ışığı algılamak (spektral duyarlılık) özelliği ve ışık kaynaklarının bu ışıklarda ürettikleri enerji miktarları ile açıklanabildiği için enerji büyüklüklerinden daha farklı kavramlardır. İnsan gözü sadece 380 nm ile 780 nm arasındaki dalga boylarındaki ışıkları ışık olarak algılamakta ve bütün ışıklara karşı da duyarlılık derecesi farklı olmaktadır.

#### **2.1.1. Işık Akısı**

Işık akısı, bir ışık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam ışık miktarı ile ilgili bir kavramdır.  $\Phi$  harfi ile gösterilir. Birimi lümen'dir (lm).

Tanım olarak, bir ışık kaynağının ışık akısı, bu ışık kaynağından çıkan ve normal gözün görmesine ait spektral duyarlılık eğrisine göre değerlendirilen enerji akısıdır (Onaygil 2006). Başka bir tanımı da, spektral göz hassasiyeti ile değerlendirilen ışık kaynağı tarafından verilen tüm ışığa güçtür (Mc Graw-Hill 2002).

#### **2.1.2. Işık Şiddeti**

Işık şiddeti birim zamanda belli bir doğrultuda yayılan ışığın yoğunluğu ile ilgilidir. Akan bir suyun debisi ile karşılaştırılabilir ve I harfi ile gösterilir. Birimi kandela'dır (cd). Kandela, fotometri SI sistemindeki ana birimdir. Diğer bütün fotometrik birimler kandeladan türetilmiştir. Kandela için yapılan tanım şu şekildedir: 555 nm'lik tek renkli radyasyon yayan bir ışık kaynağının belli bir doğrultudaki ışık şiddeti 1 steradyanlık uzay açısı içinde 1/683 Watt'dır (Onaygil 2006).

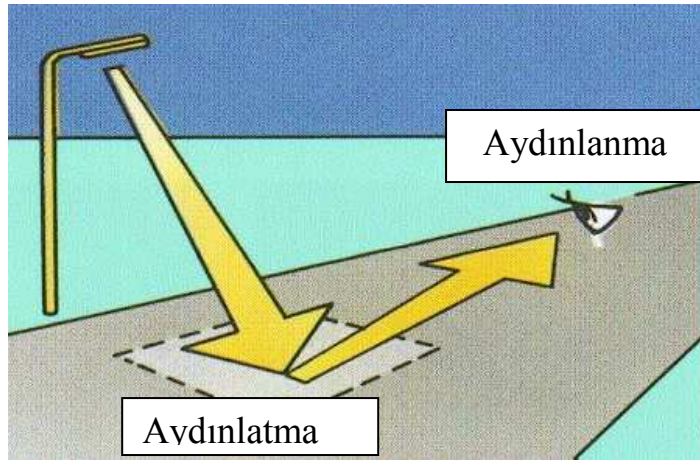
### 2.1.3. Aydınlanma (Parıltı)

Aydınlanma L harfiyle gösterilir. Birimi  $cd/m^2$ 'dir. Yüzeyin birim alanından belli bir doğrultuda yayılan ışık şiddeti ile ilgili bir kavramdır. Herhangi bir birim alanın yüzeyinde bir saniyede birim katı açıdan yayımlanan görünür ışığın enerjisi anlamına gelir. Görünür ışık enerjisinin, SI (système international) birimi lümen-saniye'dir, bundan yola çıkarak, aydınlanma birimi; metrekare ve steradyan başına düşen 1 lümandır. Daha çok kandela/metrekare ( $cd/m^2$ ) olarak adlandırılır.

Yüzeyden yayımlanan ışığın bir önemli karakteristiği de onun uzaysal dağılımıdır. Eğer yüzeyden dağılan ışık yoğunluğu, görüş açısının kosinüsünün bir varyasyonuysa, yüzeydeki parlaklığın görünüşü görüş açısına bağlı değildir. Böyle yüzeyler, Lambertian dağılıma örnek olarak gösterilebilirler (Anonim 2005).

### 2.1.4. Aydınlatma (Aydınlık Düzeyi)

Aydınlatma, yüzeye vuran görünür ışık oranıdır. Bir başka deyişle, aydınlık düzeyi bir yüzeyin birim alanına birim zamanda düşen ışık akısı miktarıdır. Birimi lux'tür. Metrekare başına düşen lümen ( $lm/m^2$ ) de lux'ün eşleniğidir. Katı açı boyutlarıyla ilgili veri olmadığı zaman aydınlanmayı tanımlamada kullanılır. Aydınlanma ve aydınlatma arasındaki ilişki şekil 2.1 'de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Aydınlanma ve aydınlatmanın gösterimi

## **2.2. Medikal İş İstasyonlarında Kullanılan Monitör Elektronik Teknolojisine Genel Bakış**

Medikal görüntüleme iş istasyonları çeşitli fiziksel ve işlevsel birimlerden oluşur. Bunlar bilgisayar, işletim sistemi, monitör yazılımı, ekran sürücüsü ve monitör'dür. Tüm bu birimlerin performansları, görüntünün görüntülenmesi ve yorumlanmasını etkiler.

### **2.2.1. Çok Amaçlı Bilgisayar**

Bilgisayarlar, iş istasyonlarının olmazsa olmaz birimlerindedir ve buralarda kullanılan tüm monitörlerin merkezi işlemci (CPU, central processing unit), matematiksel hesaplama modülü, giriş-çıkış denetleyicileri ve ağ haberleşme donanımına sahip bilgisayar bağlantısı vardır.

Bilgisayarlar monitörde görüntüyü sergileyebilmek için birkaç diğer yazılım ve donanım aksamlarına sahiptirler. Örneğin görüntü denetleyici donanımı, dijital verileri analoga veya dijital sinyale çevirebilme özelliğine sahiptir. Ayrıca bir yazılım modülüyle bu sistem kontrol edilir. Evlerde kullanılan bilgisayar sistemleriyle, tıbbi iş istasyonlarındaki bilgisayar sistemleri arasındaki temel fark, ekran arayüzüyle ilişkilidir. Medikal görüntüleme, özel ekran yazılımı, yüksek çözünürlüklü ekran ve yüksek performanslı ekran denetleyicisi gerektirir ki, bu aksamlar genel kullanıcı sınıfı için gerekli değildir.

### **2.2.2. İşletim Sistemi**

Medikal iş istasyonlarında UNIX, LINUX, Macintosh veya çeşitli Microsoft Windows sistemleri kullanılmaktadır. İşlevsel olarak, işletim sistemi medikal görüntüleme sistemini destekler. Pratikte ise işletim sisteminin seçimi, tüm sistem için gereken performansın ne olduğu, sistemin kaç bilgisayarı desteklemesi gerektiği, hangi çeşit yazılımların çalıştırılacağı gibi teknik ve teknik olmayan gereksinimlere bağlıdır.



### **2.2.3. Monitör İşlemcisi Yazılımı**

Tüm dijital görüntüler, görüntüleme aygıtı tarafından aydınlanma değerlerine çevrilen dijital gri skala dizisinden oluşmaktadır. Bazı veri toplama aygıtlarında, bu değerler farklılık gösterebilir (örneğin, farklı üreticilerin tasarladığı dijital radyografi cihazlarında bu değerlerin oluşturulup saklanmasında farklılık olabileceği gibi). Görüntünün monitörden görünür hale gelmesi için bu değerler önce dijital sürüm basamağı (DDL, Digital Driving Level) daha sonra da analog veya sayısal voltaj değerlerine çevrilmelidir. İşletim sistemi seviyesinde DDL değerlerinin görüntü değerlerine dönüşümü, işletim sisteminin görüntü işleme yazılım modülü veya ekran yazılım uygulaması kullanılarak yapılır.

### **2.2.4. Monitör Denetleyicisi**

Ekran kartı olarak da bilinen monitör denetleyicisi, elde edilen DDL değerlerini monitör için uygun sinyallere dönüştüren yazılımsal ve donanımsal bir birleşimdir. Çoğu görüntüleme aygıtı sadece analog video sinyallerini kabul eder (VESA 2000). Bu sistemler için ekran denetleyicisi dijital-analog çevirimini gerçekleştirir. Bu dijital-analog çevirimde görüntüleme aygıtı,  $2^n$  tane farklı voltaj üretir. Burada  $n$ , video hafızasındaki piksel başına düşen bit sayısını ifade eder. Renkli monitörler için, her bir pikseldeki kırmızı, mavi ve yeşil (RGB, Red-Green-Blue) sinyallere karşılık gelen, üç tane paralel dijital-analog çevirici vardır. Video hafızası tipik olarak piksel başına 8 veya daha fazla bite sahiptir. 8-bitlik gri skala ekran kartında, 256 (0-255) sayısal değer üretilebilir. Her bir piksel (gerçek renk RGB) için 3 byte'lık hafıza kullanılıyorsa, bu pikselin her bir kırmızı, yeşil, mavi bileşeni için 8 bit kullanılabilir, bu da potansiyel olarak  $2^{24}$  renk olabileceği anlamına gelir. Renkli monitörlerde, 8-bitlik gri skalada gösterim için 24-bitlik ekran kartı bir ön koşuldur.

Her bir monitör aynı voltaja farklı tepki verdiği için, görüntünün görünümünün kontrolü için, ekran voltajı eşit aralıklı olmamalıdır. Monitörün ışık çıkışının kontrolü, sayısal değerlerin değişimine bağlıdır. Ekran kartları, genellikle monokromatik ekranlar için, 10 veya 12 bitlik görüntü hafızasına sahiptirler ve

dijital-analog çevirim için başvuru çizelgesi (LUT, Look up Table) verilerini kaydetme ve hafızadaki DDL değerlerini değiştirme becerisine sahiptirler. İstenen LUT ekran kartına yüklenirken, monitörün gri skala tepkisi belirlenmiş standardları izlemekle elde edilebilir. Bu gelişmiş ekran kartları, uygun LUT değerlerini hesaplamak için bütünleşmiş (entegre) aydınlanma probu ve kalibrasyon yazılımı içerir. Tüketici bazlı ekran kartları, genellikle 8-bitlik hafızaya sahiptir, bu da medikal monitörler için uygun değildir zira, bir çok ara aydınlanma kademesi kaybedilmiş olur. Tipik olarak CRT ve LCD'lerin DICOM Standard gri skala görüntüleme fonksiyonuna adapte edilmesinde 20 aydınlanma basamağına ihtiyaç vardır.

Yeni geliştirilen sistemlerde DDL değerlerinin aydınlanma değerlerine dönüşümü farklı metodlar kullanılarak yapılmaktadır. LCD'ler için, ekran kartı monitöre dijital sinyal göndererek, monitör aydınlanmasının kontrolünü yapar. Günümüzde firmalar daha ucuza daha gelişmiş performanslı yeni ürünler sunmakla beraber, DDL ve aydınlanma arasındaki ilişki standardize hale gelmiştir ve aynı kalmaktadır.

### **2.2.5. Görüntüleme Aygıtı**

Medikal görüntüleme sistemlerinde son donanım elemanı görüntüleme aygıtıdır. Görüntüleme aygıtı, analog veya sayısal video sinyalinden görünür görüntü oluşturan fiziksel bir birimdir. Donanımsal yapısına ek olarak, ekran kartıyla haberleşmesi için bir içsel yazılıma da sahiptir. CRT'ler eski zamanlarda en çok kullanılan aygıtken günümüzde LCD'ler pazar payını süratli bir biçimde arttırmaktadırlar.

### **2.2.6. İş İstasyonu Sürüm Yazılımı**

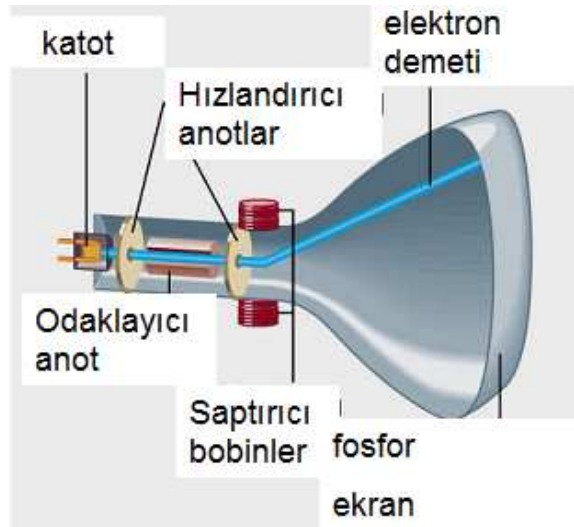
Bu yazılım, medikal görüntünün görüntülenmesinde iş istasyonu seviyesindeki uygulamaları kontrol eder. Pazarda bir çok yazılım bulunmasına rağmen Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi (PACS, Picture Archiving and Communication System), Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM, Digital Imaging and

Communications in Medicine) standartlarıyla uyumlu bir biçimde, en çok kullanılan sistemdir.

## 2.3. Monitör Tipleri

### 2.3.1. Katot Işınlı Tüpler (CRT)

Günümüzde bulunan tüplü televizyonların tamamı CRT olarak adlandırılan bir teknolojiye sahiptir. Bu ekranlarda görüntü oluşturma sistemi yüzbinlerce ampulün bir araya getirilmesi şeklinde tarif edilebilir. Çünkü CRT ekranların yüzeyi yüzbinlerce küçük noktadan oluşmuştur. Bunlara piksel adı verilir. Piksellerin her biri ayrı şekilde aydınlatıldığından ve her biri farklı renk oluşturabildiğinden, piksellerin belirli bir düzende yanması görüntü oluşumunun kaynağıdır.



Şekil 2.2. Katot ışınlı tüpün genel yapısı

CRT ekranlar koni şeklindedir. Koninin dar ve sivri ucunda elektron tabancası bulunur. Koninin genişleyen ağzı dikdörtgen şeklini alır ve bu kısım fosfor tabakasıyla kaplıdır. Anot ve katot olarak adlandırılan terimler elektronikte artı (+) ve eksi (-) kutupları ifade eder. Bir pili örnek alacak olursak, artı uç anot, eksi uç katot olur. CRT ekranlarda katot, elektron tabancası içerisinde ısınmış bir flaman (ince tel) şeklinde yer alır.

Tüpün içi vakum bir ortamdır yani hava bulunmaz. Katot flamanının ısınmasıyla elektronlar (termoiyonik salınım) vakum içerisinde serbest olarak hareket edebilecek durumdadırlar ve anot ekran yüzeyiyle olan gerilim farkından dolayı elektronlar ekrana doğru bir ışın demeti halinde odaklatılarak fırlatılırlar. Ekran yüzeyindeki fosfor tabakasına çarpan elektronlar parlayarak pikselleri aydınlatır. Oluşturulan bu ışın demeti etrafında bulunan yatay ve dikey saptırma sarımları vasıtasıyla ekranın her noktası için renk oluşturulur (Badano 2003).

Yatay saptırma sarımları, dikey yönlü manyetik alan oluşturarak soldan sağa taranan her çizgiyi süpürür. Bu sarımlara rampa veya testere dişi formunda akım uygulanır (ör: 2000 çizgi-70 kare/sn için 140 kHz). Buna benzer olarak, dikey saptırma sarımları, ekranda görüntü oluşup çerçeve (frame) tamamlandıktan sonra, gelecek kare için elektron demetini başlangıç noktasına yeniden pozisyonlarlar. Çerçeve hızı (frame rate) (70 Hz), dikey saptırma sarımlarının kontrol voltajını belirler. Yatay ve dikey kontrol voltajı değerleri elektron demetinin yerini belirler.

CRT'lerde kullanılan fosfor malzemeleri, Amerikan Elektronik Sanayi Birliği tarafından P-sayı sistemiyle tanımlanmıştır. Fosfor tipleri (P4, P45, P104), ekranın aydınlanma kapasitesini etkilemektedir, çünkü bazı fosfor tipleri elektron demetini ışığa çevirirken diğerlerine göre daha verimlidirler. Örneğin P104'ün, P45'e göre aydınlanma verimliliği daha yüksektir dolayısıyla aynı ışık verimini elde etmek için daha az akım yeterlidir. CRT'ler  $500 \text{ cd/m}^2$  maksimum aydınlanma seviyesine çıkabilmektedirler, ancak genelde bu değer  $300 \text{ cd/m}^2$  civarındadır. Bunun yanında bu değer, medikal uygulamalarda kullanılan negatoskoplar için  $2000-3000 \text{ cd/m}^2$  mertebesinde dir. Fosfor tabakaya çarptırılan elektron demetinin çapı arttırılırsa, (katota uygulanan akımın arttırılması vb.) ekran aydınlanması artar ancak bu geniş çaplı demet hem çözünürlüğün azalmasına neden olur hem de fosforun ömrünü kısaltır.

Işın demetleri elektron tabancasından üç ana renkte yayılır (renkli monitörler için). Bunlar "RGB Colors" olarak bilinen kırmızı, yeşil ve mavi renkleridir. Bu renklerin karışımı ile doğadaki tüm ara renkler üretilebilir. Bu renklerin %100 oranında

karışımı beyaz rengi, hiç ışık yollanmaması yani karanlık da siyah rengi oluşturur. Diğer tüm ara renkler ise, bu ana renklerin değişik oranlarda karışımıyla elde edilir. Işın demeti ekrandaki fosfor tabakasına yollanırken delikli bir gölge maskesinden geçerler. Bu maske, ışının sadece kendi rengine ait olması istenilen yerlere çarpmasını sağlar. Ekrandaki her piksel üç alt piksele ayrılmıştır ve gölge maskesinden süzülerek çok hassas bir ayarlamayla geçen elektron demeti alt pikselleri ayrı ayrı aydınlatır. Sonuç olarak, ana piksel, alt piksellerin birleşimiyle oluşan rengi yansıtır ve televizyon ekranında o renk gözükür. Bu olay çok yüksek hızda olup saniyede binlerce kez yapıldığından, alınan TV sinyali ekranda gerçek zamanlı olarak görüntü oluşumunu mümkün kılar (Anonim 2005).

Çizelge 2.1. CRT'lerin Avantaj ve Limitasyonları (Indrajit ve Verma 2009)

<u>Avantajlar</u>	<u>Limitasyonlar</u>
LCD'ye göre daha iyi renk derinliği	Ağır, hantal, çok yer kaplıyor
Yüksek yenileme hızı	Sabit yenileme hızı başağrısına yol açabilir
Yüksek kontrast	Yüksek voltaj, aşırı ısınmaya yol açabilir
LCD'ye göre daha tepkisel	Güçlü vakum patlamalara yol açabilir
LCD'ye göre daha az gölgelenme ve hayalet etkisi	Elektromanyetik alandan kolay etkilenir ve ortamda elektromanyetik alan oluşturur
Esnek kullanım, çoklu çözünürlük	Sınırlı aydınlanma seviyesi
Düşük fiyat	Ekranın kenarlarında aydınlanma ve keskinlikte kayıp
	Fosfor verimliliğinin zamanla azalması
	Ekranın bombeli yapısından dolayı piksellerin geometrik olarak bozulması
	Empedans uyumsuzluğu sorunu, siyah-beyaz geçişlerinde problem

## 2.3.2. Likit Kristal Ekranlar (LCD)

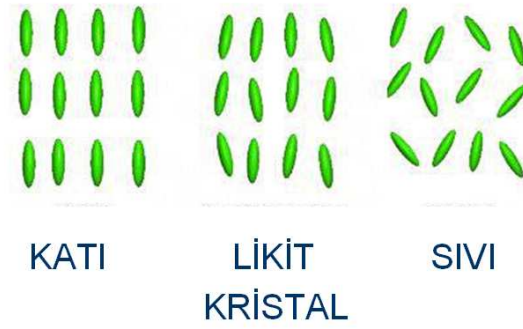
### 2.3.2.1. Likit Kristaller

Geleneksel bilime göre, maddeler üç farklı ana halde bulunurlar. Bunlar katı, sıvı ve gazdır. 19. yüzyılın ortalarına doğru bazı bilimadamları bazı sıcaklıklarda maddelerin olağandışı davrandığını, çeşitli renklerde bulutlar oluştuğunu ve alışılmışın dışında optik özellikler sergilediğini gözlemlemişlerdir. Özellikle Alman fizikçi Otto Lehmann ve Avusturyalı Friedrich Reinitzer tarafından toplanan deliller, tartışmaları “likit kristal” olarak bilinen yeni bir fazın kabul edilmesi ile sonuçlandırdı. Adlarından da anlaşılacağı üzere, likit kristallerin özellikleri sıvıların ve kristallerin kısmi özellikleri ile benzerlik gösterir. Daha spesifik olarak sıvılar düzgün dizilişli olmayan yapıdalarken, kristallerin dizilişleri açıkça belirtilebilen kafes yapı özelliklerine sahiptir. Likit kristaller birkaç doğrultuda diziliş gösterebilirler. Bu nedenle akıcılıklarını kaybetmemişlerdir ama bazı diziliş parametreleri katılar gibidir (Kıran 2007). (Bknz:Şekil 2.3)

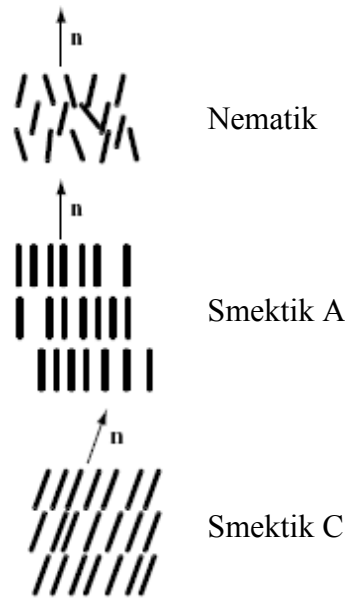
Likit kristal malzeme, liyotropik ve ısı yönelimli (termotropik) malzeme olmak üzere iki farklı sınıfta incelenir (Gennes ve Prost 1993). Isı yönelimli likit kristallerin faz geçişleri sıcaklığa bağlıyken, liyotropik likit kristallerin faz geçişleri çözücü (solvent) içindeki yüzey aktif maddenin (surfactant) konsantrasyonuna bağlıdır. LCD teknolojisinde genellikle ısı yönelimli likit kristaller kullanılmaktadır. Bunlar da likit kristallerin dizilişine bağlı olarak kendi arasında üç farklı sınıfa ayrılır: nematik, kolesterik ve smektik (Robinson 2005).

LCD’lerde kullanılan likit kristallerin farklı diziliş düzeninde olabilecekleri yukarıda belirtilmişti. LC’de en sık kullanılan diziliş düzenlerinden bahsedilecek olunursa; ilki nematik yapıdır ve kristallerin sıvı hal düzenine en yakın dizilişine bu yapıda rastlanır (Gennes ve Prost 1993). Nematik yapının bu özelliğinin yararı ise dışarıdan uygulanan elektrik veya manyetik alan ile kolayca hizalandırılabilmesidir. Bu özelliğinden dolayı LCD’lerin çoğunda LC dizilişleri için nematik yapı tercih edilir (Castellano 2005). Diğer bir diziliş düzeni de smektik yapıdır. LC bu yapıda

nematik yapıya göre daha düşük sıcaklıktadır. Diziliş olarak sabun moleküllerinin dizilişine benzemektedir. Bu diziliş de sıvı hale yakındır. Bu yapı, çeşitli LC yönlendirme metodlarıyla kendi içinde smektik A, smektik C gibi farklı dizilişlere sahip olabilir (Gennes ve Prost 1993). (Bknz: Şekil 2.4). Kolesterik diziliş düzeninde ise likit kristaller spiral formunda dizilirler. Bu dizilim ilk olarak kolesterol türevlerinde gözlemlenmiştir. Dizilimi nematik forma benzerlik gösterir.



Şekil 2.3. Likit kristalin yapısı

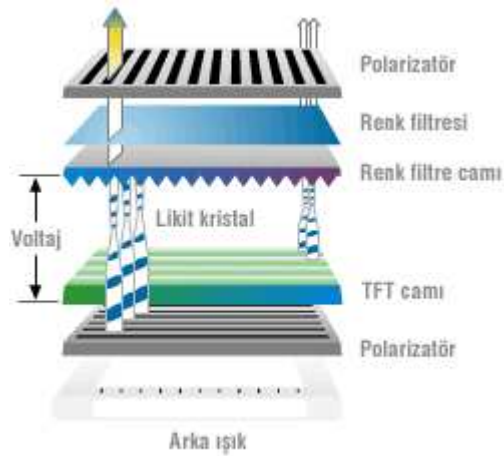


Şekil 2.4. Likit kristallerin sık kullanılan nematik ve smektik dizilişleri (Robinson 2005)

### 2.3.2.2. LCD'lerin Yapısı ve Çalışması

Likit kristal organik bir yapıya sahiptir. Yüksek ısıdan, havadan, sudan ve ışıktan (ultraviöle ışınlar) etkilenirler. Bu nedenle likit kristalli moleküllere sahip bir ekran havadan, sudan, yüksek ısıdan ve ultraviöle (UV) ışıklardan korunmak üzere tasarlanmıştır. Ekran paneli iki cam arasında yerleştirilmiş ve iyice izole edilmiş likit kristalden oluşmaktadır.

Camların iç kısmında elektrotlar vardır, dışında ise iki kat olmak üzere polarizatör (yönlendirici) bulunmaktadır. Üst camın üzerinde renk filtresi ve arka camın gerisinde ise kaynak ışık ( lamba veya ışık yayan diyot (LED, light emitting diode) ) bulunmaktadır.



Şekil 2.5. Likit kristal ekranların yapısı

Likit kristalli ekranların çalışmasında ışık önemli rol oynamaktadır. En iyi verimi alabilmek için “süzülerek” geçmeleri gerekir. Polarizatörün görevi burada devreye girmektedir. Ultraviöle ışınları kesip diğer ışık demetlerinin likit kristalin “hücrelerine” sızmasına imkan verirler. Işığın düzeltilmesi, doğrultulması gereklidir bu işi polarizatör yapar. Işık doğasından dolayı, her yöne doğru hareket eden, titreşen elektromanyetik bir dalgadır. Polarizatörden geçmiş bir ışık çizgisel bir dalga haline gelir ve sadece bir yönde hareket eder. Likit kristalin molekülleri uzun



ve ince bir şekilde sahiptirler. İnce oyuklardan oluşmuş bir yüzeyle karşılaştıkları zaman, bu moleküller oyuklar boyunca sıralanmaya eğilimlidirler. Likit kristaller, iki yüzey arasında kapatıldığında, her iki yüzeyin oyuklarına göre sıralanabilmek için eğilip, bükülüp kıvrılırlar.

Işık, likit kristalin arasından geçer ve moleküllerin sıralanmış olduğu yönü takip eder. Likit kristal yapı,  $90^0$  dönebilme ve kıvrılma özelliğine sahiptir, ışık da likit kristalden geçtiği için aynı dönüşlere sahip olur. Likit kristallerin molekül yapıları elektrik alanlarından etkilenmektedir ve akımın uygulandığı yöne doğru sıralanmaya meyillidirler. Bu durumda ışık, moleküllerin sıralanmış şeklinden dolayı "düz" olarak geçer. Polarizatör, ışığı tek bir yönde hareket eden çizgisel bir dalgaya dönüştürmektedir. Işığın geçmesi için polarizatörler ile ışığın aynı polarizasyon eksenine sahip olmaları gerekir. Birbirine dikey eksenlere sahip olduklarında ışık bloke olur. Polarizatör bir filtredir. Polarizasyon durumuna göre ışığı yönetir. Kısaca, LCD paneller iki kat polarize cam arasında yer alan yüz binlerce likit kristal hücreden oluşur. Panelin arkasında bulunan güçlü lambalardan gelen ışık, yayılmayı sağlayan tabakadan geçerek ekrana homojen bir şekilde dağılır.

Işık daha sonra TFT adı verilen ince film transistör tabakasından ve arkasından da her likit kristal hücreye iletilen elektrik miktarını ayarlayan renk filtrelerinden geçer. Bu işlemlerin sonunda da kırmızı (R), mavi (B) ve yeşil (G) renkleri oluşturan ve son görüntüyü sağlayan pikseller elde edilmiş olur (Anonim 2007).

Çizelge 2.2. LCD'lerin Avantaj ve Limitasyonları (Indrajit ve Verma 2009)

<u>Avantajlar</u>	<u>Limitasyonlar</u>
İnce, az yer kaplar, hafif	Tepki zamanı uzun
Az enerji harcıyor	Sabit çözünürlük
Isınma sorunu CRT'ye göre daha az	Sınırlı açısal bağımlılık
Parlaklık CRT'ye göre daha iyi	Kısıtlı siyahlık seviyesi
Görüntüde titreme yok, gözü daha az yoruyor	Yüksek fiyat
Mükemmel görüntü geometrisi	Arkapanel ışığının zamanla azalması
	Zamanla ölü piksel oluşumu

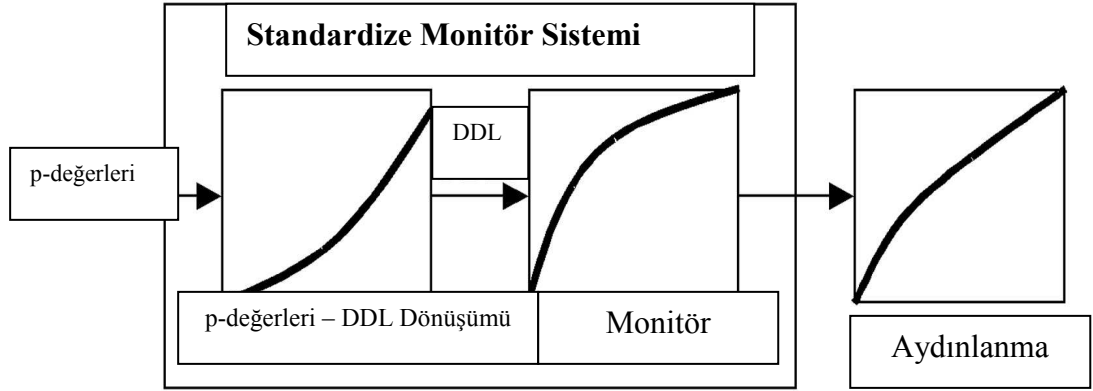
#### **2.4. Görüntü Performans Değerlendirmesinde Kullanılan NEMA-DICOM Standardı**

1984 yılında ACR ve NEMA adlı kuruluşların bir araya gelmesiyle şu an hala kullanılmakta olan DICOM standartları oluşturuldu ve bu standartların içinde, gri skala görüntüleme için, standard gri skala görüntüleme fonksiyonu da (GSDF, Gray Scale Display Function) bulunmaktaydı. GSDF'in amacı DICOM uyumlu monitörlerde kararlı bir gri skala görünümünün oluşturulmasıdır. Bu yaklaşım da algısal doğrusallaştırma (perceptual linearization) denilen, monitörde eşit dijital seviye değişimine karşılık, algılanan parlaklıktaki eşit değişimi sağlamayı hedeflemektedir.

Bu standardın anlaşılabilmesi için piksel değerleri, gri skala değerleri, p-değerleri, dijital sürüm basamakları (DDL, digital driving level) ve monitör karakteristik fonksiyonunun arasındaki farkların çok iyi irdelenmesi gerekir.

Görüntü elde edildikten ve üzerinde düzeltmeler (kazanç ayarları vb.) yapıldıktan sonra, bu görüntü bilgisayar hafızasına kaydedilir ve görüntü artık piksel değerlerinden oluşan bir dizidir. Bu diziye gri skala değerleri de denir. Bu görüntüye, görüntü işleme yöntemleri (yumuşatma, filtreleme, kenar iyileştirme vb.)

uygulandıktan sonra bu piksel-bağımlı dijital değerler monitörün donanımsal birimine (ekran kartı gibi) gönderilir ve sunum değerleri anlamındaki p-değerleri ismini alır. Bu birim, üretici firma tarafından oluşturulmuş ve LUT denilen bir gri-skala veya renk paletine sahiptir ve LUT, bu p-değerlerini DDL'e çevirir. Şu anda görüntümüz dijital olarak monitörde görüntülenmek üzere aydınlanma değerlerine sahiptir. Ancak görüntümüz hala rakamlardan oluşmaktadır ve dijitaldir, bunun da insan gözünün anlayacağı şekilde, yani analog olarak gösterilmesi gerekmektedir. Bunu da dijital-analog çevirici elektronik devre elemanı gerçekleştirmektedir. DDL'den aydınlanma değerlerine olan dönüşüm monitörün karakteristik fonksiyonuna tekabül eder. Ancak bu üretilen fonksiyon, genellikle eşit p-değerleri değişimine karşılık, eşit aydınlanma değerleri değişimi prensibine uygun düşmemektedir. DICOM standardı işte burada devreye girer ve kendi sahip olduğu p-değerlerinin DDL değerlerine çevirim fonksiyonunu kullanarak monitörde kararlı bir gri skala görünümünün oluşmasını sağlar. Şekil 2.6'da bu görüntüleme zinciri açık bir şekilde görülmektedir (Anonim 2004).



Şekil 2.6. Görüntünün elde edilmesinden monitörde gösterimine kadar olan süreç (Anonim 2004).

## **2.5. Görüntüleme Cihazlarının Teknik Özellikleri**

### **2.5.1. Giriş ve Çıkış Sinyalleri**

Görüntüleme cihazlarının giriş ve çıkış bağlantılarının kendine has özellikleri vardır. Bunlar, video bağlantı tipi (genellikle süngü tipi (BNC, Bayonet Neill-Concelman) veya video grafikleri dizisi (VGA, video graphics array) ), voltaj ve sonlanma empedansdır (genellikle 50 ohm veya 75 ohm). Burada önemli olan giriş ve çıkış empedanslarının uyumlu olmasıdır. Empedans eşleşmesi uygun olmazsa; hayalet görüntü gibi video artefaktları oluşabilir.

### **2.5.2. Band Genişliği (CRT)**

CRT'lerde video band genişliği, yatay yönde CRT piksellerinin çözülme becerisini ifade eden önemli bir kriterdir. Pikselin boyutu, pikselin profili, yatay yöndeki piksel büyüklüğünün örtüşmesi (overlap) video yükselteci tarafından kontrol edilir (Dikey yöndeki kontrol mekanizması ise elektron optiği ve çizgi boşluklandırmasıdır (line spacing) ). Büyük matrisli monitörlerde, istenen piksel parlaklığının elde edilmesi için yüksek band genişliği gerekir.(Mertelmeier ve Kocher 1996)

### **2.5.3. Matris Boyutu**

Matris boyutu veya piksel dizisi, görüntüleme cihazında bulunan video grafik denetçisi tarafından kontrol edilen, yatay ve dikey yönde adreslenebilir piksel sayısıdır. Günümüzde kullanılan üst düzey medikal monitörler 2048 x 2560 matris boyutuna (2k (2000-çizgi), 5 megapiksel) sahiptirler. Bu piksel dizisinin dörtte biri kadar olan diziler ise 1k'lık dizilerdir (1000-çizgi). Bunlar hem daha ucuz hem de daha yaygındır. Matris boyutu, aktif ekran alanında belirlenen nominal piksel boyutu ile ilişkilidir. Yaygın inanın tersine, nominal piksel boyutu, ekran çözünürlüğünü tanımlayan tek faktör değildir. Ekran çözünürlüğü, monitörde

görüntülenen piksellerin gerçek boyutu ve aydınlanma profillerinin bir fonksiyonudur.

#### **2.5.4. Ekran Alanı**

Ekran alanı, monitörün aktif görüntü alanının fiziksel boyutu olarak tanımlanır. Geleneksel olarak, ekranın görüntüleme alanı, aktif ekran alanının köşegen uzunluğu ölçülerek bulunur. CRT ekranlar için kullanılabilir ekran alanı belirlenmiş boyutundan daha azdır. Örnek verecek olursak, boyutu 17 inch olan monitörün ancak 15 inch kadar aktif görüntü alanı vardır (Bombeli yapısından dolayı). Düz panel ekranlarda ise belirtilen ekran boyutu ile gerçek ekran boyutu arasında fark yoktur.

#### **2.5.5. Fosfor Tipi (CRT)**

Fosfor tipi, fosfor tabanlı görüntüleme cihazları (CRT'ler gibi) için önemli bir parametredir. Bu parametre sadece çıkış aydınlanma seviyesini değil, aynı zamanda uzaysal gürültü, çıkış renk tonu ve fosforun yıpranma karakteristiğini de etkiler. Ekran teknolojisinde kullanılan yaygın fosfor tipleri P45, P4 ve P104'tür. Bunların arasında çeşitli farklar vardır. P104 ve P4, elektron enerjisinin ışığa çevrilmesi konusunda P45'e göre daha verimlidirler ama daha çabuk yıpranırlar ve çıkış aydınlanmasında azalma olabilir. Aynı zamanda bu yıpranmadan dolayı renk tonu kayması yaşayabilirler. Fosforların çoklu granüler yapısı uzaysal gürültüyü doğuran bir özelliktir ve büyüteç kullanarak bu özellik gözlemlenebilir. Kıyaslama yapacak olursak, P45, yüksek elektron bombardımanında daha kararlıdır, daha az renk tonu kayması yaşar ve tek tip fosfor olduğu için (karışım değil) daha az uzaysal gürültü özelliğine sahiptir. Günümüzde P4'te, P104'te, P45'te yüksek çözünürlüklü tanısal medikal görüntüleme uygulamalarında kullanılmaktadırlar ancak üst kalite monitörlerde P45 daha çok tercih edilir.

### **2.5.6. Ekran Yinelenme Hızı**

Yineleme hızı, görüntü karelerinin ne sıklıkta yenilendiğini gösteren bir parametredir. Yineleme hızı, CRT'ler için genellikle 55 Hz ile 150 Hz arasındadır. Çok düşük olması durumunda titreme diye tabir edilen bir görüntü kusuru ortaya çıkar ve özellikle görüntünün yüksek frekans bölgelerinde dalgalanmalar oluşur ayrıca gözde yorgunluk ve baş ağrısı da yapabilir. Birinci sınıf CRT medikal monitörler için bu değer en az 70 Hz olmalıdır. LCD'lerde ise bir polarizasyon durumundan diğer bir polarizasyon durumuna geçiş hızının düşüklüğü titremeye yol açabilir ancak LCD'lerde bu görmezden gelinebilecek bir sorundur. LCD'lerde yineleme hızı en az 20 Hz olmalıdır.

### **2.5.7. Piksel Boyutu**

Monitör piksel boyutu, nominal fiziksel boyutta ışık yayan en küçük ekran elemanıdır. Genellikle, daha küçük piksel boyutu daha iyi çözünürlük karakteristiği anlamına gelir ancak daha önce anlatıldığı gibi gerçek piksel boyutu her zaman nominal piksel boyutuna eşit olmak zorunda değildir.

CRT'lerde gerçek piksel boyutu, belli bir zaman aralığında tek bir elektron demeti tarafından uyarılan fosfordan yayılan ışığın alanıdır. Endüstriyel kullanımda ise pikselin aydınlanma profilinde, aydınlanma enerjisinin % 50'ye düştüğü yerin izdüşümünden yararlanılarak yapılan ölçümle piksel boyutu bulunur. Bu değer ile nominal piksel boyutunun oranı çözünürlük – adreslenebilirlik oranı (RAR, resolution-addressability ratio) olarak bilinir. Medikal kullanım için RAR, 0.9 – 1.1 arası olmalıdır (Muka 1997).

CRT'lerde dikey ve yatay yöndeki piksel boyutları farklılık gösterebilir. Bunun nedeni dikey yöndeki piksellerin elektron optiği, yatay yöndeki piksellerin ise video yükselteci tarafından kontrol edilmesidir. Optik komponent, yükseltece göre daha kararlı olduğu için dikey yöndeki çözünürlük homojenliği yatay yöndekine göre

daha iyidir. CRT'lerin tasarımlarından ve elektron optiğinden dolayı kenar ve köşedeki pikseller merkezdekilere göre daha büyük görünür.

### **2.5.8. Aydınlanma**

Monitörlerde, aydınlanma genelde ekranın maksimum parlaklığına tekabül eder. Sıradan masaüstü monitörler yaklaşık 100 kandela / m<sup>2</sup> aydınlanma üretirler. Üst düzey monitörlerde 300-600 kandela / m<sup>2</sup> aydınlanma üretilebilir. Medikal kullanımda genelde yüksek aydınlanma değerlerine sahip monitörler tercih edilir. Medikal monitörlerin ürettiği minimum aydınlanma da önemli bir parametredir. Yüksek kalite medikal monitörler, minimum aydınlanmayı kararlı halde tutmak için spesifik elektronik devre sistemlerine sahiptirler (Carrein 2006).

### **2.5.9. Aydınlanma Homojenliği**

Aydınlanma homojenliği, monitörde homojen bir görüntü gözlemlenirken ekran yüzeyindeki aydınlanma değişiklikleri ile ilgili bir parametredir. Bu parametre özellikle CRT'lerde dikkate değerdir. Bunun nedenleri; elektron demetiyle ekran arasındaki mesafenin her yerde aynı olmaması, elektron demetinin fosfor tabakayla olan açısının bölgelere göre değişimi ve fosfor tabakanın homojenliğindeki farklılıklardır.

Düz panel monitörlerde ise homojenlik daha çok piksellerin aydınlanma çıkış değerlerindeki farklılıklardan dolayı bozulabilir. LC tabakadaki ve arka ışıktaki homojenlik bozukluğu da, aydınlanmada homojenlik sorununa yol açabilir.

### **2.5.10. Monitör Yüzey Uygulamaları**

Çoğu medikal CRT üreticileri, ürettikleri monitörler için, parlama maskeleyesi ve ortam ışığı yansımaları gibi istenmeyen etkileri önlemek için anti-parlama ve anti-yansıma gibi uygulamalarda bulunurlar. Anti-parlama metodu ekran önyüzünde oluşan ikincil elektronları engellemek için kullanılır.

Düz panel ekranlarda kullanılan ince film anti-yansıtıcı kaplama aynasal yansımayı azaltır. LCD'lerde de anti-parlama kaplaması kullanılır fakat bu da aynasal yansımayı azaltsa da sis yansımalarını artırır.

### **2.5.11. Bit Derinliği**

Bir monitörün bit derinliği, ekranın teorik olarak gösterebileceği maksimum gri seviye veya renk seviyesi anlamına gelir. Örneğin 8-bitlik bir monitörde 256 ayrı gri seviye var demektir. Genellikle monitör denetçisi (controller), (ör: video kartı) ekranın bit derinliğini belirler. Günümüzdeki medikal monitör denetçilerinin (controller) bit derinliği 8-10 arasındadır ama teorik olarak böyle olsa da pratikte gerçek ayrı gri seviye veya renkli seviye sayısı daha azdır. Bit derinliği kavramını daha da açacak olursak, piksel için tanımlanan ,siyahtan beyaz tepe noktasına kadar olan, renk tonuna ait olan bu değerlerin, monitörün video yükseltecinin dinamik skalasında ne kadarına karşılık verilebildiğidir.

### **2.5.12. Açısal Bağımlılık (LCD)**

LCD'lerde aydınlanma, kontrast ve kromatikliğin açısal bağımlılığı vardır. Her LCD'nin, kontrastın belli bir değer aralığında kaldığı yatay ve düşey yönde bir görüntü yorumlama açısı vardır.

### **2.5.13. Aralık Oranı (LCD)**

Düz panel ekranlarda, gerçek piksel boyutunun nominal piksel boyutuna oranına aralık oranı denir ve yüksek aralık oranına sahip monitörlerde piksel yapısı daha az görülür ve ekran daha aydınlıktır.

## **2.6. Medikal Monitörlerin Sınıflandırılması**

ACR ve FDA (U.S. Food and Drug Administration)'nın ortaklaşa hazırladığı raporda medikal görüntüleme alanında kullanılan monitörler birincil (birinci sınıf)



ve ikincil (ikinci sınıf) olmak üzere iki sınıfa ayrılmışlardır. Birinci sınıf monitörler, medikal görüntülerin teşhis ve tanı ve yorumlanmasında kullanılır. Tipik olarak radyoloji bölümlerinde ve ortopedi gibi radyolojik görüntüleme kullanan bölümlerde kullanılır. İkinci sınıf monitörler ise medikal tanıyı destekleme amacıyla; medikal görüntüleri inceleme amaçlı kullanılır. Bunlar genelde görüntü, iş istasyonuna gitmeden, radyolojist teşhis koymadan önce medikal personel tarafından medikal görüntünün incelendiği monitörlerdir. Bu sınıf monitörler, operatör konsol monitörleri olarak kullanılırlar ve görüntü iş istasyonuna gitmeden önce görüntüde son ayarların (kontrast, parlaklık vs.) yapıldığı monitörlerdir. Literatürde, birinci sınıf monitörler diagnostik (tanısal), ikinci sınıf monitörler ise kliniksel olarak adlandırılırlar.

Birinci sınıf ve ikinci sınıf monitörlerin özellikleri çizelge 2.3’de verilmiştir ve kullanılan monitörün hangi sınıfa ait olduğunu görevli medikal fizik uzmanı bilmekle yükümlüdür. Medikal monitörlerin kabul testleri ve rutin kalite kontrolleri tezin ileriki aşamalarında anlatılacaktır.

Çizelge 2.3. Medikal Monitörlerin Tipik Özellikleri

<b>Özellikler</b>	<b>Ofis/İkincil tip 1-2 MP</b>	<b>Birincil/İkincil tip 1-2 MP</b>	<b>Birincil tip 3- 4 MP</b>	<b>5 MP</b>
Matris Boyutu	1024x1280	1200x1600	1728x2304	2048x2560
Aktif piksel boyutu	0.28-0.3	0.28-0.3	0.17x0.23	0.15
Aydınlanma oranı	50-100	100-250	250	250
Aydınlanma homojenliği	< % 30	< % 30	< % 25	< % 25
Anti-yansıtıcı ekipman	Opsiyonel	Gerekli	Gerekli	Gerekli
<b>CRT'ler için</b>				
Yükselteç band aralığı – tepeden tepeye (peak to peak) voltaj	160-200 MHz, 45 Volt	160-200 MHz, 45 Volt	250-290 MHz, 45 Volt	250-290 MHz, 45 Volt
Fosfor tipi	P104	P104 veya P45	P45	P45
Maksimum aydınlanma, cd/ m <sup>2</sup>	100	100-300	200-300	200-300
<b>LCD'ler için</b>				
Maksimum aydınlanma, cd/ m <sup>2</sup>	200	200	700	700
Görüş açısı	Modele göre değişir	> 80 <sup>0</sup> yatay, 50 <sup>0</sup> dikey	> 80 <sup>0</sup> yatay, 50 <sup>0</sup> dikey	> 80 <sup>0</sup> yatay, 50 <sup>0</sup> dikey
Kusurlu pikseller	< 30	< 10	< 10	< 10

## 2.7. Görüntü Performans Değerlendirmesinde Kullanılan Test Desenleri

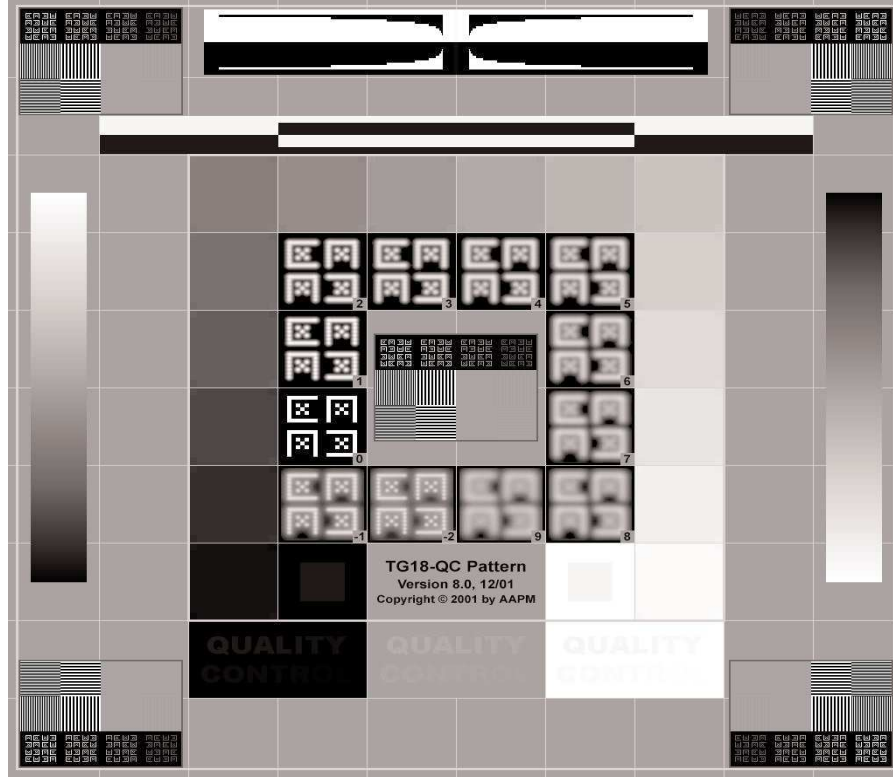
Ekran performansının değerlendirilmesi için bir çok test deseni kullanılır. Tüm desenler TG18-xyz formunda terimlendirilmiştir, buradaki x,y,z desenin değişik tiplerini tarif eder. Tüm desenler 3 formatta hazırlanmıştır: DICOM, 16-bit TIFF ve 8-bit TIFF. DICOM ve 16-bit TIFF desenler 12 bitlik piksel skalasında dağılırken , 8-bit TIFF desenler sadece 8-bit piksel skalasında dağılım gösterir. DICOM ve 16-bit TIFF görüntüler 0-4095 skala genişliğindedir. 8-bit desenler için görüntülenen skala 0-255 arasındadır. Çizelge 2.4'te 8-bit : 12 bit arasındaki piksel dönüşümleri verilmiştir.

Çizelge 2.4. TG18 test desenlerinde kullanılan piksel değerleri (Anonim 2005)

<b>Maksimum piksel değerine göre yüzdesi</b>	<b>8-bit piksel değeri</b>	<b>12-bit piksel değeri</b>
0	0	0
1	3	41
5	13	205
10	26	410
11.2	29	459
20	51	819
25	64	1024
50	128	2048
51	130	2088
56	143	2293
60	153	2457
75	191	3071
80	204	3276
89.3	228	3656
95	242	3890
100	255	4095

## 2.7.1. Çok Amaçlı Test Desenleri

### 2.7.1.1. TG18-QC



Şekil 2.7. TG18-QC Test Deseni

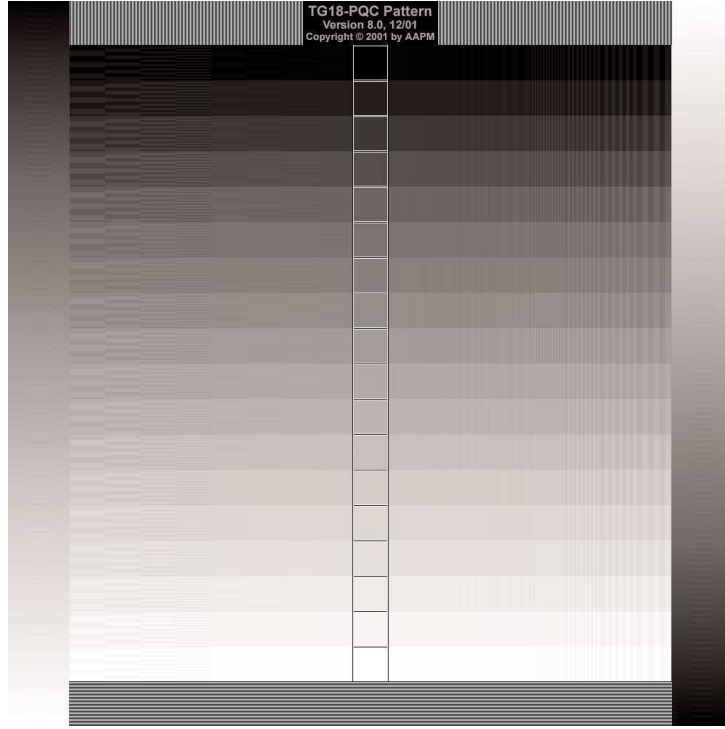
Desen (şekil 2.7) şu yapılardan oluşur:

1. Geometrik bozulmanın değerlendirilmesi için, merkezi bölgenin etrafı ve çevresi boyunca üç piksel kalınlığında grid çizgileri.
2. Aydınlanma tepkisinin değerlendirmesi için 8–248 arasında piksel değerlerine sahip on altı 102 x 102 (1k biçim) aydınlanma yaması (8 bit için). 12 bit için 128–3968 arasında piksel değerlerine ayrılır. Her yama piksel değerinin arkaplandan (background) farklılığı  $\pm 4$  olan 4 küçük köşe yamadan oluşur (+4[+64] üst sol ve alt sağda, -4[-64] alt sol ve üst sağda). Küçük yamalar aydınlanma tepkisinin görsel değerlendirilmesi için kullanılır. Ayrıca, SMPTE test desenindeki %5 ve %95'lik alanlara benzer olarak 13

[205] ve 242 [3890] piksel değerlerindeki i yamalar gömülü olarak sırasıyla minimum ve maksimum piksel değerlerindeki aydınlanma yamalarının içinde yer alır.

3. 0-255 [0-4095] ve 128-130 [2048-2088] piksel değerlerinde çözünürlük değerlendirmesi için merkezde ve 4 köşede Nyquist ve yarı Nyquist frekanslarında çizgi çifti desenleri.
4. Arkaplandaki 0 piksel değerine karşılık, "Cx" desenleri maksimum piksel değerinin %100, %75, %50 ve %25'i piksel değerinde merkezde ve 4 köşededir. Çözünürlük değerlendirmesi için farklı büyüklüklerdeki Gaussian bulanıklık içeren 12 gömülü skorlama referansı. (Bknz: Çizelge 3.4)
5. 3 aydınlanma seviyesinde düşük kontrast ayırma gücü için çeşitli kontrastlarda minimum, orta, maksimum piksel değerlerinde "QUALITY CONTROL" harfleri.
6. Bit derinliği ve çevreleme (contouring) artefaktları için 2 dikey çubuk ile sürekli piksel değeri değişimleri.
7. SMPTE desenine benzer olarak video sinyal artefaktlarını değerlendirmek için siyah ve beyaz ubuklar.
8. Düz ekran (flat panel) monitrlerdeki çapraz karışmanın (crosstalk) görsel değerlendirmesi için desenin üst merkezindeki yatay alan.
9. SMPTE desenine benzer olarak desenin dışının etrafındaki sınır.

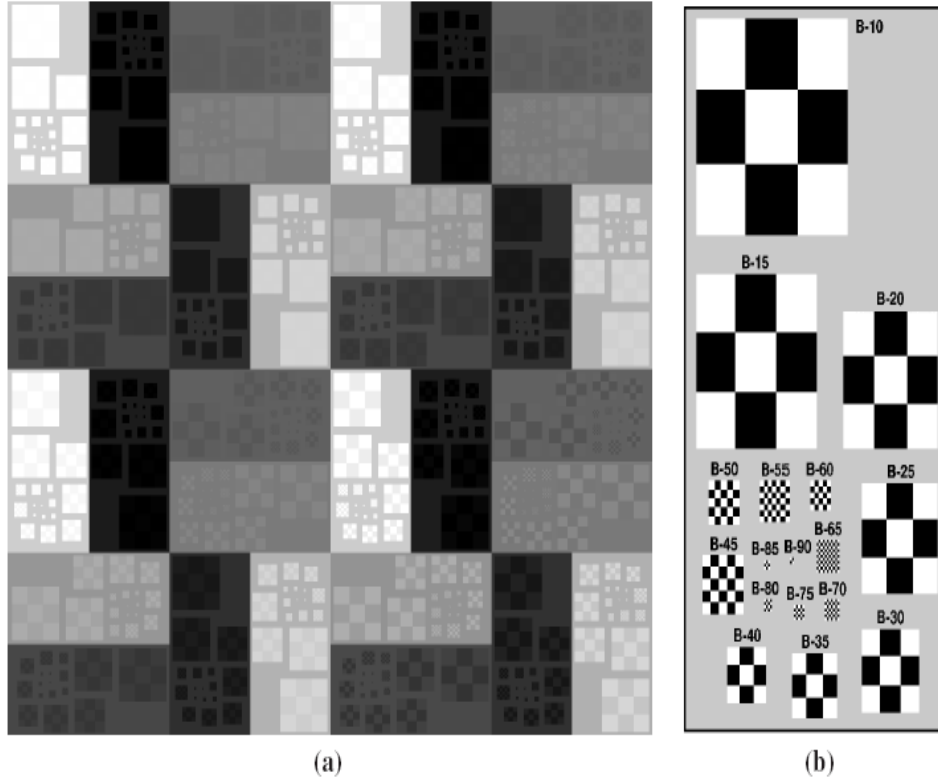
### 2.7.1.2. TG18-PQC



Şekil 2.8. TG18-PQC Test Deseni

TG18-PQC test deseni, değişen DDL ubukları ile birlikte çeşitli dikey ve yatay dūşük kontrast desenleri içerir. Bu test deseni öncelikle film basıcılarının karakteristiklerinin değerlendirilmesi, yani basılı filmlerin elektronik görüntüleme aygıtının aydınlanma cevabı ile eşitirilerek ayarlanabilmesi için geliştirilmiştir. İşaretili alanlar film yoğunluk ölçümlerinin yapılabileceği bölgeleri göstermektedir. Her bir yoğunluk basamağında, değişen kontrast ve frekanslarda dūşük kontrast desenleri içerir. Basıcının çözünürlüğünün değerlendirilmesi için ince ayar test desen alanları da içerir. Test desenin saę ve sol tarafındaki devamlı yokuş basamakları film yoğunluk sürekliliğinin değerlendirilmesini sağlarlar.

### 2.7.1.3. TG18-BR



Şekil 2.9. a) Düşük kontrast ve ekrandaki ince ayar test için kullanılan TG18-BR test deseni. b) Desenin üzerindeki dama tahtası tasarımlı paneller

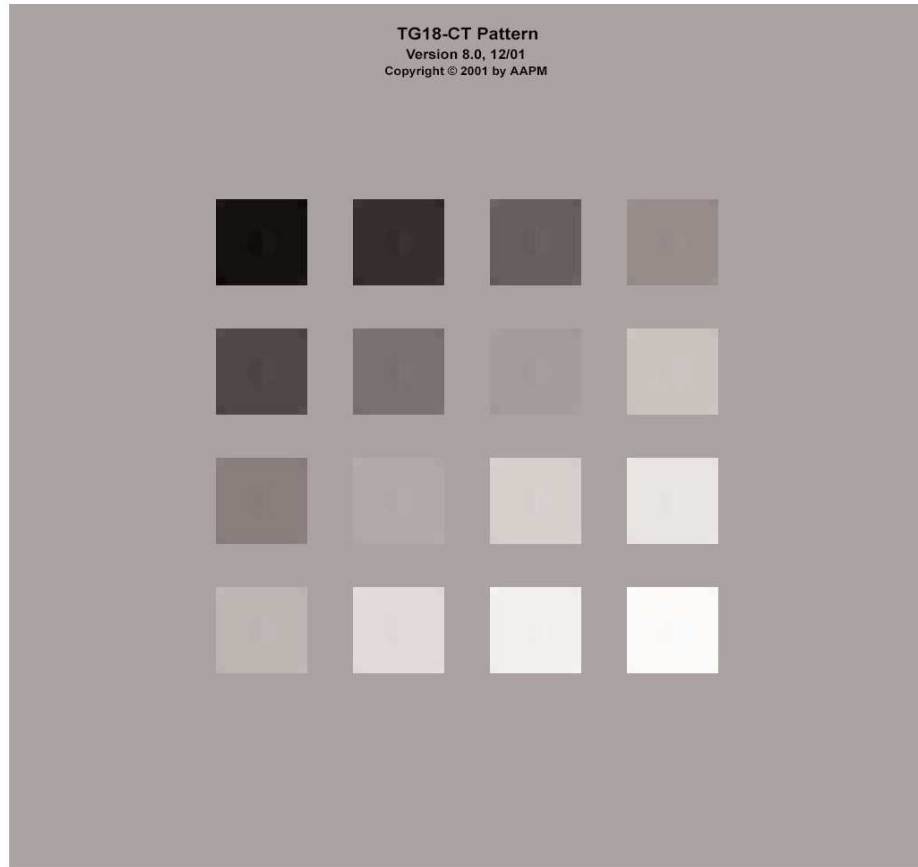
Briggs desenleri görüntüleme sisteminin çözünürlük ve kontrastının düzgün bir biçimde ayarlanıp ayarlanmadığının, görsel değerlendirmesinde kullanılırlar. Bu desen Stewart Briggs tarafından uydu görüntüleme için tasarlanmıştır fakat sonra diğer görüntüleme sistemleri için de uyarlanmıştır (Briggs 1979, 1987). Halihazırda birkaç çeşit Briggs deseni kullanılmakla beraber; bu raporda olası kafa karışıklığını önlemek için medikal monitörlerin görsel değerlendirmesinde şekil 2.9'daki Briggs deseni (TG18-BR) kullanılmıştır.

1k biçimli desen her biri 8 panel içeren 4 çeyrek birimden oluşmuştur. Hedef dama tahtası için, tam skala arkaplan aydınlanma sağlayacak şekilde, paneller 0'dan maksimuma kadar, piksel değerlerini içerecek şekilde çifterli yerleştirilmişlerdir.

Her çeyrek karedeki paneller, bitişik panellerin arkaplan parlaklık değerleri desenin ortalama parlaklığının her iki yanında olacak şekilde eşleştirilmiştir. Her bir panel 16 dama tahtası içerir. Bunlar her bir kare kenarı 25 piksel olan 3 x 3 'lük kare desenden (B-10), her bir kare kenarı 1 piksel ve 2 x 2'lik kare desenine kadar sıralanırlar (B-90). Dört çeyrek karede piksel farklılığı cinsinden dama tahtalarının kontrastları, dört en küçük bit değerine denk gelen ( 1 [16], 3 [348], 7 [112], and 15 [240] ) değerlerden oluşmaktadır.

## 2.7.2. Aydınlanma Ölçümü için Test Desenleri

### 2.7.2.1. TG18-CT

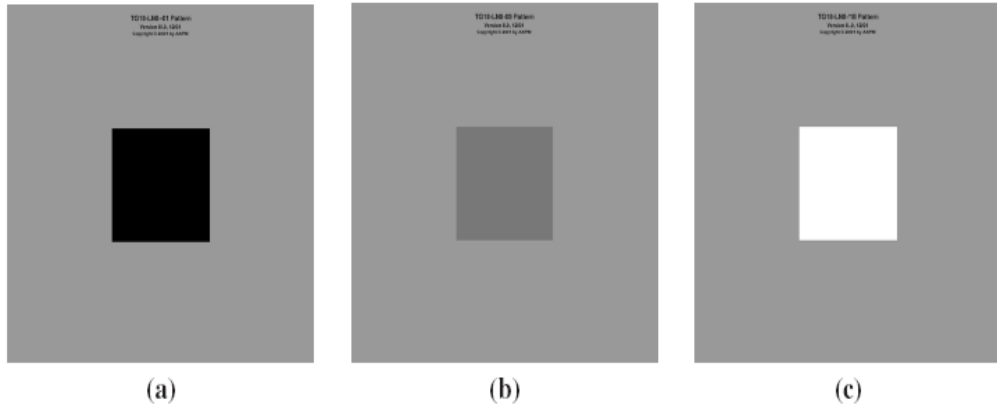


Şekil 2.10. Monitörlerde aydınlanma tepkisinin değerlendirilmesi için TG18-CT düşük kontrast test deseni



Ekranın aydınlanma tepkisiyle ilişkili olarak kontrast transfer karakteristiğinin görsel değerlendirilmesi için Şekil 2.10'daki düşük kontrast test deseni kullanılır. Desen, homojen bir arkaplanda gömülü halde 8 [128] 'den 248 [3968]'e değişen aydınlanmalarda 16 komşu alan içerir. Her bir alan arasındaki piksel değeri cinsinden fark aynıdır. Her bir yama (patch) TG18-QC test deseninde olduğu gibi arkaplandan farklılık içererek 10 x 10'luk  $\pm 4$  [ $\pm 64$ ] piksel değerinde dört küçük köşe yaması (1k biçimli) içerir. Buna ek olarak her bir yamanın merkezinde yine arkaplandan farklılık gösterecek şekilde  $\pm 2$  [ $\pm 32$ ] piksel değerlerinde iki taraflı çift yarım ay hedefler bulunmaktadır.

### 2.7.2.2. TG18-LN



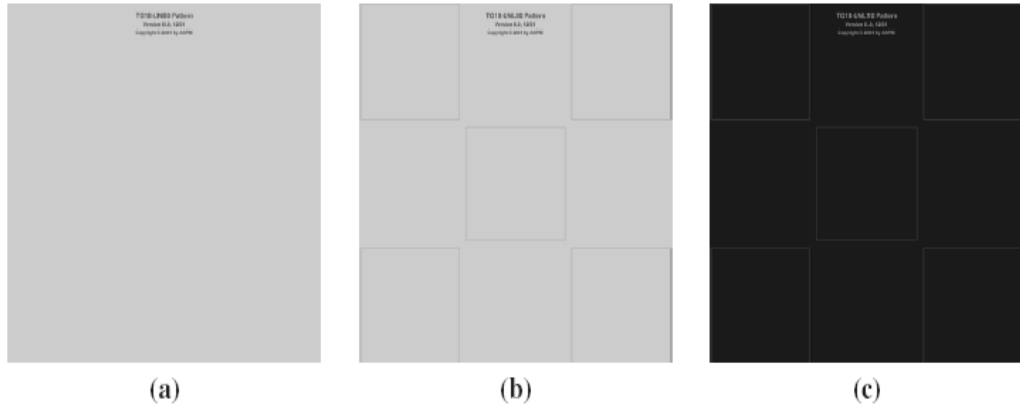
Şekil 2.11. Aydınlanma ölçümü için TG18-LN aydınlanma desenleri. Bu desenler piksel değerlerinde eşit artışla tüm skalayı kapsar. TG18-LN8–01 (a), TG18-LN8–09 (b), ve TG18-LN8–18 (c).

Görüntüleme sisteminin aydınlanma cevabının değerlendirilmesi için 2 set halinde 18 aydınlanma deseni vardır. Desenler TG18-LN x-y şeklinde tasarlanmıştır. Burada x, settaki görüntülenmiş değerlerin bit derinliği (bit depth) skalası, y ise settaki görüntü numaralarıdır. Desenlerdeki geometri DICOM 3.14'te önerilene uymaktadır. Her bir desen, tüm alanının % 10'unu işgal eden belirli piksel değerlerinde merkezi test alanlarına sahiptir. Desenin geri kalanı maksimum aydınlanmanın % 20'sine eşit aydınlanmada homojen bir arkaplan içerir. Bu

aydınlanma değerlerini elde etmek için görüntüleme aygıtını DICOM görüntüleme fonksiyonuna göre kalibre etmek gerekir. Arkaplan değeri 153[2448] olmalıdır.

Desen setlerinde merkez alandaki piksel değerleri eşit aralıktır. Örnek verecek olursak, TG18-LN8-01 'den TG18-LN8-18'e kadar merkezi piksel değerleri 0,15,30, ... , 255 şeklinde olmak üzere on sekiz 8 bitlik desen vardır. Aynı şekilde TG18-LN12-01'den TG18-LN12-18'e kadar merkezi piksel değerleri 0, 240, 480, . . . , 4080 olacak şekilde on sekiz tane 12 bitlik desen vardır. Bu test desenleri tüm ekran alanını kaplayacak şekilde büyütülebilir.

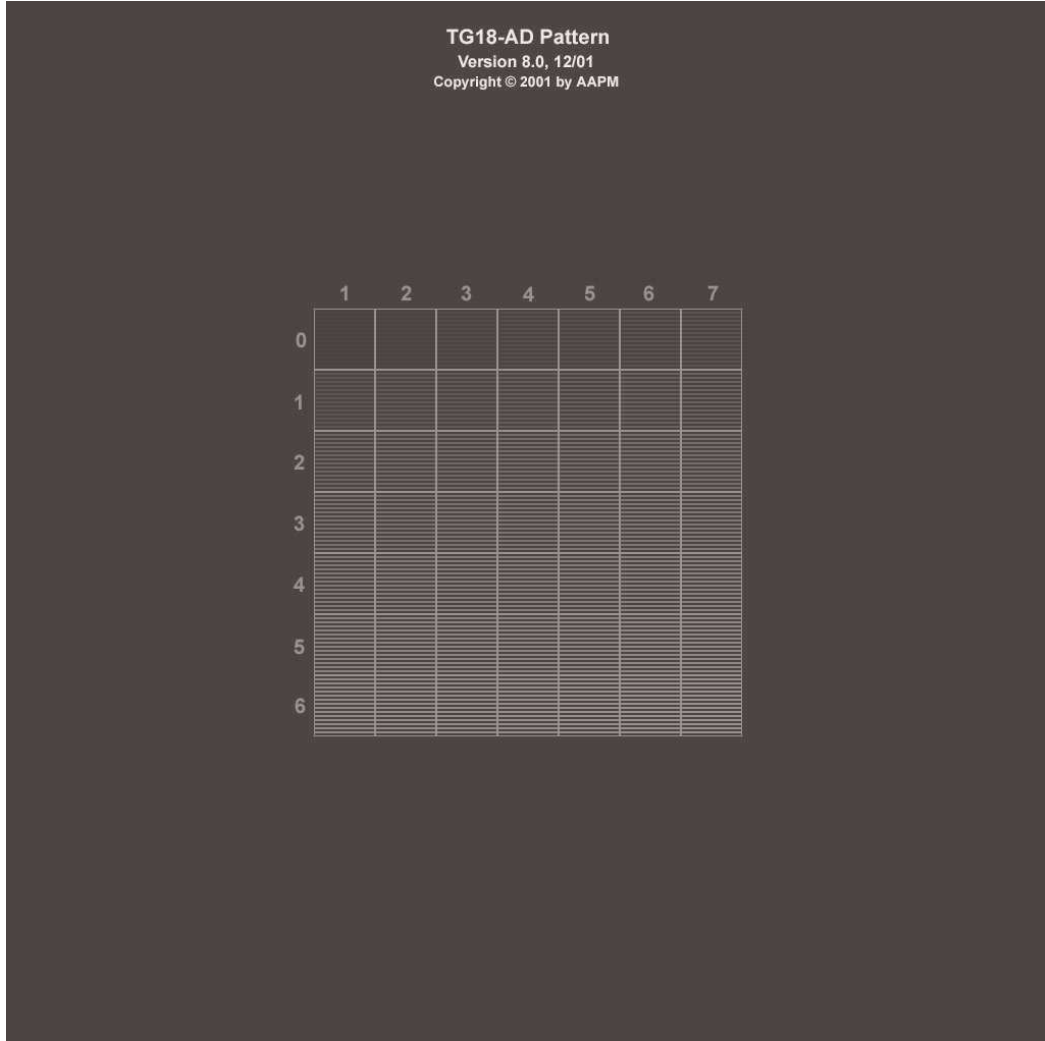
### 2.7.2.3. TG18-UN



Şekil 2.12. TG18-UN80 (a), TG18-UNL80 (b), and TG18-UNL10 (c), aydınlanma homojenliği, renk homojenliği değerlendirme desenleri

Aydınlanma homojenliği, renk homojenliği ve açısal tepkinin değerlendirmesi için yukarıdaki homojen desenler kullanılır. TG18-UN10 ve TG18-UN80 sırasıyla maksimum piksel değerinin %10'unu (26 [410] piksel değeri) ve % 80 (204 [3278] piksel değeri)'ini belirtirler. Diğer iki desen de UN desenleriyle benzerlik gösterir ancak bunların merkezlerinde ve köşelerindeki % 10 'luk alanda ölçüm alınabilecek bölgeleri göstermek için düşük kontrast çizgileri vardır.

#### 2.7.2.4. TG18-AD

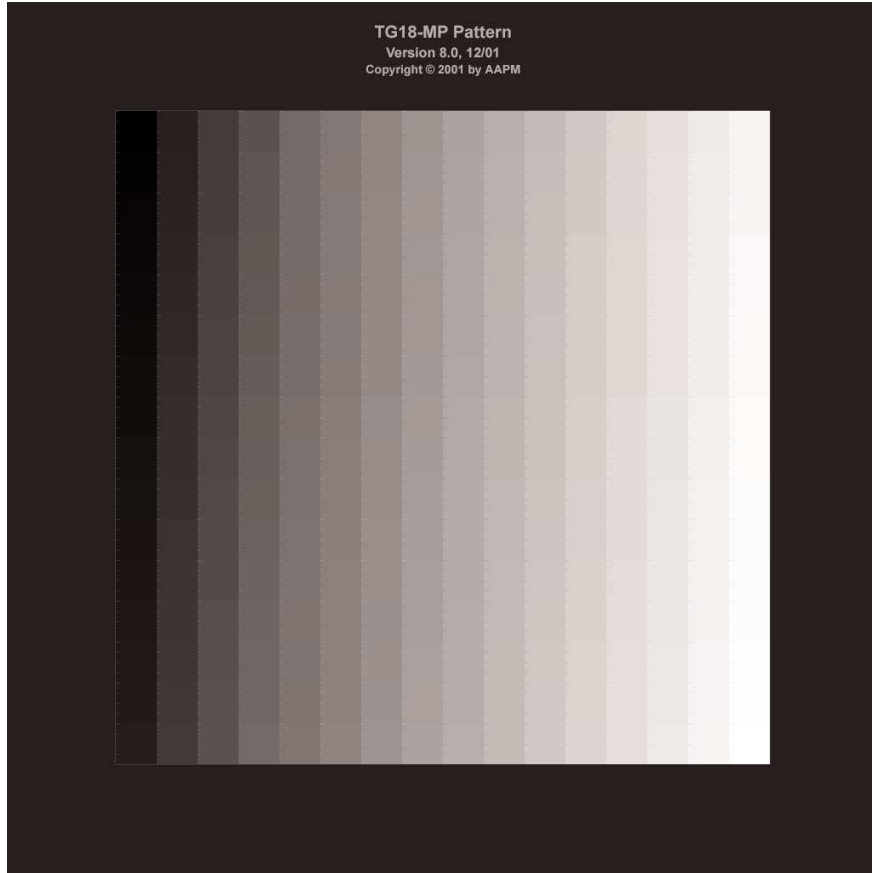


Şekil 2.13. TG18-AD test deseni ortam ışığına karşılık ekranın dağınık yansıma cevabının görsel değerlendirilmesi için kullanılır. Desen özelliklerinin daha iyi görülmesi için daha parlak ve yüksek kontrastta gösterilmiştir.

Görüntüleme aygıtının dağınık yansımasının görsel değerlendirilmesi için düşük aydınlanma, düşük kontrast TG18-AD test deseni kullanılır. Test deseninde yarı Nyquist frekansında eklenmiş 49 yatay çizgi çifti deseni bulunur. Siyah çizgiler 0 piksel değerinde, beyaz çizgiler de sürekli artan kontrast seviyelerindedir. Ekler satır ve sütun sayısı ile ifade edilir. Her bir çizgi çifti desenindeki parlak çizgi değeri, çizgi çifti desenleri cinsinden  $b(C + 7R)$ 'dir. Burada C, sütun sayısı, R satır sayısı, b

de çarpım faktörü olarak 8-bit biçimli desenlerde 1, 12-bit biçimli desenlerde de 4'tür. Arkaplan piksel değeri ise 0'dır.

#### 2.7.2.5. TG18-MP

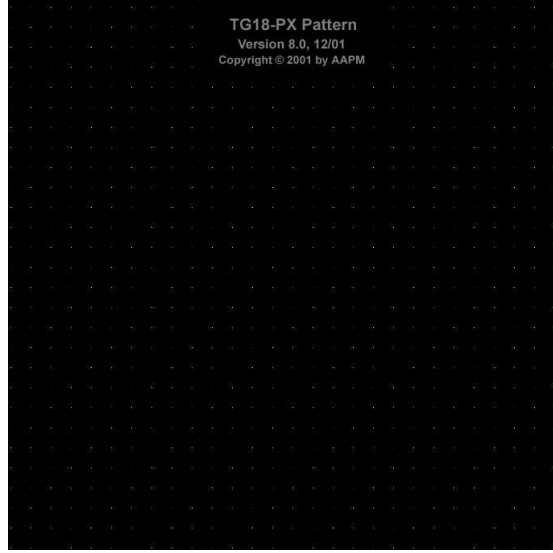


Şekil 2.14. Ekranın bit derinliği çözünürlüğünün görsel değerlendirmesi için TG18-MP test deseni

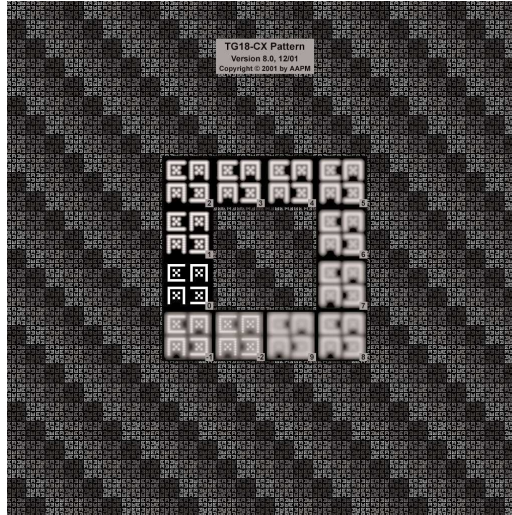
TG18-MP test deseni, ekran bit derinliğinin görsel değerlendirmesi için tasarlanmıştır. Bu test deseni için sadece 12 bit biçimi mevcuttur. Arkaplan değeri 256 olan bu desen, 0-4095 piksel değeri aralığına sahip her biri 12 bit piksel değerinin 1/16'sına karşılık gelecek şekilde 16 basamak içerir. Desendeki küçük işaretler 8 bit – 10 bit piksel değer dönüşümünü gösterir.

## 2.7.3. Çözünürlük Desenleri

### 2.7.3.1. TG18-PX ve TG18-CX



Şekil 2.15. Ekran çözünürlüğünün değerlendirilmesi için TG18-PX test deseni



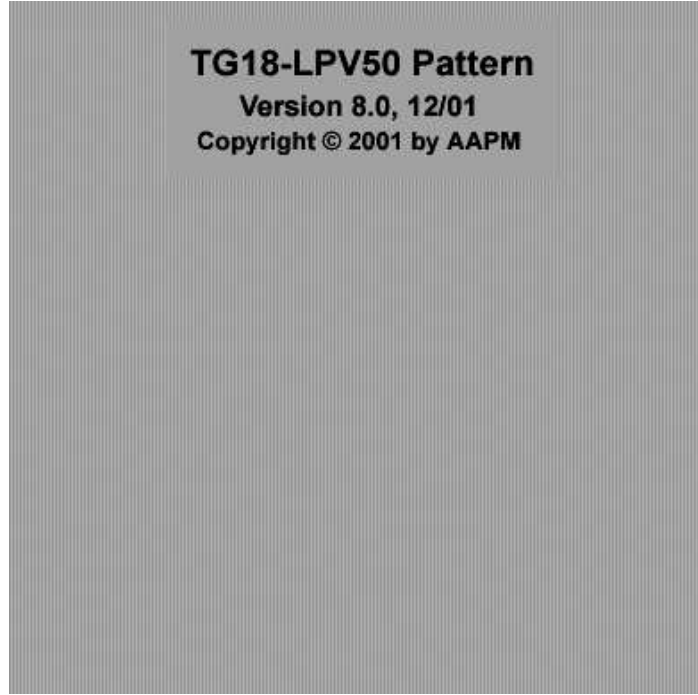
Şekil 2.16. Ekran çözünürlüğü ve çözünürlük homojenliği değerlendirilmesi için TG18-CX test deseni

Ekran çözünürlüğünün değerlendirilmesi , ekranın ön yüzeyi boyunca tek piksellerin aydınlanma profilleri incelenerek gerçekleştirilebilir. Bunun için arkaplan piksel

değeri 0 olan, maksimum piksel değerinin % 100, % 75, % 50, % 25 ' i (255, 191, 128 ve 64 [4095, 3071, 2048 ve 1024]) piksel değerinde pikseller içerecek şekilde düzenlenmiş TG18-PX test deseni kullanılır.

Yine ekran çözünürlüğünün ve özellikle çözünürlük homojenliğinin kantitatif değerlendirilmesi, TG18-QC test deseninde olduğu gibi Cx hedeflerinin görüşlerinin görsel değerlendirmesi ile gerçekleştirilebilir. TG18-CX test deseni 0 piksel değerindeki arkaplana karşılık, maksimum piksel değerinin %100, % 75, % 50 ve % 25'i (255, 191, 128 ve 64 [4095, 3071, 2048 ve 1024] ) piksel değerlerinde bulunan tüm yüzeyi kaplayan Cx hedef dizilerinden meydana gelmektedir. Ayrıca TG18-CX test deseni, TG18-QC test desenine benzer olarak hedeflerin değerlendirilmesi için gömülü skorlama referansına sahiptir.

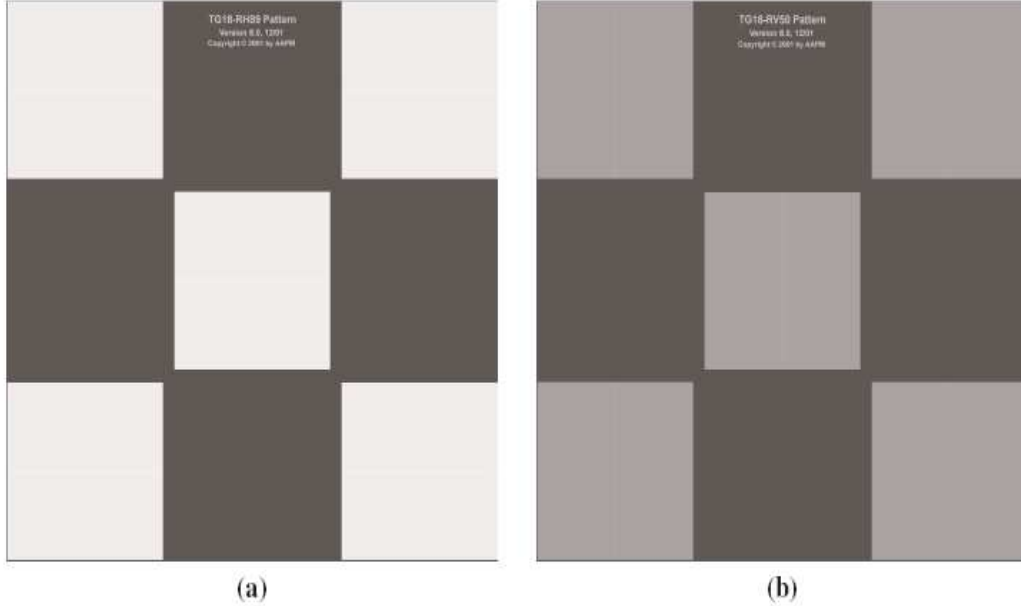
### 2.7.3.2. TG18-LP Desenleri



Şekil 2.17. TG18-LP desen örneği olan TG18-LPV50 test deseni

Ekran çözünürlüğünün görsel değerlendirmesi, aynı zamanda ekran yüzünün bir tarafından öbür tarafına devam eden tek piksel genişliğindeki çizgilerden oluşan çizgi çifti desenlerinin aydınlanma profilinin incelenmesi ile gerçekleştirilebilir. Desenin bir ucundan öbür ucuna üç arkaplan seviyesinden (maksimum piksel değerinin % 10, % 50 ve % 89'u. (26, 128 ve 228 [410, 2048 ve 3656] piksel değerleri) ) % 12 pozitif kontrasta sahip çizgiler vardır. Bu çizgiler TG18-LPH10, TG18-LPH50 ve TG18-LPH89 test desenlerinde yatay, TG18-LPV10, TG18-LPV50 ve TG18-LPV89 test desenlerinde dikeydir.

### 2.7.3.3. TG18-RH ve TG18-RV



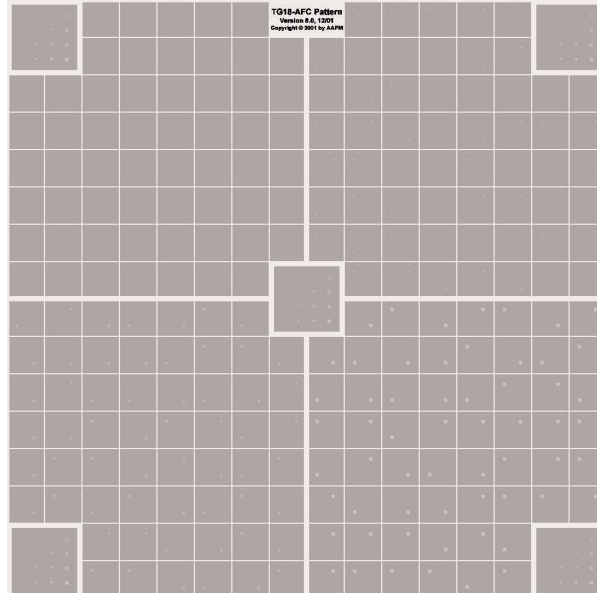
Şekil 2.18. TG18-RH89 (a) ve TG18-RV50 (b) desenleri ekran çözünürlüğünü değerlendirmek için kullanılır. TG18-NS test deseni, RH ve RV test desenlerine benzemekle beraber 5 ölçüm alanında çizgiler bulunmamaktadır.

Ekran çözünürlüğünün kantitatif değerlendirmesi için 2 set test deseni vardır ve her biri 3 ayrı test deseni içerir. Tüm desenlerdeki arkaplan (Şekil 2.18.'de siyah alanlar) 51 [819] piksel değerindedir. Arkaplana ilaveten, biri ortada, diğerleri de 4 köşede yer alan maksimum aydınlanmanın % 10 (26 [410] piksel değerinde), % 50 (128 [2048] piksel değerinde) ve % 89'una (228 [3656] piksel değerinde) karşılık

gelen toplam 5 kareden oluşan ölçüm bölgeleri vardır. TG18-RH10, TG18-RH50 ve TG18-RH89 test desenlerinde her bir ölçüm bölgesi, % 12 pozitif piksel değeri farklılığında merkezi tek piksel genişliğinde yatay bir çizgi sergiler. TG18-RV10, TG18-RV50 ve TG18-RV89 test desenlerinde her bir ölçüm bölgesi, % 12 pozitif piksel farklılığında merkezi tek piksel genişliğinde dikey bir çizgi sergiler. Böylece desenler bize ekran yüzeyindeki 3 aydınlanma seviyesinde 5 bölgede küçük modülasyonda yatay ve dikey yönde ekranın çizgi dağılım fonksiyonunu ve modülasyon transfer fonksiyonunu (MTF, modulation transfer function) bulmayı sağlar. Ayrıca dijital kameraların uzaysal kalibrasyonunun yapılması için her bir ölçüm alanına tek piksel işaretleyicileri katılmıştır. İşaretleyiciler, sırasıyla R10, R50 ve R89 desenleri için yine sırasıyla maksimum piksel değerlerinin % 50'si, % 10'u ve % 50'si olacak şekilde 60 x 60 'lık (2k biçim için 120 x 120) merkezi kare alanın köşesinde dirler.

## 2.7.4. Ekran Gürültüsü Test Deseni

### 2.7.4.1. TG18-AFC



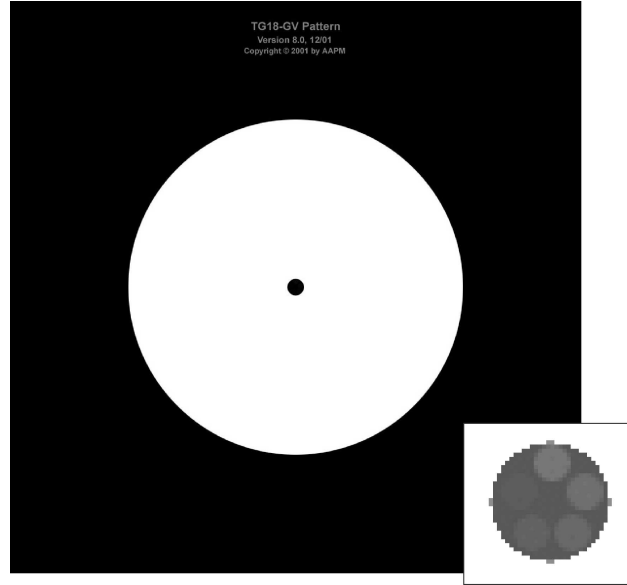
Şekil 2.19. Ekran gürültüsünün görsel değerlendirilmesi için TG18-AFC test deseni. Özelliklerinin belirgin görülmesi için kontrastı zenginleştirilmiştir.



Test deseni bir dizi küçük kutudan oluşmuştur. Bu kutuların bir çeyreğinde düşük kontrast özelliğinde küçük bir kutucuk daha bulunmaktadır. Bu desen sistemin sinyal-gürültü oranının belirlenmesi için kullanılır. Bu tip test deseni daha önceden ekran değerlendirmesi için kullanılmaktaydı. Sabit desen gürültüsünün, CRT sistemlerin karma fosforuyla ilişkilendirilmesi için kullanışlı bir desendir. Bu test deseninin hassasiyeti elektronik ekran performansının değişkenleriyle farklılık gösterir. TG18-AFC test deseni, çoklu kare hedef alan içeren 4 çeyrek bölgeye bölünmüştür. Her bir çeyrek bölgenin köşesinde küçük bir kare hedef vardır. 12 bitlik 1024 x 1024 desende, çeyrek daireler 2, 3, 4 ve 6 piksel boyutlarında sırasıyla +32, +48, +64, +96 DDL kontrast değerlerine sahip hedefler içerir.

## 2.7.5. Parlama Maskeleyesi Test Desenleri

### 2.7.5.1. TG18-GV ve TG18-GVN



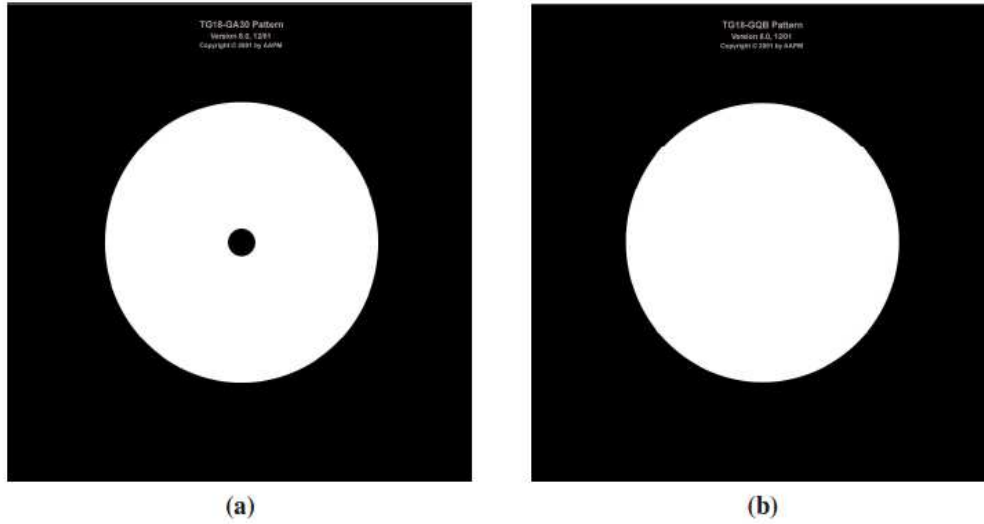
Şekil 2.20. TG18-GV test deseni, 5 düşük kontrast objesi içeren 30 piksel çapında merkezi bir siyah alandan oluşmuştur. Merkezi alanın daha iyi görülmesi için sağ altta büyütülmüş ve kontrastı yükseltilmiş şekilde görülmektedir.

Ekrandaki parlama maskeleyesinin görsel değerlendirmesi için 2 test deseni birlikte kullanılır. TG18-GV test deseni, siyah bir arkaplan (0 piksel değerinde) ve 600

piksel çapında merkezi bir dairesel beyaz alandan (maksimum piksel deęerinde) oluřmuřtur. Beyaz alanın merkezindeki siyahlık 30 piksel çapında 0 piksel deęerinde bir daireden (arkaplanla aynı) ve bunun içerisinde de 9 piksel çapında 5 dūřuk kontrast dairesinden oluřmuřtur. Bu dūřuk kontrastlı objelerin piksel deęerleri 8 bit derinlięindeki desen için 2, 4, 6 ,8 ve 10'dur (12 bit derinlięi için [32, 64, 96, 128, and 160]).

TG18-GVN test deseni ise TG18-GV desenine benzemekle beraber bunda geniş çaplı beyaz daire yerine siyah bir daire kullanılmıştır ve dūřuk kontrastlı hedefler dışında tamamen siyah bir desen oluşturulmuştur. Bu test desenlerini kullanırken gözlemcinin görsel adaptasyonunu değiştirmemek için, görüntünün görünüşündeki parlak kısmın katkısını engellemek için maske kullanılır. Bu test desenleri kullanılırken dikkat edilecek bir diğer hususta desenin tüm ekranı kaplamaması gerekliliğidir. Ekran boyutları, desenin 300 piksel çapındaki beyaz alanının çapı 20 cm olacak şekilde ayarlanmalıdır.

### 2.7.5.2. TG18-GQ ve TG18-GA



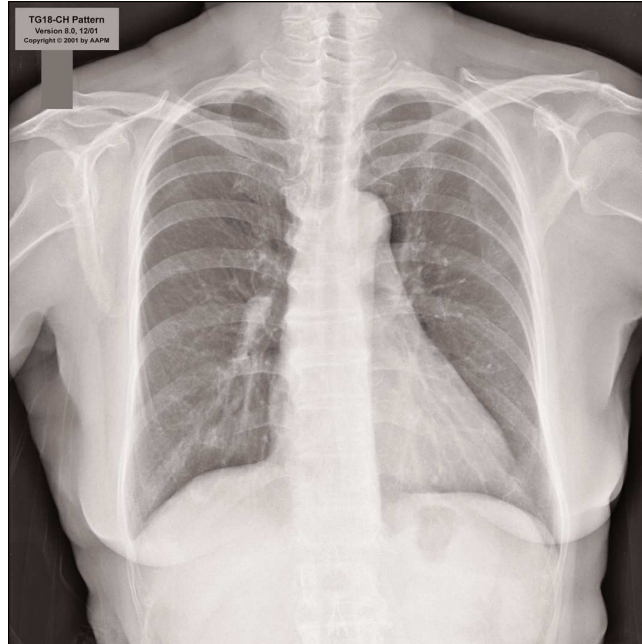
şekil 2.21. TG18-GA30 (a) ve TG18-GQB (b) test desenleri.

Bu desenler (şekil 2.21 (a), (b) ) parlama maskelemesinin kantitatif değerlendirmesi için kullanılır. TG18-GQ deseni, TG18-GV desenine benzer ancak aralarındaki tek fark merkezdeki düşük kontrastlı objelerin yokluğudur. TG18-GQ deseninin 2 farklı modeli TG18-GQN ve TG18-GQB desenleridir. TG18-GA, sekiz set test desenine sahiptir. Bunların TG18-GQ deseninden tek farkları ortalarındaki siyah dairenin farklı yarıçaplarda olmasıdır ( $r = 3, 5, 8, 10, 15, 20, 25$  ve  $30$  piksel). Bu şekilde TG18-GA03 den TG18-GA30'e kadar gider. TG18-GA15 deseni TG18-GQ ile özdeşdir. Bu desenler beyaz alanlarının çapı 20 cm olacak şekilde görüntülenmelidir.

### 2.7.6. Anatomik Değerlendirme Test Desenleri

Geometrik test desenlerine ilave olarak ekran kalitesinin kapsamlı değerlendirilmesi için birkaç tane referans anatomik görüntü kullanılır. Bunun için dört spesifik görüntü önerilir. PA göğüs radyografisi (TG18-CH), diz radyografisi (TG18-KN) ve iki dijital mamogram (TG18-MM1 and TG18-MM2) .

#### 2.7.6.1. TG18-CH Göğüs Radyografisi



Şekil 2.22. TG18-CH görüntüsü

TG18-CH, postero-anterior (PA) göğüs radyografisi, 1740 doz indeksinde (exposure index) CR-400 Eastman Kodak sisteminde elde edilmiştir. Bu göğüs radyografisi için optimum işleme planına uygun olarak gri skala çevirimi ve eşitlenmesi yapılmıştır. (Flynn 2001) Bundan sonraki yorumlar radyoloji uzmanına aittir:

“Görüntünün sol diyafram yaprağında 4 mm opasite kısmi kalsifike olarak görülmektedir. Bu kostal kıkırdak veya pulmoner nodül olabilir. Her bir kısımda apikal şapkalar vardır. Sol orta göğüste hafif kıvrımlı doğrusal bir fissur vardır. Pulmoner damarlar, kalp ve aort dikkate değer değildir. Omurgada dejeneratif bir değişiklik vardır.”

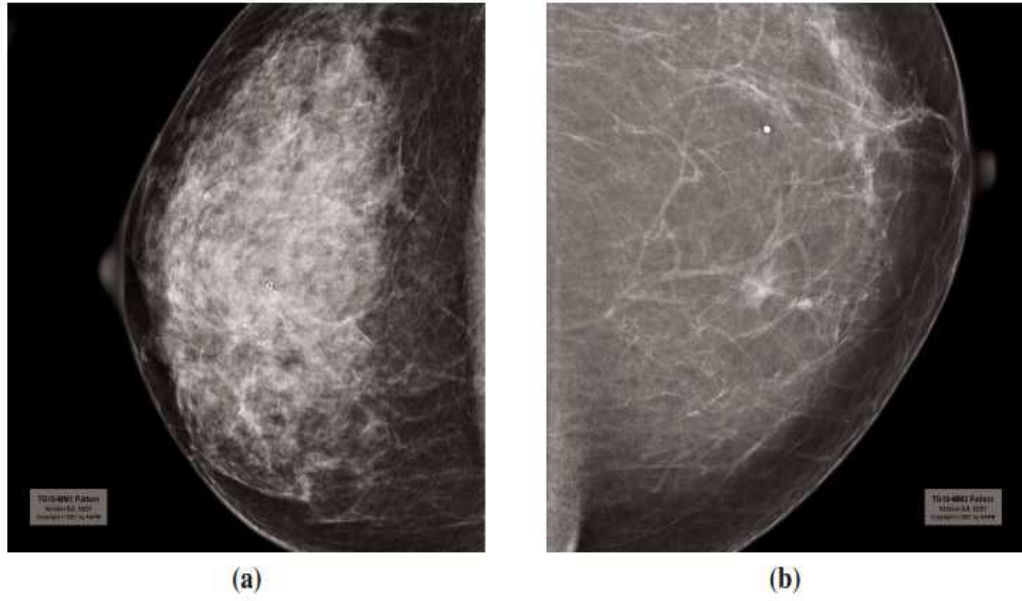
### 2.7.6.2. TG18-KN Diz Radyografisi



Şekil 2.23. TG18-KN görüntüsü

TG18-KN (lateral diz radyografisi), selenyum tabanlı direk dijital radyografi sistemi (DR-1000, Eastman Kodak) tarafından elde edilmiştir. Femurda ince trabekular desenler, tibianın proksimali ve patellanın kortikal kabuğunun uygun görüntülenmesi için iyi bir ekran çözünürlüğüne ihtiyaç vardır.

### 2.7.6.3. TG18-MM1 ve TG18-MM2 Mamogramları



Şekil 2.24. TG18-MM1 (a) ve TG18-MM2 (b) görüntüleri

TG-18'in kullanımı için mamografik sunumlarda geniş çeşitlemeli gösterim için iki dijital mamogram seçilmiştir. Tüm alan dijital mamografi sisteminden elde edilen dijital mamogram görüntülerinde 2 kranial kaudaldan 2k alan seçilmiştir. Aşağıdaki yorumlar uzman hekim tarafından yapılmıştır :

**TG18-MM1:** Meme parankiması heterojen yoğunluktadır. Kaudalda, yaklaşık memenin ortasında subareolar bölgeye uzanan pleomorfik kalsifikasyon kümeleri ve invazif duktal karsinoma vardır. Aynı zamanda meme yapısında hemen göze çarpmayan ufak bozulmalar da vardır.

**TG18-MM2:** Sol memenin ortasında orta derinlikte, şüpheli, düzensiz şekilli yaklaşık 10 mm invazif duktal karsinoma mamogramda vardır (Anonim 2005).

Çizelge 2.5. Monitör kalite değerlendirmesi için test desenlerinin genel gösterimi, desenler altı sete ayrılmıştır. Çoğu desen, DICOM ve TIFF formatında olmak üzere 1024 x 1024 boyutlarına sahiptir. Bazı desenler sadece 2048 x 2048 boyutundadır (Anonim 2005)

Test Seti	Seri	Tip	İmaj	Açıklama
Çok amaçlı (1k & 2k)	TG18- QC	Görsel/Kantitatif	1	Çözünürlük,aydınlanma,bozulma,artefakt
	TG18- BR	Görsel	1	Düşük kontrast detayı vs. aydınlanma
	TG18- PQC	Görsel/Kantitatif	1	Çözünürlük, aydınlanma, basıcı için kontrast transferi
Aydınlanma (sadece 1k)	TG18- CT	Görsel	1	Aydınlanma tepkisi
	TG18- LN	Kantitatif	18	DICOM gri skala kalibrasyon serisi
	TG18- UN	Görsel	2	Aydınlanma, renk homojenliğinin, açısal bağımlılık
	TG18- UNL	Kantitatif	2	Kromatiklik
	TG18- AD	Görsel	1	Ekran yansımalarının değerlendirilmesi için düşük aydınlanmada kontrast sınırı
	TG18- MP	Görsel	1	Bit derinliği çözünürlüğü
Çözünürlük (1k ve 2k)	TG18- PX	Görsel/Kantitatif	1	Nokta boyutu için tek piksel dizisi
	TG18- CX	Görsel	1	Cx desenleriyle çözünürlük homojenliği
	TG18- LPH	Görsel	3	3 aydınlanma seviyesinde, 1 piksel kalınlığında yatay basamaklar
	TG18- LPV	Görsel	3	3 aydınlanma seviyesinde, 1 piksel kalınlığında dikey basamaklar
Gürültü (sadece 1k)	TG18- AFC	Görsel	1	4 bölge kontrast detay deseni
Parlama Maskelemesi (sadece 1k)	TG18- GV	Görsel	2	Düşük kontrast objeli kara-nokta deseni
	TG18- GQ	Kantitatif	3	Parlama maskelemesi oranı ölçümü için kara-nokta deseni
	TG18- GA	Kantitatif	8	Farklı boyutlarda kara-nokta desenleri
Anatomik (sadece 2k)	TG18- CH	Görsel	1	Referans anatomik PA göğüs deseni
	TG18- KN	Görsel	1	Referans anatomik diz deseni
	TG18- MM	Görsel	2	Referans anatomik mamogram deseni

### **3. MATERYAL ve YÖNTEM**

#### **3.1. Kalite Kontrol Testleri Öncesi Uygulanacak Yöntem**

Önceki bölümlerde anlatılan monitör test desenlerinin ekran ölçümlerinde kullanılabilmesi için AAPM'in TG18 raporunda önerilen yolu izlemek gerekmektedir. Bu yol haritası aşağıda gösterildiği sıradadır.

1. Üretici firma tarafından hazırlanan monitörle ilgili tüm dökümanlar incelenmelidir.
2. Testlerde kullanılacak donanımın olup olmadığı doğrulanmalıdır. Bu donanım aşağıda verilmiştir. Özellikleri daha sonraki bölümlerde anlatılacaktır.
  - Cetvel
  - Işık kaynağı
  - Aydınlanmametre
  - Aydınlatmametre
  - Aydınlatıcı
  - Açık Ölçer
  - Büyüteç
  - Engelleyici huni
  - Teleskopik fotometre
  - Kolorimetre
  - Siyah perde
3. Testlerden önce ekran pozisyonunun uygunluğu kontrol edilmeli, pozisyonu uygun değilse aşağıda verilen durumlara göre yeniden pozisyonlandırılması gerekir.

- Ekranda, direkt ışık kaynaklarından (ameliyathane ışıkları, tavan lambaları, film aydınlatıcıları vb.) dolayı oluşan aynasal yansıma minimum olacak şekilde pozisyonlanmalıdır.
- Çoğu ekran, özellikle CRT'ler, manyetik alandan (MR vb.) etkilenirler. Dolayısıyla güçlü manyetik alan olan yerlerdeki monitörler bu test için uygun değildir.
- Ekranı bakılırken boyun ve sırt eğilip bükülmemeli, ekranın merkezi, göz seviyesinin biraz aşağısında olmalıdır.

4. Ekranın elektronik kararlılığı ve temizliğinden emin olunmalıdır. Ekran, monitör testine başlamadan önce, elektronik sistemlerin kararlılığı için 30 dk. önceden çalıştırılmalıdır. Ekran yüzeyindeki toz ve lekeler ışık fotonlarını absorbe edebilir, kırabilir veya yansıtabilir. Bu da test sonuçlarının hatalı olmasına yol açar. Ayrıca yeni alınmış ekranların yüzeyinde koruyucu plastik tabaka artıkları kalmış olabilir. Eğer ekran temiz değilse üretici firmanın direktifleri doğrultusunda temizlenmelidir. Bu direktiflerin yokluğu durumunda, ekran temizleme ürünleri kullanarak ve tüysüz bir bez parçasıyla ekranı temizleyebilirsiniz.

5. Ortam ışık seviyesi, kullanılan protokoldeki istenilen seviyede olmalıdır. İdeal olarak görüntü bilgisi için aydınlanma dağılımı sadece cihazdaki ışık kaynağıyla ilişkili olmalıdır ama pratikte odadaki ortam ışığı ekran yüzeyinden yansır ve görüntüye ilave bir aydınlanma katar. Görüntüleme cihazının performansı büyük oranda cihazın yansıma karakterine bağlıdır. Bu yüzden bu tepkinin başlangıçta değerlendirilmesi çok önemlidir ve görüntülerin okunacağı alanda maksimum ne kadar ortam aydınlatması olabileceği tespit edilmelidir. Ortam ışığının kontrol altında olması görüntüyü yorumlayacak kişinin de görsel adaptasyonunun daha iyi olmasını sağlar. Görüntü kalitesindeki azalma ve artefaktlar ekran yüzeyindeki



yansımalarla ilişkilidir. Bu da ortamın ışıklandırılma seviyesine bağlıdır. Çizelge 3.1’de ortam ışıklandırma seviyeleri görülmektedir.

Çizelge 3.1. Hastanelerde Olması Gereken Ortam Işığı Seviyeleri (Anonim 2005)

<b>Ortam</b>	<b>Aydınlatma (lux)</b>
Ameliyathane	300-400
Acil Servisler	150-300
Personel Odası	50-180
İş istasyonları (BT/MR/Nükleer Tıp)	15-60
İş istasyonları (Mamografi)	2-10

6. Parlaklık ve kontrast ayarlarının doğrulanması (maksimum ve minimum aydınlanma,  $L_{max}$  ve  $L_{min}$ ). Görüntüleme sisteminin performans değerlendirmesi yapılmadan önce maksimum ve minimum aydınlanma ölçümleri yapılmalıdır. Aydınlanmametre kullanarak  $L_{min}$  için TG18-LN8-01 (veya TG18-LN12-01) test desenleri,  $L_{max}$  için TG18-LN8-18 (veya TG18-LN12-18) kullanılır. Bu ölçüm için ortam ışık seviyesi çok az bir seviyeye indirilmelidir. Bunun için siyah bir örtü de kullanılabilir. Bundan sonra TG18-QC test deseni ile ölçüm devam edilmelidir. Parlaklık ve kontrast kontrolleriyle deneye devam edilir. İlk başta ikiside minimum yapılır. Minimum aydınlanma için parlaklık maksimum yapılmalı, maksimum aydınlanma için kontrast maksimum yapılmalıdır. Ancak iki parametre de birbirinden bağımsız değildir. Bu işlemleri yaparken ekranda parlama (blooming) olmamasına dikkat edilmeli ve bunun için de desendeki  $C_x$  hedefleri kullanılmalıdır. Diğer artefaktlar için de  $C_x$  kullanılabilir.

7. Eğer uygunsa, DICOM aydınlanma kalibrasyonu doğrulanmalıdır. Bu rapor, medikal görüntüleme sistemlerinin uygunluğunun DICOM GSDF (NEMA PS 3.14) ile yapılmasını önerir. Bazı medikal görüntüleme sistemleri monitörün aydınlanma tepkisinin kalibrasyonuna izin verirler. Bazı sistemlerde bilgisayara aydınlanma probu bağlanması suretiyle ve TG18-LN

benzeri desenler kullanarak otomatik aydınlanma ölçümü yapılır ve bu veriler kaydedilerek, istenen aydınlanma tepkisinin elde edilmesi için LUT sistem tarafından yeniden hesaplanır. Tipik olarak monitörün aydınlanma tepkisi üretici firma tarafından kalibreli şekilde kullanıcıya sunulmalıdır. Testlere başlamadan önce son kalibrasyon tarihi kontrol edilmelidir. Eğer yeniden kalibrasyon gerekiyorsa,  $L_{max}$  ve  $L_{min}$  verileri öncelikle alınmalı ve doğrulanmalıdır (Anonim 2005).

### **3.2. Değerlendirme Sırasında Kullanılan Donanımlar**

#### **3.2.1. Aydınlanmametre (Fotometre)**

Piyasada 2 türü vardır. Yakın odak tipi ekrana çok yakın konumlandırılır. Teleskopik tipi ekrana daha uzak mesafeye (yaklaşık 1 metre) konumlandırılır. Ortam ışığının istenmeyen etkilerini engellemek için yakın menzilli tipte durdurucu aparat kullanılmalıdır, teleskopik tipte ise engelleyici koni veya huni kullanılır. Bu tezde yapılan çoğu monitör test ölçümü, yakın odak (near focus) fotometre ile alınmıştır. Bu fotometre, Image Smiths firmasının VeriLUM model fotometresidir. Hem ortam ışığı ölçümü, hem de bazı ekran ölçümleri içinse Fluke firmasının 07-621 model fotometresi kullanılmıştır. Ayrıca açısız bağımlılık, parlama oranı (glare ratio) ve çözünürlük ölçümleri içinse PTW firmasının candelameter 2 aydınlanmaölçeri kullanılmıştır. VeriLUM, yazılım destekli bir fotometredir ve kullanmadan önce yazılımının bilgisayara yüklenmesi gerekmektedir. Bunun için firmanın belirlemiş olduğu bir yöntem vardır. Bu yöntem ileriki bölümlerde anlatılacaktır. Diğer iki fotometrede ise doğrudan ölçüm alınır ve herhangi bir yazılım kullanılmaz.



Şekil 3.1. VeriLUM Fotometre



Şekil 3.2. 07-621 Fotometre



Şekil 3.3. PTW Aydınlanmametre

### 3.2.2. Diğer Donanımlar

Çözünürlüğün yarı kantitatif değerlendirmesi için mikroskop veya büyüteç kullanılmalıdır. Bu donanımlar kullanıldığı takdirde çalışma uzaklığı en az 1.25 cm olmalıdır. Ayrıca açı ölçümleri için iletken ve geometrik bozulma için esnek şerit gerekmektedir. Bazı ölçümler için de siyah perde kullanılır.

### 3.3. VeriLUM'un Görüntüleme Sistemine Yükleme Yöntemi ve Kullanımı

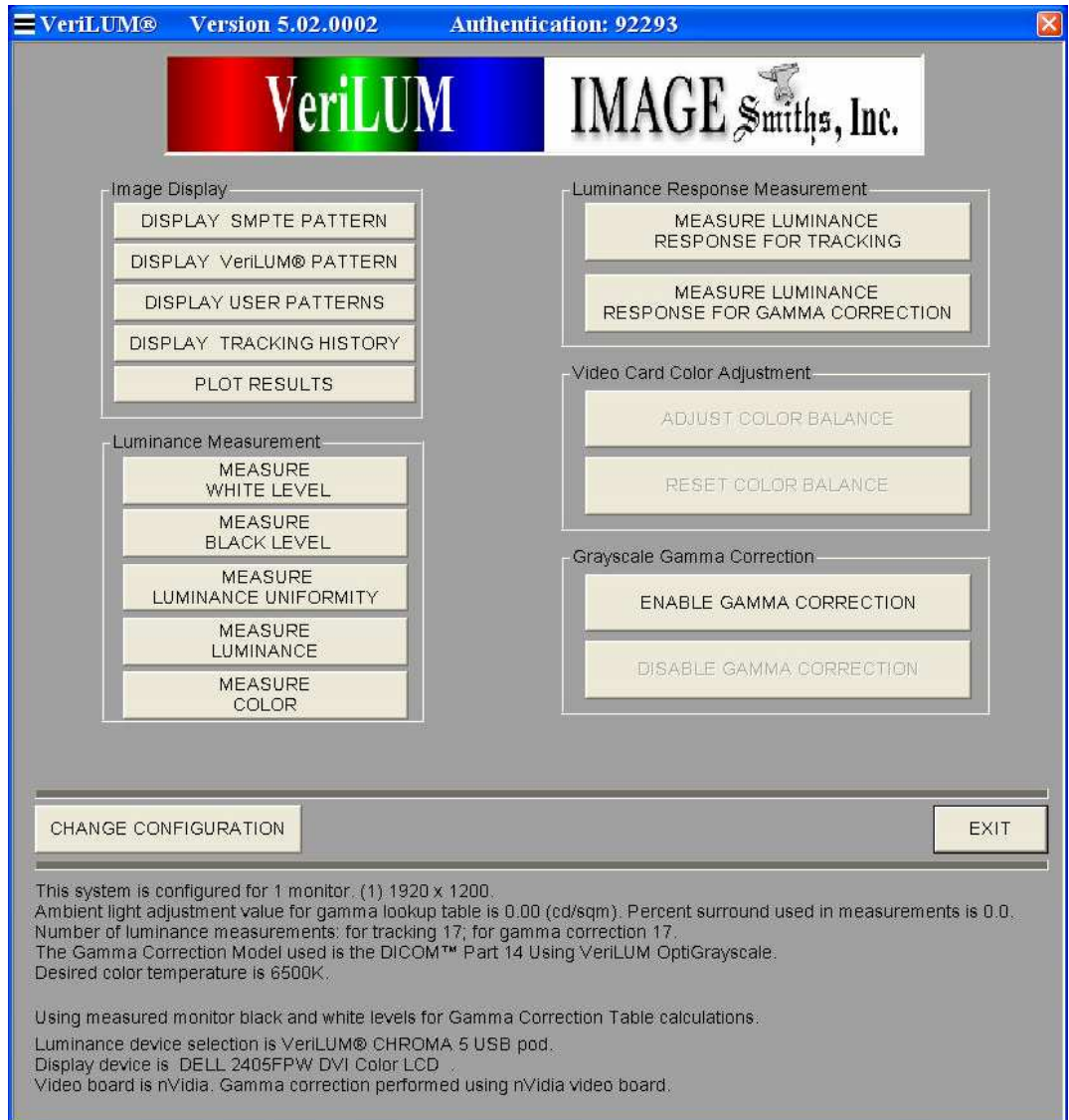
Kalite kontrolü yapılacak her bir monitör için aşağıdaki adımlar izlenmelidir:

1. Monitörün ekran kartı ayarlarına girilir (masaüstüne sağ tıklayın, oradan özellikler ve daha sonra ayarlara girin, ingilizce windows kullanıyorsanız, önce properties, sonra settings'e girin). Monitör renkli skala ise monitörün 24 bit veya 32 bit renk ayarında olduğu doğrulanmalıdır (Gri skala için bu değer 8 bittir).
2. Monitörün üzerinde monitör ayarlarının yapıldığı (dil, yatay ,dikey ,renk ayarlarının yapıldığı) bir tuş (On Screen Display (**OSD**) ) vardır. Bu tuşa basıldıktan sonra "reset to factory settings" vb. sekmesi seçilerek monitörün fabrika ayarlarına dönmesi sağlanır. OSD tuşu olmayan monitörlerde, alternatif olarak ekran kartının kontrol panel menüsünden (Bu menüye de masaüstüne sağ tıklayıp girebilirsiniz, veya denetim masasından girebilirsiniz.) "factory default" veya "restore defaults" veya "reset defaults" vb. bir tuşa basılarak monitörün fabrika ayarlarına dönmesi sağlanır.  
**Dikkat!:** Ekran kartının kontrol panel menüsü her zaman bilgisayarda yüklü olmayabilir.
3. Şimdi sıra renk sıcaklığının ayarlanmasındadır. Yine OSD tuşundan ayarlanabilir. Genelde çok fazla bir alternatif yoktur ve renk sıcaklığı 6500 Kelvin değerindedir. Bazen bu değer 9300 Kelvin değerinde de olabilir ama en iyi görüntü kalitesi genelde 6500 Kelvin de elde edilir. Dolayısıyla 6500 Kelvin seçeneği seçilmelidir.

OSD tuşu olmayan monitörlerde, alternatif olarak yine ekran kartının kontrol panel menüsünden (Bu menüye de masaüstüne sağ tıklanarak girebilirsiniz, veya denetim masasından girilebilir.) renk sıcaklığı 6500 Kelvin'e getirilebilir. Ancak her zaman tüm monitörlerde renk sıcaklığına müdahale

edilemeyebilir. Böyle durumlarda genelde geçerli (default) olan renk sıcaklığı değeri 6500 Kelvin'dir ve bunu değiştirmek için bir şey yapılamaz.

4. VeriLUM, bu yapılan değişikliklerden etkilenecektir. Dolayısıyla ayarlarının yeniden yapılması gerekir. Bu yüzden VeriLUM menüsündeki **DISABLE GAMMA CORRECTION** sekmesine tıklanmalı ve gama düzeltmesi etkisiz kılınmalıdır. Bu ve bundan sonraki adımlar aşağıdaki menüden takip edilebilir.



Şekil 3.4. VeriLUM Menüsü

5. Şimdi sıra VeriLUM'un ayarlarının tekrar yapılmasına gelmiştir. VeriLUM menüsünde **MEASURE BLACK LEVEL** sekmesine tıklanır, pod ekrana yapıştırılır ve siyah seviye ölçülürerek not edilir. Bu değer **BL** kısaltmasıyla gösterilir. Örneğin bu değer  $0.40 \text{ cd/m}^2$  olabilir. Daha sonra bu ölçümden çıkılır ve **MEASURE WHITE LEVEL** sekmesine tıklanır. Bu değer de **WL** kısaltmasıyla gösterilir. Örneğin bu değer de  $125 \text{ cd/m}^2$  olabilir. Dolayısıyla bu monitörün kontrast veya aydınlanma (luminance) oranı  $125/0.40 = 312.5$  'dur. Kontrast oranı en az **300:1** olmalıdır. (VeriLUM için) İstenilen kontrast oranını sağlamak için yine OSD tuşundan veya ekran kartının kontrol panelinden parlaklık (brightness) ve kontrast değerleriyle oynanabilir. Ancak bu değerleri çok fazla değiştirmek faydadan çok zarar getirebilir. Dolayısıyla dikkatli olunmalıdır. Bu değerlerle oynanarak kontrast oranı 400:1 veya 600:1 'e kadar çıkarılabilir. Yine de üretici firmanın tavsiye ettiği kontrast oranına uymak en iyisidir.
6. BL ve WL'nin istenen değerleri için tek bir değer değil de belli bir aralık belirlemek daha iyi olacaktır. Örneğin, BL=0.40 olması isteniyorsa 0.38 – 0.42 aralığındaki değerler kabul edilebilir Benzer şekilde WL=125 olması isteniyorsa 122 – 128 aralığı idealdir.
7. Bu adım en çok zaman alan adımdır. WL ölçümünü yaparken VeriLUM podu beyaz alandaki kromatiklik değerlerini de ölçer (Bunlar x ve y değerleridir). VeriLUM, ölçülen kromatiklik değeri ile renk sıcaklığının da bağlantılı olduğunu gösterir. Monitörün renk sıcaklığı değeri OSD ile bakıldığında 6500 K değerini gösterebilir fakat podla kendi ölçümümüzde  $6500 \pm 200 \text{ K}$  bulunursa bu da kabul sınırları içerisinde. Ancak örneğin renk sıcaklığının 6200 K bulunması durumunda yapılması gereken OSD tuşuna basarak renk ayarlarına girip USER Color veya Color Mix vb. tarzında bir sekmeyi işaretleyerek oradaki kırmızı ve mavi renk ayarlarıyla renk sıcaklığı 6500 K olana kadar oynanmalıdır. Bu yöntem hemen hemen

tüm monitörler için böyledir. Yeşil rengin renk sıcaklığına katkısı az olduğu için değiştirilmesine gerek yoktur.

8. Bu adımda gri skala aydınlanma cevabının (grayscale luminance response) kalibrasyonu için VeriLUM menüsünde **MEASURE LUMINANCE RESPONSE FOR GAMMA CORRECTION** sekmesine tıklanır. Ölçüm tamamlandıktan sonra ekran kartına gamma düzeltme tablosu yüklenecektir.
9. Kalibrasyonun görsel değerlendirmesi için **DISPLAY SMPTE PATTERN** sekmesine tıklanır. Klavyede space (boşluk) tuşuna basarak gamma düzeltmesi açık – kapalı pozisyonuna getirilip gözlem yapılabilir.
10. Aydınlanma ölçümü, görüntüleme indeksinin (DI, Display index) hesaplanması, maksimum aydınlanma, minimum aydınlanma, kromatiklik ve gamma düzeltmesinin DICOM standartlarına uyumluluğunu ölçmek için **MEASURE LUMINANCE RESPONSE FOR TRACKING** sekmesine tıklanır. DI, 01-10 aralığında değişir ve DI 1'e ne kadar yakın olursa video görüntüleme sistemi istenilen aydınlanma modeline o kadar yakın adapte edilmiş demektir. Etkin ortam ışığı ise en uygun DI'ı veren değerdir. Bu işlem sonunda yeni elde edilen verilerin DICOM standardına uygunluğu derecelendirilir. Sonuçlar ekranda gösterilecektir. Adapte edilen aydınlanma aralığı başına JND'lerin beklenen aydınlanma aralığa başına JND'lere uyumluluğu JND plot sekmesine basılarak görülebilir. Sonuçların değerlendirilmesi ileriki bölümlerde anlatılacaktır. Derecelendirme kriterleri mükemmel (excellent), iyi (good), vasat (fair) ve de kötü (poor)'dür. Sonuçlar alındıktan sonra yöntem tamamlanmış olur ve desen testlerine geçilebilir. Sonuçlar beklenen düzeyde değilse yeniden kalibrasyon yapılması gerekir (Anonim 2006).



### **3.4. Görüntü Performansının Değerlendirilmesi**

#### **3.4.1. Geometrik Bozulma**

Geometrik bozulma, görüntülenen görüntünün orjinal görüntüden sapmasıdır. CRT'lerde 3 tür bozulma vardır: pincushion formunda doğrusallıktan sapma (konkav bozulma), fiçı (barrel) bükülmesi (konveks bozulma), eğrilik bozulması (açılama, uygunsuz en boy oranı, doğrusallıktan sapma) (Dwyer ve Stewart 1993).

İlk iki tip bozulma aktif ekran alanının yatay ve dikey kenarlarında görülür ve elektronik ve manyetik ayarlama ile kompanse edilir. Aktif ekran alanındaki doğrusallık bozulması ise obje geometrisinin değişmesi, saptırma bobininin kalitesi ve onun elektroniği ile doğrudan alakalıdır. Ticari CRT'lerde en kaliteli bobinler kullanılmaz ama tıbbi kullanım için kaliteli bobine ihtiyaç vardır.

Bazı geometrik bozulmalar, ekran ayarlarının uygunsuz olması ve ekranın en boy oranının uygun eşleşmemesinden de kaynaklanabilir. Manyetik alan da CRT'lerde geometrik bozulmaya neden olur. Geometrik bozulmaya ek olarak manyetik alan, monokromatik CRT'lerde çözünürlüğü ve renkli CRT'lerde renk saflığını da azaltır.

##### **3.4.1.1. Geometrik Bozulmanın Görsel Değerlendirmesi**

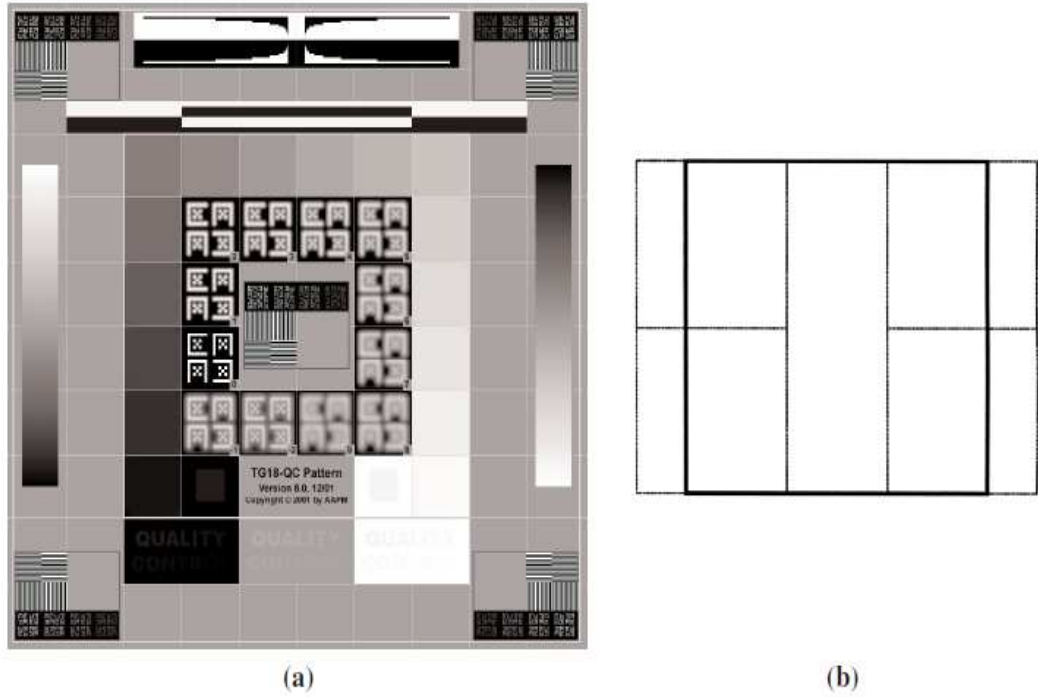
Bunun için TG18-QC veya TG18-LPV/LPH test deseni kullanılır. Desenler tüm ekrana maksimize edilmeli ve merkezlenmelidir. Desenler, 30 cm mesafeden desenler incelenmelidir. Desenin doğrusallığı ekran boyunca ve kenarlarda görsel olarak kontrol edilmelidir.

##### **3.4.1.2. Beklenen Tepki**

Desenlerdeki çizgiler düz olmalıdır. Herhangi bir kıvrımlaşma ve dalgalanma olmamalıdır. Bazı küçük varil ve pincushion bozulmaları CRT'lerde normal kabul edilmelidir.

### 3.4.1.3. Geometrik Bozulmanın Kantitatif Değerlendirmesi

Sadece CRT ekranlar için uygulanır. TG18-QC test deseni kullanılır. Aynen görsel değerlendirmedeki gibi geometri kurulur. Cetvel yardımıyla desendeki yatay ve dikey yönlerdeki dört çeyreklik için en iyi yaklaşımla kenarları düz bir biçimde çizilir. Şekil 3.5’te bu görülmektedir.



Şekil 3.5. a) TG18-QC test deseni. b) Desen üzerinde uzunlukları ölçülecek çizgiler

### 3.4.1.4. Beklenen Tepki

Birinci sınıf cihazlar için her bir çeyreklik için ortogonal ölçümler için sapma % 2’den fazla olmamalıdır. İkinci sınıf cihazlar için bu sapma % 5’tir. CRT’ler için ekranın sağ ve sol bölgeleri için değerler farklı olabilir.

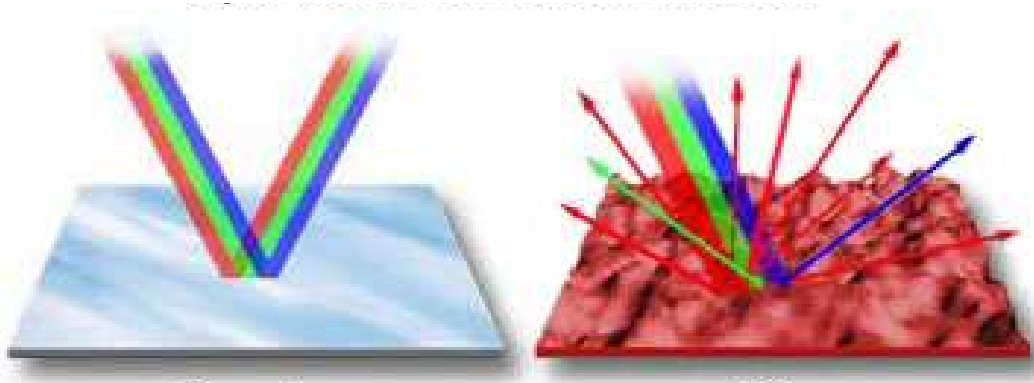
### 3.4.2. Ekran Yansması

İdeal olarak, ekran yüzeyindeki aydınlanma dağılımı, cihazın ürettiği ışık miktarı ile bağlantılıdır. Fakat pratikte odadaki ortam ışığı da fazladan monitöre aydınlanma ilave edecektir. Monitörün görüntüleme performansı da bu yansımaya karakteristiğine doğrudan bağlıdır. Ortam ışığının kontrol altında tutulması, görüntüyü yorumlayan doktorun görsel adaptasyonunun dahi iyi olmasını sağlar.

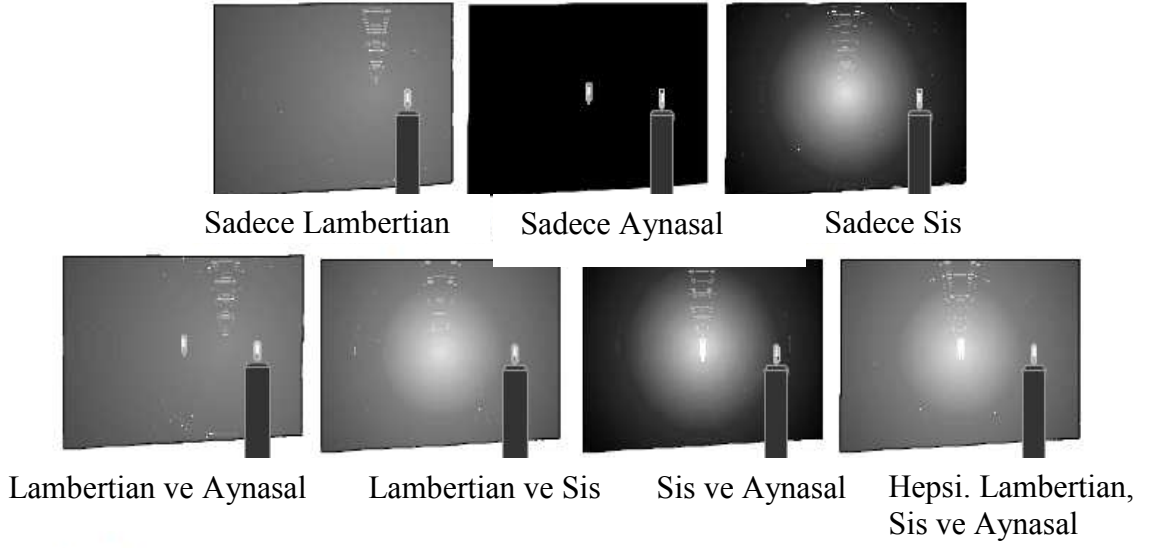
Yansımının 2 türü vardır. Bunlar aynasal ve dağınık yansımadır. Aynasal yansıma isminden de anlaşılacağı gibi belli bir açıda gelen ışığın aynı açıda yansımasıdır. Bu yansımada ekran ayna görevi gördüğü için üzerinde ışık kaynağının sanal bir görüntüsü oluşur. Dağınık yansıma da ise; ışık ekrandan rasgele bir şekilde yansır, dolayısıyla sanal bir görüntü oluşmaz. Dağınık yansımının da sis ve Lambertian yansıması olmak üzere iki çeşidi vardır. Sis yansıması daha çok dizüstü bilgisayarlarda görülür. Şekil 3.6 ve şekil 3.7’de yansımaların şekli görünmektedir.

Aynasal Yansıma

Dağınık yansıma



Şekil 3.6. Aynasal ve dağınık yansımaların gösterimi



Şekil 3.7. Tüm yansıma şekillerinin ekrandan yansıma biçimi

#### 3.4.2.1. Aynasal Yansımanın Karakteristiği

Aynasal yansımanın ekranda ışık kaynağının ayna görüntüsüne sebebiyet verdiği daha önce belirtilmişti. Bunun medikal anlamdaki önemi; ekrandaki medikal görüntüye yapısal, pozisyon bağımlı bir desen ilave olması ve teşhis koymanın zorlaşmasıdır. Monitörün bulunduğu odadaki herhangi bir ışık kaynağı net bir şekilde aynasal yansıma neden olur. Anti yansıma kaplamalar, ekran önyüzünün karartılması, ortam ışık seviyesinin azaltılması aynasal yansımayı azaltır.

#### 3.4.2.2. Dağınık yansımanın karakteristiği

Dağınık yansımanın bir türü olan Lambertian yansımasında, ekranda görsel olarak tespit edilemeyen ancak tüm ekranı kaplayan homojen bir aydınlanma meydana gelir. Bu ilave aydınlanma da kontrastı azaltarak görüntüdeki farklılıkların tespitini zorlaştırır. CRT'lerde bulunan fosfor tabaka ve diğer donatılar yüzünden dağınık yansıma LCD'lere göre CRT'lerde daha çok görülür.

### **3.4.2.3. Aynasal Yansımanın Görsel Değerlendirmesi**

Öncelikle ekranın kapalı veya power-save modunda olması gerekir. Ortam ışık seviyesi normal mertebede olmalıdır. Ekran önyüzü ile mesafe 30 – 60 cm arası olmalıdır ve ekrandaki yansımalar incelenmelidir.

### **3.4.2.4. Dağınık Yansımanın Görsel Değerlendirmesi**

Dağınık yansımanın görüntü kontrastına etkisinin görülebilmesi için hem tamamen karanlıkta hem de normal ışık seviyesi olan bir ortamda, her iki durumda da görünürlük eşiğinin tespit edilmesi için TG18-AD test deseninin düşük kontrast kısmı incelenir. Tam karanlık bir ortam sağlamak için siyah bir örtü kullanılabilir. Desen 30 cm mesafeden test edilmelidir.

### **3.4.2.5. Beklenen Tepki**

Aynasal yansıma için, normal ortam ışık seviyesi altında yüksek kontrastlı objelerde aynasal yansıma olmamalıdır. Eğer odada film aydınlatıcısı veya pencere gibi bir ışık kaynağı varsa ve bu ışık kaynakları monitörde yansımalara yol açıyorsa, monitörün pozisyonu uygun değil demektir. Eğer gömlekteki kimlik kartı veya duvardaki resim gibi yüksek kontrastlı objeler görülüyorsa odadaki ortam ışıklandırılması azaltılmalıdır.

Dağınık yansıma için, TG18-AD test desenindeki düşük kontrastlı kısmının görünürlüğünde, tamamen karanlık ortam ile normal ortam ışığında herhangi bir fark olmamalıdır. Eğer ortam ışığı düşük kontrast desenlerde görünebilirliği azaltıyorsa ortam ışığı azaltılmalıdır.

### 3.4.2.6. Ekran Yansımasının Kantitatif Değerlendirmesi

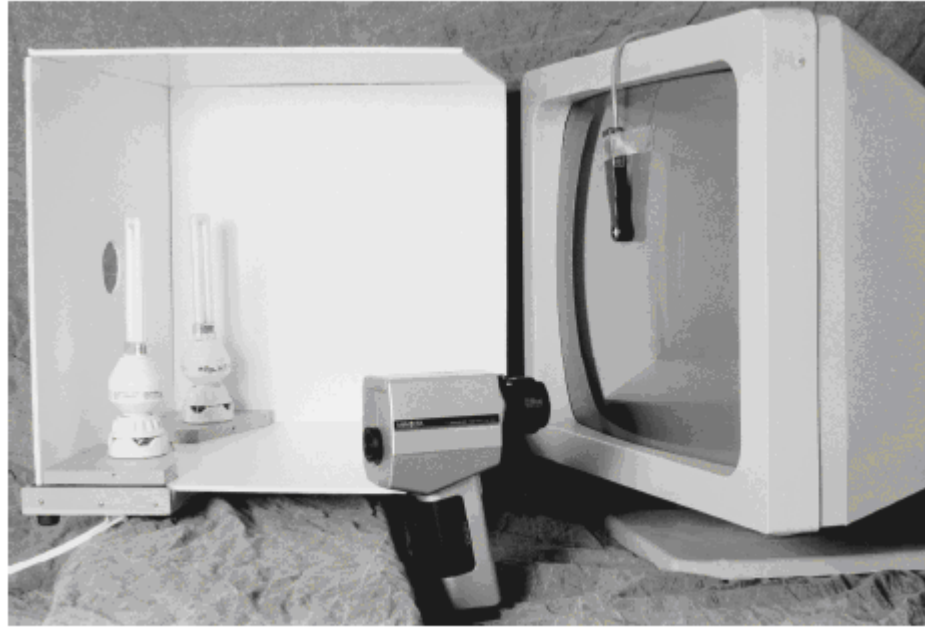
#### 3.4.2.6.1. Aynasal Yansımanın Karakteristiği

Ekran yine power save ya da kapalı durumda olmalıdır. Işık kaynağı ekranın merkezinin normalinden  $15^0$  açıyla konumlandırılmalı ve merkezden  $d_1$  kadar uzağa konmalıdır. Yansıyan ışığı ölçmek için teleskopik aydınlanmametre ekran merkezinden  $d_2$  kadar uzağa ve yine normalden  $15^0$  derece açı farkıyla konulmalıdır. En sonunda ışık kaynağının direk görüntülenen aydınlanması yine aynı aydınlanmametre ile  $d_1 + d_2$  mesafeden ölçülür. Aynasal yansıma katsayısı  $R_s$ , yansıyan spot aydınlanmanın, direkt görünen spot aydınlanmaya oranıdır. Tüm ölçümler karanlık odada yapılmalıdır.

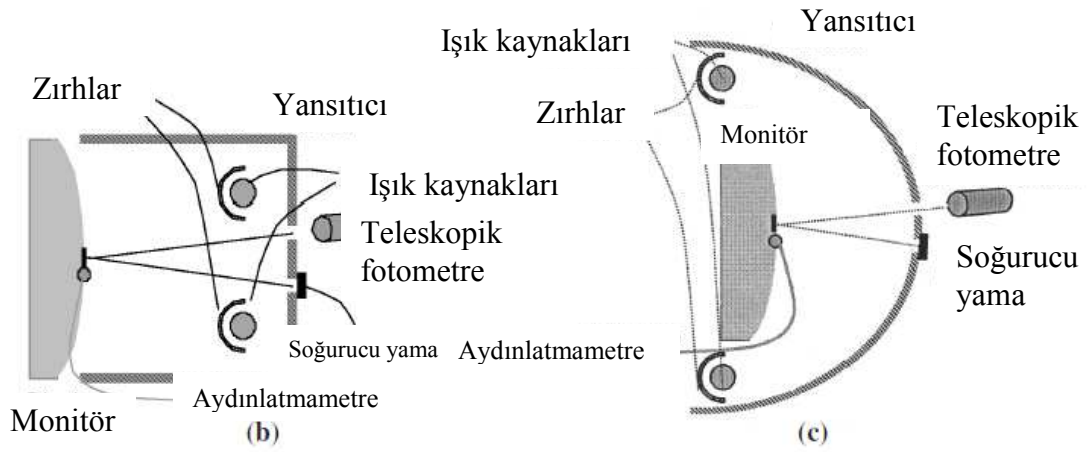
Ekranın eğimli olması durumunda, bir monitör için ölçülen  $R_s$  değerleri, yüzey kaplama malzeme için beklenen değerlerden farklı olabilir. Bu ekrana gelen ışığı büyütür ve gözlenen aydınlanmasına azalmasına neden olur. Eğimin etkisi son görüntü kalitesiyle ilgili olduğundan, yüzeyin eğimine bağlı olarak ölçüm sonuçlarının düzeltilmemesi önerilmektedir.

#### 3.4.2.6.2. Dağınık Yansımanın Karakteristiği

Dağınık yansıma katsayısı aşağıdaki fotoğrafta görüldüğü gibi ölçülür. Ekran yine power save modunda ve kapalı modda olmalıdır. Lambalar ekranı sadece indirekt olarak aydınlatmalıdır. Aşağıdaki şekilde bu geometri gösterilmiştir. Aydınlatma (illuminance), ekran yüzeyinin merkezine prob yerleştirilmek suretiyle ölçülür. Proben hassas alanı ekrandaki aydınlatmayı ölçebilmesi için ekrana dik şekilde tutulmalıdır. Ekran yüzeyinin merkezindeki aydınlanma teleskopik aydınlanmametre ile ölçülür. Dağınık yansıma katsayısı  $R_d$ ,  $sr^{-1}$  biriminden aydınlanmanın aydınlatmaya oranıdır.



(a)



Şekil 3.8. a) Yansımının Karakteristik Ölçümü b), c) Yansımının Karakteristik Ölçümünün Yapılabildiği İki Farklı Geometri

### 3.4.2.7. Beklenen Tepkiler

#### 3.4.2.7.1. Aynasal Yansıma

Aynasal yansıma ile ilişkili artefaktlar ve dağınık yansıma ile ilişkili potansiyel kontrast kaybı, ortam ışıklandırılması ile ilgilidir. İdeal olarak  $R_s = R_d = 0$  'dır. Ölçülen değerler, bir monitörün minimum doğal aydınlanmayı gösterebileceği

maksimum müsaade edilebilen ortam aydınlatmasına bağlanabilir. Ekran gözlemlenirken aydınlatılan beyaz objenin aynasal yönde % 90 oranında dağınık yansıma yaptığını varsayalım (Gözlemcinin arkasındaki beyaz duvar gibi). Objenin aydınlanması  $L_0 = 0.9E/\pi$  'dir. Burada E, lux cinsinden aydınlatma,  $L_0$  ise  $cd/m^2$  cinsinden gözlemlenen aydınlanmadır. Bu objenin aynasal yansıyan aydınlanması, ekrandaki karanlık bölgelerdeki ancak fark edilebilen aydınlanma değişiminden az olmalıdır. Bunun matematiksel ifadesi aşağıdaki gibidir.

$$R_s L_0 \leq C_t L_{min}; \quad (3.1)$$

Bundan dolayı,

$$E \leq (\pi C_t L_{min}) / (0.9 R_s), \quad (3.2)$$

Kontrast eşiği,  $C_t = \Delta L/L$ , minimum aydınlanma değerine ( $L_{min}$ ) karşılık gelir. 0.5 – 1.5  $cd/m^2$   $L_{min}$  aralığı için kontrast eşiği 0.032 ile 0.021 aralığında değerler alır. Bu bağlantı aşağıda tabloleştirilmiştir. Böylece  $R_s$  ve  $L_{min}$  biliniyorsa, kabul edilebilir maksimum ortam aydınlatması belirlenebilir.

Çizelge 3.2. Aynasal yansıma göre maksimum olabilecek ortam aydınlatması (lux)

$L_{max} - L_{min}$ ( $cd/m^2$ )	$C_t$	Maksimum ortam aydınlatması (lux)				
		$R_s = 0.002$	$R_s = 0.004$	$R_s = 0.008$	$R_s = 0.020$	$R_s = 0.040$
5000 – 20	0.010	349	175	87	35	17
2500 – 10	0.011	192	96	48	19	10
1000 – 4	0.015	105	52	26	10	5
500 – 2	0.018	63	31	16	6	3
250 – 1	0.024	42	21	10	4	2

Kaplaması olmayan ekran önyüzleri için  $R_s$  değeri 0.04'tür. Bu tür cihazlar sadece karanlık odalarda kullanılır (2 – 5 lux). Yüksek kaliteli çok katlı anti-yansıtma kaplamaları için  $R_s$  değeri 0.005'e kadar düşebilir. Bu tür kaplamaya sahip nispeten parlak ekran (2-500  $cd/m^2$ ), 25 lux'lük aydınlatmaya sahip bir odada kullanılabilir. Işıklandırılmış filmler (10-2500  $cd/m^2$ ) yüksek yoğunluk bölgelerinde yüksek  $R_s$  değerine (0.013) sahiptir. Yüksek  $L_{min}$  değeri, iki kat ortam ışığında (54 lux) aynasal



yansımaz görüntülemeye olanak sağlar. Anti yansıtıcı tipik CRT'ler ( $R_s = 0.004$ ) 0.5, 1, 1.5, 2  $\text{cd/m}^2$  minimum aydınlanma değerlerinde çalıştırılırken, aynasal yansıma etkeni olan ortam ışığı sırasıyla 14, 21, 28 ve 31 lux'ten az olmalıdır. Dikkat edilmesi gereken başka bir nokta da, ekranın bulunduğu odadaki uygun ortam ışığının ölçüm ve ayarlanması yapılırken, aydınlatma, ekran önyüzüne yerleştirilmiş dışarıya doğru bakan aydınlanmametre ile ölçülmelidir. Dolayısıyla uygun miktardaki ışıkla değerlendirme yapılabilir. Böylece ekran üzerine düşen ışık miktarı değerlendirilmiş olur.

#### 3.4.2.7.2. Dağınık Yansıma

Dağınık yansımadan kaynaklanan aydınlanma ekrandan üretilen aydınlanmaya da dahil olur. Ortam aydınlatması  $L_{amb} = R_d * E$  ( $E$  : Ekran yüzeyindeki ortam aydınlatması,  $R_d$  : lux başına  $\text{cd/m}^2$  veya  $\text{sr}^{-1}$  cinsinden dağınık yansıma katsayısı) olacak şekilde aydınlanma oluşturur. Düşük kontrast görüntüsündeki karanlık alanlar, aydınlanmadaki  $\Delta L_t$  kadar değişim olacak şekilde,  $\Delta L_t / (L_{min} + L_{amb})$  kadar bağıl kısmi bir kontrast oluşturur. Bazı cihazlar, ortam ışığından kaynaklanan aydınlanma ( $L_{amb}$ ) miktarı bilinirse, ve siyah ve beyaz alanlarda eşit kontrast transferi olacak şekilde, aydınlanma cevabı kalibre edilebilir. Fakat, eğer  $L_{amb}$ ,  $L_{min}$ 'e göre yeterli büyüklükte ise cihazın yüksek kontrast oranı olsa bile cihazın toplam aydınlanma oranı riske atılmış olur. Birinci sınıf ekranlar için,  $L_{amb}$ 'ın,  $L_{min}$ 'in dörtte birinden az olması istenir. Yani  $L_{amb} < 0.25 L_{min}$ 'dir ya da Aydınlatma ( $E$ ) da şu şekilde kısıtlanır

$$E \leq (0.25 L_{min}) / R_d \quad (3.3)$$

Bu, ortam ışıklandırılmasında siyah alanlarda gözlemlenen kontrastın, tamamen karanlık ortamdaki kontrastın en az % 80'ini olmasını garanti eder. Çizelge 3.3,  $L_{min}$  ve  $R_d$ 'nin fonksiyonu olarak  $L_{amb} = 0.25 L_{min}$  olacak şekilde ortam ışık seviyesini verir. Anti – yansıtıcı kaplamalı CRT'ler için ( $R_d = 0.02 \text{ sr}^{-1}$ ) 0.5, 1, 1.5, 2  $\text{cd/m}^2$  minimum aydınlanma değerlerinde çalıştırılırken dağınık yansımaya dayanan ortam ışığı sırasıyla yaklaşık 7, 12, 19 ve 25 lux'ten az olmalıdır. Ekranın aydınlanma

kalibrasyonunda ve ortam ışıklandırılmasının sıkıca takip edildiği ve hesaba katıldığı durumlarda büyük  $L_{amb}$  değerleri tolere edilebilir ( $L_{amb} \leq L_{min} / 1.5$ ). Dikkat edilmesi gereken başka bir nokta da, ekranın bulunduğu odadaki uygun ortam ışığının ölçüm ve ayarlanması yapılırken, aydınlatma ekran önyüzüne yerleştirilmiş dışarıya doğru bakan aydınlanmametre ile ölçülmelidir. Böylece ekran üzerine düşen ışık miktarı değerlendirilmiş olur.

Çizelge 3.3. Dağılık yansımaya göre maksimum olabilecek ortam aydınlatması (lux)

$L_{max} - L_{min}$ (cd/m <sup>2</sup> )	Maximum Room Illuminance (lux)				
	$R_a = 0.005$	$R_a = 0.010$	$R_a = 0.020$	$R_a = 0.040$	$R_a = 0.060$
5000 – 20	1000	500	250	125	83
2500 – 10	500	250	125	62	42
1000 – 4	200	100	50	25	17
500 – 2	100	50	25	12	8
250 – 1	50	25	12	6	4

### 3.4.3. Aydınlanma Tepkisi

Standardlaştırılmış ekran sisteminin giriş değerleri ile görüntülenen aydınlanma arasındaki ilişki aydınlanma tepkisini verir. Görüntülenen aydınlanma,  $L_{min}$  ve  $L_{max}$  arasında değişen ekran tarafından üretilen ışık ve sabit katkılı dağılım yansımından meydana gelen ortam ışığından ( $L_{amb}$ ) oluşur. (Açıya önemli ölçüde bağlı olduğu için aynasal katkı ihmal edilmiştir). Bu raporda,  $L_{min}$ ,  $L_{max}$  ve aradaki parlaklık değerleri  $L(p)$ , ihmal edilebilir ortam aydınlatmasında ölçülmüş sadece ekran tarafından oluşturulan aydınlanma değerleri olarak anılacaktır. Gerçek aydınlanma değerleri belirli bir ortam ışıklandırılmasında belirtilir.

$$\begin{aligned}
 L'_{min} &= L_{min} + L_{amb} \\
 L'_{max} &= L_{max} + L_{amb} \\
 L'(p) &= L(p) + L_{amb}
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

$L'(p)$  fonksiyonu,  $L'_{min} - L'_{max}$  aralığında aydınlanmayı giriş değerlerine bağlayan ekran fonksiyonudur. Aydınlanma oranı, ortam parlaklığı bileşeninin maksimum ve minimum aydınlanmaya ilave edilerek birbirine oranlanmış halidir ( $L'_{max} / L'_{min}$ ).

Kontrast oranı ise ekranı karakterize eder ve düşük ortam ışıklandırılmasında  $L'_{max} / L'_{min}$  oranına eşittir.

Kontrasta bağlı olarak benzer obje görüntüsü sağlayabilmek için, tüm ekran sistemleri aynı aydınlanma oranı ve aynı ekran fonksiyonlarına sahip olmalıdırlar.  $L'_{max} / L'_{min}$  oranı ve  $L'(p)$  aynı kaldığı sürece, iki ekran farklı  $L_{max}$  değerine sahip olsa bile aynı görüntüleme performansını verecektir çünkü insanın görsel sistemi toplam parlaklığa adapte olur.  $L'(p)$  ekran fonksiyonuna göre ayarlanır.

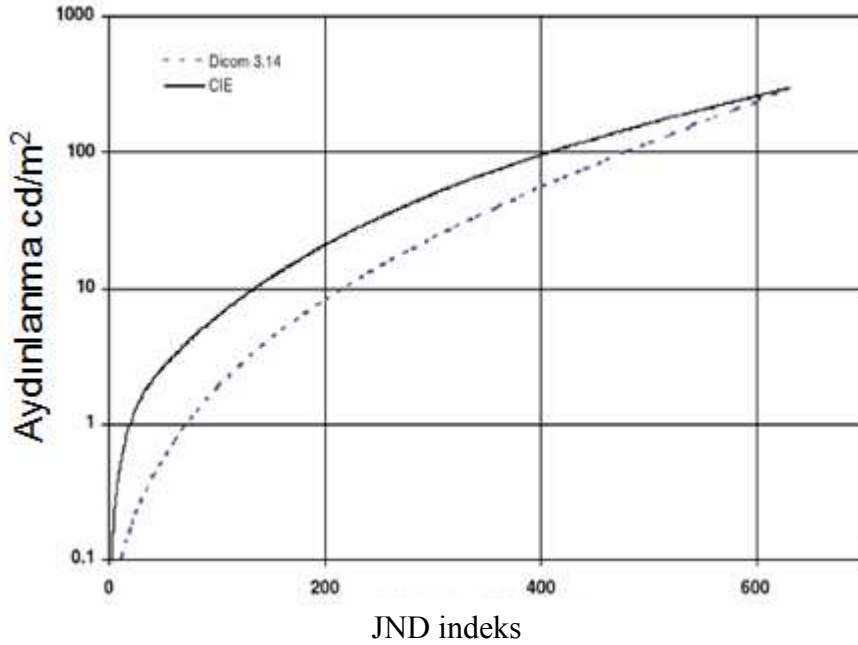
DICOM'un 11 nolu çalışma grubu, standard ekran fonksiyonları için farklı alternatifleri göz önünde bulundurmıştır. DICOM GSDF için son öneri, özel deney koşullarında ölçülen insanın göz sisteminin (human visual system) eşik kontrastı için kullanılan Barten model'e dayanır (Barten 1992, 1993, 1999). Homojen bir arkaplana yerleştirilmiş, sinusoidal aydınlanma modülasyonuna sahip  $(\Delta L/2)\sin(\omega)$  küçük test hedefi için Barten modeline göre ancak görülebilen kontrast eşiği  $\Delta L/2L$ 'dir. Michelson kontrastı olarak da bilinen kontrast eşiği,  $+\Delta L/2$  ve  $-\Delta L/2$  aralığındaki sinusoidal modülasyon için  $(L_{yüksek} - L_{düşük}) / (L_{yüksek} + L_{düşük})$  ya da  $\Delta L/2L$  olarak verilir. GSDF, Barten modelinde öngörüldüğü gibi birbirini takip eden iki aydınlanma değeri arasındaki fark, tepeden tepeye (peak to peak) bağlı aydınlanma farkı,  $\Delta L/L$  olacak şekilde, aydınlanma değerleri tablosu olarak tanımlanır. Bu tabloda birbiri peşi sıra gelen aydınlanma değerlerine karşı gelen indeks değeri, algılanabilen en küçük fark (JND, Just Noticeable Difference) indeksi olarak da tanımlanır (Bknz: Ek-1). Çünkü indeksteki 1 birimlik fark aydınlanmada ancak ayrılabilen farka karşılık gelmektedir. JND-Aydınlanma tablosunda JND değerleri 1'den 1023'e, buna karşılık aydınlanma değerleri de  $0.05 \text{ cd/m}^2$ 'den  $4000 \text{ cd/m}^2$ 'ye kadar değişir. Buradaki amaç,  $0.05 \text{ cd/m}^2$ 'nin CRT monitörler için olabilecek minimum aydınlanma değerine,  $4000 \text{ cd/m}^2$ 'nin de aydınlanma seviyesi yükseltilmiş mamografide kullanılan negatoskoplara tekabül etmesidir. Böylece tüm JND skalası için, medikal görüntüleme uygulamalarında kullanılacak tüm aydınlanma skalası tanımlanmış olur (Anonim 2004). Her bir JND indeks değerine karşılık gelen aydınlanma değerini bulmak için formül 3.5 kullanılır.

$$\text{Log}_{10}L_j = \frac{a + c(\log_{e}j) + e(\log_{e}j)^2 + g(\log_{e}j)^3 + m(\log_{e}j)^4}{1 + b(\log_{e}j) + d(\log_{e}j)^2 + f(\log_{e}j)^3 + h(\log_{e}j)^4 + k(\log_{e}j)^5} \quad (3.5)$$

Bu formülde;

$$\begin{aligned} a &= -1.3011877, \\ b &= -2.584019 \times 10^{-2} \\ c &= 8.0242636 \times 10^{-2} \\ d &= -1.0320229 \times 10^{-1} \\ e &= 1.3646699 \times 10^{-1} \\ f &= 2.8745620 \times 10^{-2} \\ g &= -2.5468404 \times 10^{-2} \\ h &= -3.1978977 \times 10^{-3} \\ k &= 1.2992634 \times 10^{-4} \text{ ve} \\ m &= 1.3635334 \times 10^{-3} \end{aligned}$$

dür.

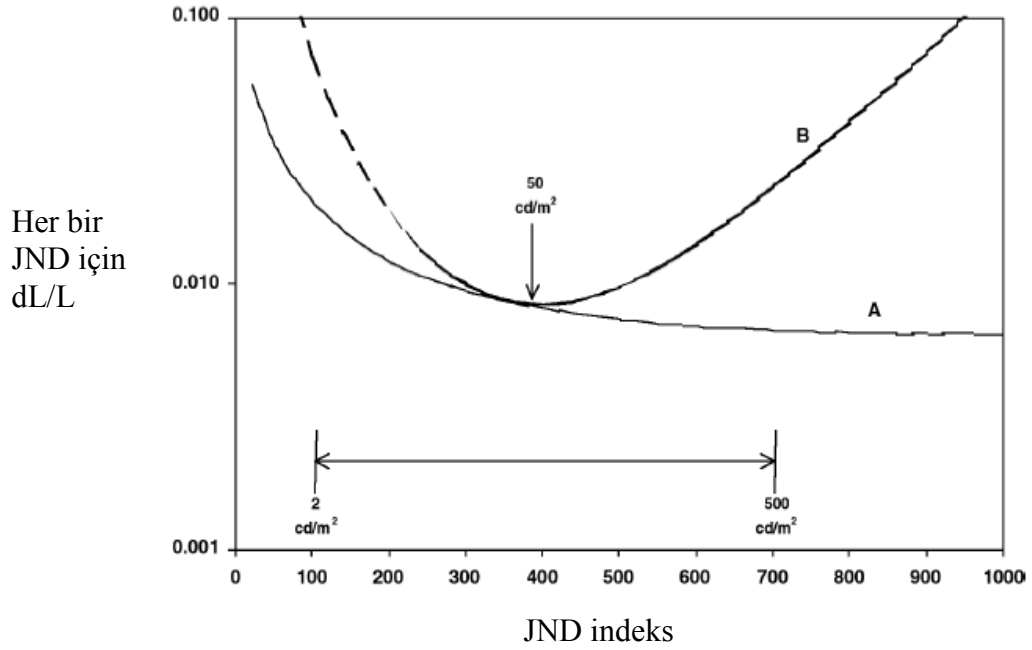


Grafik 3.1. DICOM 3.14 GSDF' e göre JND'ye karşılık aydınlanma değerleri. Karşılaştırmak amacıyla CIELAB ekran fonksiyonu da gösterilmiştir.  $L_{max}$ , 300  $\text{cd/m}^2$  olduğu durum için.

Grafik 3.1’de görüldüğü gibi CIELAB fonksiyonu (Avrupa’da kullanılır ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından önerilir.) düşük aydınlanma bölgelerinde DICOM GSDF’e göre daha yüksek kontrasta sahiptir. Tüm merkezler arası tutarlılık için, TG18, tüm ekranlar için kullanılan  $L'(p)$  değerinin DICOM GSDF’e göre bulunmasını önermektedir.

Standard ekran sistemlerinin DICOM kavramsal modeline göre, veri toplama donanımı tarafından üretilen görüntü değerleri ve sunum değerleri ( $p$ ) (presentation values) skalasına çevrilir. Bu  $p$  değerleri, önce ekran denetleyicisinin (display controller) giriş skalasına göre eşleştirilirler (ör: 256, 1024) ve daha sonra önceden tanımlanmış LUT’a göre temellendirilerek DDL’lere göre haritalandırılırlar. DDL değerleri tipik olarak skaler sayılar olmasına karşın, bazı sistemler monitörde griye çevrilen kırmızı, mavi ve yeşil renk değerlerini kullanabilirler. Donanımın DICOM kalibrasyonu, aydınlanmaya karşılık DDL ölçülerek ve  $L'(p)$ ,  $L'_{max}$  ve  $L'_{min}$  arasında DICOM GSDF’i izleyecek şekilde LUT hesaplanarak gerçekleştirilir. Aydınlanmanın bu skalasıyla  $p$  değerleri, JND indeksiyle doğru orantılıdır ve her bir  $p$  değerindeki değişime karşılık JND indeksindeki sayı sabittir.

DICOM standard yanıtındaki belirli sınırlamaların tanımlanması önemlidir. Medikal görüntüde çeşitli parlaklıklar incelenirken, insanın görsel sistemi, retinasına düşen ışık miktarının ortalamasına göre adapte olur. Buna sabit adaptasyon denir. Fakat, DICOM 3.14 aydınlanma yanıtı, deneylerden türetilen kontrast eşiği verilerine oturtulmuştur. Bu deneylerde arkaplan aydınlanması, hedef desen aydınlanmasına eşitlenecek şekilde değiştirilir ve gözlemci de yeni arkaplana tamamen adapte olur. Böylece GSDF ile ilgili kontrast eşiği değişken adaptasyonu yansıtır. İnsan gözü, medikal görüntüdeki birleşik parlak ve koyu alanlara adapte olduğu zaman, aydınlanmanın fonksiyonu olan kontrast eşiği, değişken adaptasyonla ilişkili olan değerden önemli ölçüde farklıdır (Samei 2004). Bu fark grafik 3.2’de gösterilmiştir.



Grafik 3.2. Sabit (B) ve değişken (A) görsel adaptasyon için kontrast eşiği (Flynn 1999). JND için kontrast eşiği, ( $\Delta L/L$ ), gözlemcinin tüm ekranda siyah ve beyaz bölgelerdeki sabit veya değişken adaptasyonuna bağlıdır.  $\Delta L/L$ , küçük sinusoidal test deseninin tepeden tepeye modülasyonudur.

Grafik 3.2’de görüldüğü gibi, görüntünün siyah ve beyaz bölgelerinde sabit adaptasyon koşullarında görsel kontrast cevabı daha kötüdür (Flynn 1999). Buna ek olarak GSDF, eşik dedeksiyon koşulları altındaki spesifik uzaysal frekans için görsel performansı belirtir. İnsanın görsel sistemi medikal görüntüyle ilgilenirken farklı özelliklere göre değişiklik gösterebilir. Bu özellikler; boyut farkı, uzaysal frekans, gürültülü arkaplan veya eşik üstü kontrasttır. Bu sebeplerden dolayı, GSDF, belirli bir görüntünün ayrıntılı özelliklerinin gözlemlenmesi için faydalı olacak aydınlanma tepkisini vermez. Daha doğrusu, GSDF, spesifik gri skala dönüşümü ile görüntünün elde edilmesine izin verir. Böylece, p değerleri tüm GSDF kalibreli ve aynı aydınlanma oranına sahip monitörlerde aynı görünümü verir.

Bir görüntüleme donanımının karakteristik eğrisi (ör: DDL’den aydınlanmaya geçiş) teknolojisine ve monitöre bağlıdır. Düz panel ekranlar, sürekli olmayan değişim (discontinuous change) ile beraber kompleks bir aydınlanma tepkisine sahiptir.

CRT'ler ise sürücü giriş sinyali ile orantılı aydınlanma ile sürekli tepkiye sahiptir. Aşağıdaki denklem de bu ifadenin matematiksel ifadesidir.

$$(L-L_{\min}) / (L_{\max}-L_{\min}) = [(v-v_{\min}) / (v_{\max}-v_{\min})]^{\gamma} \quad (3.6)$$

Burada L, aydınlanma, v, video sinyal voltajı,  $\gamma$  ise boyutsuz “monitör gamma” sıdır (Muka 1995). Bu içsel güç yanıtı (intrinsic power response) birincil olarak CRT'deki elektron tabancasının sürüş yanıtına bağlıdır (Moss 1968). Gamma değeri,  $\gamma$ , CRT sistemlerle alakalıdır ve yaklaşık 2.2'dir ama 1.5 – 3.0 arasında da değişebilir. Belirli bir sistem için uygun kalibrasyon metodlarının kullanılıp kullanılmadığından emin olunmalıdır. Düz panel sistemlerde, tüm DDL değerleri için kalibrasyon datasının ölçülmesi gerekir. Aşırı gamma değerlerine sahip CRT'lerin kalibrasyonu, özellikle de düşük DDL sayılarında (ör:256) oldukça zordur.

#### **3.4.3.1. Aydınlanma Tepkisinin Görsel Değerlendirmesi**

Görsel değerlendirme fotometre olmadığı zaman yapılabilir. Aydınlanma tepkisi, TG18-CT test deseninin ekranda incelenmesiyle test edilir. Bu test sırasında TG18-CT desenindeki yarım ay desenlerin görünebilirliği ve 16 farklı aydınlanmadaki karelerin köşelerinde yer alan düşük kontrast yamaların yamaların görünebilirliği değerlendirilir. Aynı zamanda aydınlanma tepkisinin bir parçası olan bit derinliği çözünürlüğü testi de bu kısımda yer almaktadır. Bunun için TG18-MP test deseni kullanılır. Test deseninde gri seviye değişimi değerlendirilir. Her iki desende 30 cm mesafeden incelenmelidir.

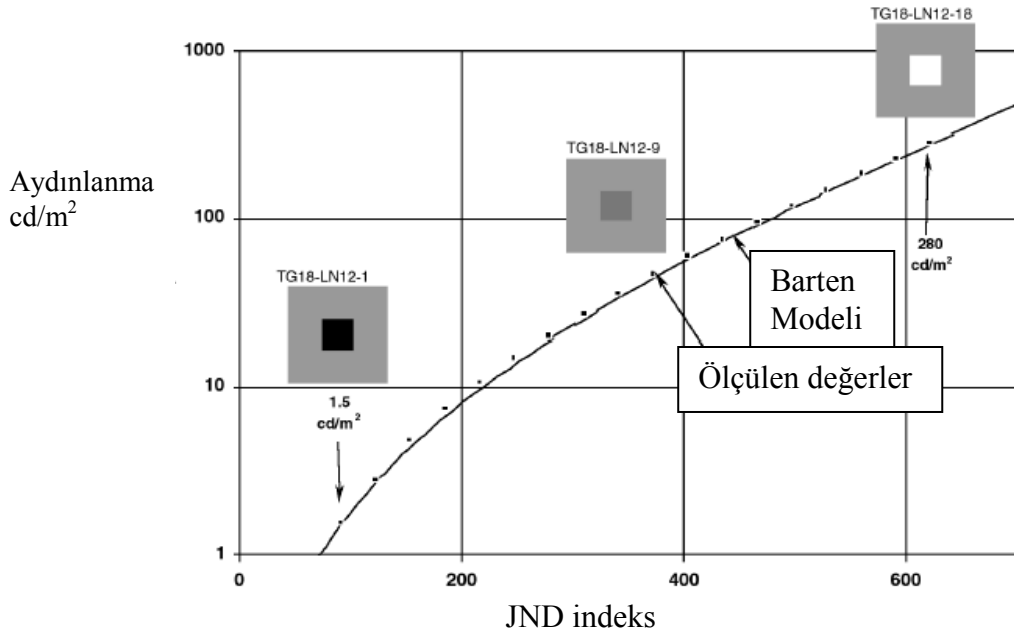
#### **3.4.3.2. Beklenen Tepki**

TG18-CT desenindeki 16 seviyedeki her bir düşük kontrast hedef açıkça görülebilmelidir. Burada görünme sıkıntısı yaşanabilecek hedefler, genelde ilk ya da ikinci en düşük aydınlanma seviyesindeki hedeflerdir. Bu testi geçemeyen monitörler genelde bu iki aydınlanma seviyesinde sıkıntı yaşarlar. TG18-MP deseni

içinse; gri skala geçişleri düzgün ve sıralı bir biçimde gözükmelidir. Desenin kontrastında ani değişimler olmamalıdır.

### 3.4.3.3. Aydınlanma Tepkisinin Kantitatif Değerlendirmesi

Bu değerlendirme için fotometre gerekmektedir. Ayrıca monitörün maksimum ve minimum aydınlanmaları ile beraber ortam ışık seviyesi de ölçülmelidir. 18 DDL (0, 15, 30, 45,.....,255) basamağı için TG18-LN desenleri kullanarak ekranın aydınlanma tepkisi ortaya çıkarılmalıdır. Bu çalışmada yazılım destekli VeriLUM fotometrenin TG18-LN alternatifi olan kendi desenleri kullanılmıştır. Bu desenler kullanılarak aydınlanma tepkisi grafiği elde edilir. Aşağıda örnek grafik (Grafik 3.3) gösterilmektedir.



Grafik 3.3. Test Monitörünün Aydınlanma Tepkisi Grafiği

Bu grafiğin (Grafik 3.3) elde edilişi şu şekilde gerçekleşmektedir:

Öncelikle monitörden fotometre sayesinde elde edilen aydınlanma ölçümlerinin isabet ettiği JND değerleri, Barten modeli tablosunun yardımıyla formül (3.7) kullanılarak bulunur. (Bakınız Ek:1) (Anonim 2004)



$$J_i = J_{\min} + [ P_i(J_{\max} - J_{\min}) / \Delta P ] \quad (3.7)$$

Burada J parametresi, JND indislerini göstermektedir.  $J_i$ , ölçülen aydınlanma değerinin JND karşılığı,  $J_{\min}$ , ölçülen minimum aydınlanma değerine ortam ışık seviyesi ilave edildikten sonraki aydınlanmanın JND karşılığı,  $J_{\max}$ , ölçülen maksimum aydınlanma değerine ortam ışık seviyesi ilave edildikten sonraki aydınlanmanın JND karşılığı,  $P_i$ , ölçülen aydınlanma değerinin DDL karşılığı,  $\Delta P$  ise toplam DDL sayısına karşılık gelir.

Monitörün kontrast tepkisinin belirlenmesi için de bu verilerden yararlanılır. Aşağıdaki formüller kullanılarak kontrast tepkisi grafiği elde edilir. Öncelikle ölçülen verilerin kullanıldığı kontrast formülüne (3.8) bakılacak olursa;

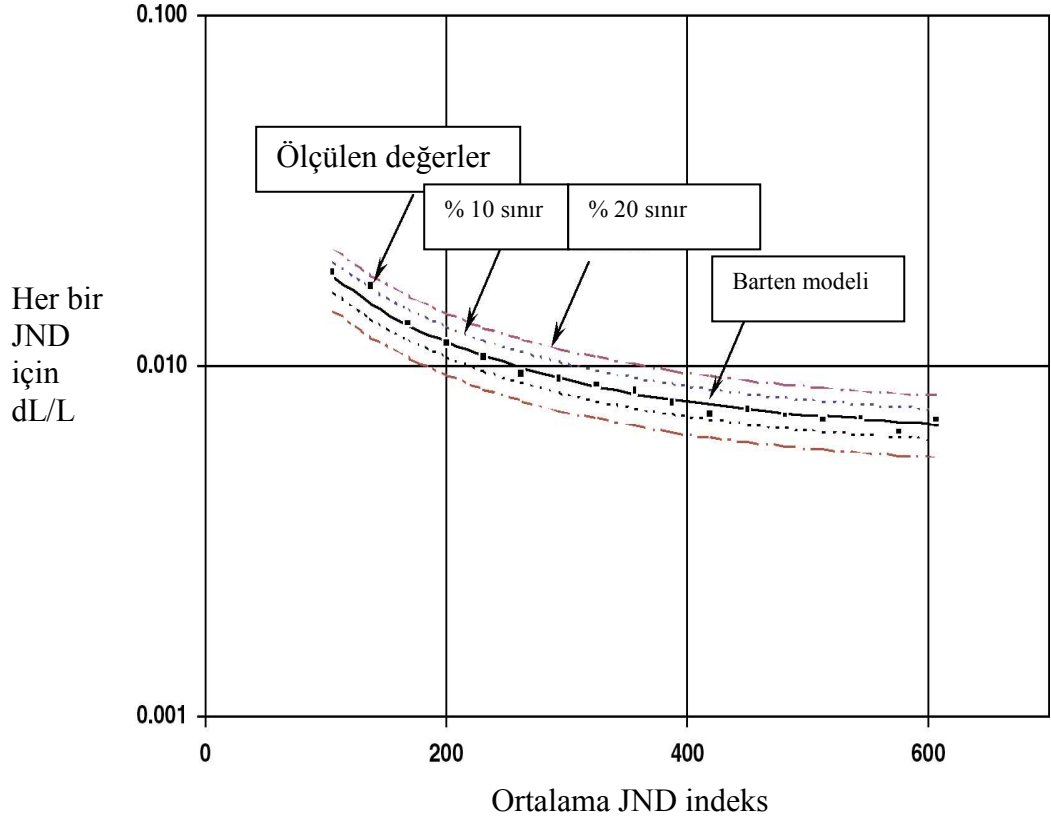
$$\delta_i = \frac{2(L'_i - L'_{(i-1)})}{(L'_i + L'_{(i-1)})(J_i - J_{(i-1)})} \quad (3.8)$$

$\delta_i$ , gözlemlenen kontrastı gösterir,  $L_{(i)}$ , herhangi bir DDL'deki aydınlanma seviyesini,  $L_{(i-1)}$  ise bir önceki DDL'deki aydınlanma seviyesini gösterir. J değerleri ise bu aydınlanma seviyelerine tekabül eden JND değerlerini gösterirler.  $\delta_i$  değeri grafikte y eksenini için kullanılırken,  $L_{(i)}$  ve  $L_{(i-1)}$ , aydınlanma değerlerine karşılık gelen JND değerlerinin ortalaması x eksenini değerlerini verir.

Bu formül aynı zamanda Barten modeli yardımıyla bulunan tahmini aydınlanma değerleri verileriyle, kontrast tepkisi için de kullanılır ve ölçülen ve tahmini aydınlanma değerleri aynı grafik üzerinde gösterilerek aralarındaki farka bakılarak değerlendirme yapılır. Beklenen kontrast tepkisi için de formül (3.9) kullanılır.

$$\delta_i^d = \frac{2(L_i^d - L_{(i-1)}^d)}{(L_i^d + L_{(i-1)}^d)(J_i - J_{(i-1)})} \quad (3.9)$$

Bu iki formülden (3.8) ve (3.9) elde edilen  $dL/L$  değerleri kullanılarak oluşturulan grafik (Grafik 3.4) aşağıda gösterilmiştir.



Grafik 3.4. Test Monitörünün Kontrast Tepkisi Grafiği

#### 3.4.3.4. Beklenen Tepki

Öncelikle medikal monitörlerin istenen maksimum ve minimum aydınlanma değerlerine bakılacak olursa; maksimum aydınlanma, ACR'a göre birinci sınıf monitörler için en az  $171 \text{ cd/m}^2$ , ikinci sınıf monitörler içinse en az  $100 \text{ cd/m}^2$  olmalıdır. Her iki sınıf monitörler için maksimum aydınlanmanın istenilen değerden sapması  $\pm \% 10$ 'luk sınırlar içinde olmalıdır. Ayrıca monitörler için aydınlanma oranı en az 250 olmalıdır. Minimum aydınlanma en az  $1.5 * L_{\text{amb}}$  (ortam ışığı aydınlanması) olmalıdır. Her iki sınıf monitörler için minimum aydınlanmanın istenilen değerden sapması da  $\pm \% 10$ 'luk sınırlar içinde olmalıdır.

Ekranın kontrast tepkisini irdelenecek olursak; birinci sınıf monitörlerde, ölçülen dL/L ile beklenen dL/L arasındaki fark % 10'u geçmemelidir, ikinci sınıf monitörlerde ise bu fark %20'den küçük olmalıdır.

#### **3.4.4. Aydınlanmanın Uzaysal ve Açısız Bağımlılığı**

Bir önceki bölümde anlatılan aydınlanma cevabının değerlendirilmesi, ekranın tek bir konumda elde edilen aydınlanma karakteristiğine bağlıdır. Ancak ekranda sık sık uzaysal homojenlik sorunları ve bakış açısına bağlı olarak kontrastın değişimi problemleri ile karşılaşılır. Bu iki olayın da ekran değerlendirme protokolünün bir parçası olarak karakterize edilmesi gerekir.

##### **3.4.4.1. Homojenlik Sorununun Tanımı**

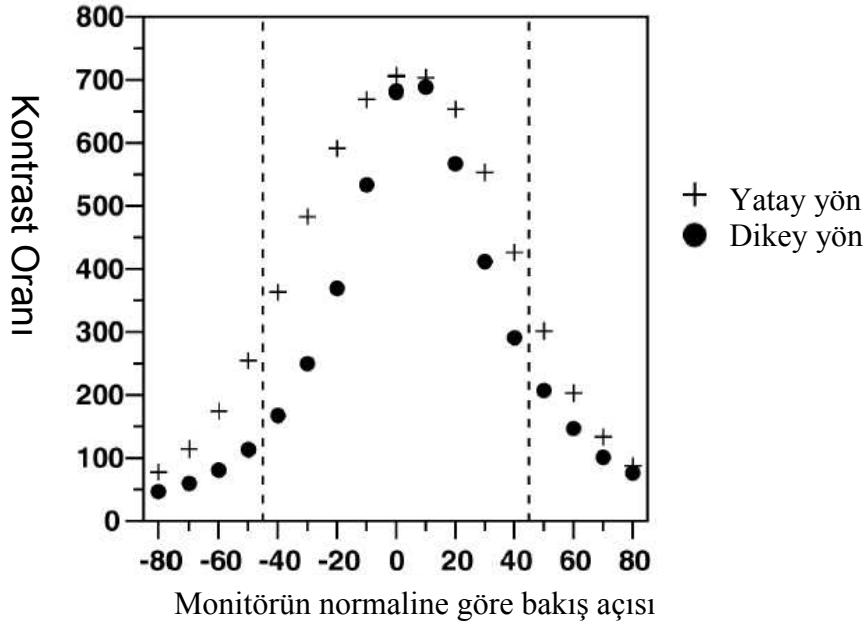
Aydınlanmada homojenlik sorunu, ekran alanı boyunca homojen (uniform) desen görüntülenirken aydınlanmadaki maksimum değişime bağlıdır. Homojenlik sorunu CRT ekranların ortak özelliğidir. CRT'lerde tipik olarak aydınlanma merkezden kenarlara ve köşelere gidildikçe azalır. Bunun en önemli nedenleri elektron demetinin ekran yüzeyine olan mesafedeki davranışı, ekrana çarpma açısı ve ekranın ön yüzündeki camın transmisyon karakteristiğidir.

LCD'lerde aydınlanmadaki homojenlik bozulmasına katkı yapan şeyler arka ışık homojenliğinin sorunlu olması, mura (ekran yüzeyindeki piksel matrislerindeki homojenlik sorunu), latent görüntü (bir önceki kareden (frame) kalan görüntü), renk koordinatlarının uzaysal değişmezliği ve likit kristalin kalınlığıdır. Fakat her şeye rağmen LCD'lerdeki homojenlik sorunu CRT'lerdekine göre daha az önemlidir.

İnsanın görme sistemi çok düşük uzaysal frekanslara karşı hassas değildir. Dolayısıyla düşük heterojenlik çok fazla sorun teşkil etmez. Düşük boyuttaki homojenlik sorunları, gürültü olarak tanımlanır ve ileride gürültü konusunda anlatılacaktır.

### 3.4.4.2. Açısal Bağımlılığın Tanımı

Aydınlanmanın bakış açısından bağımsız olduğu durumlarda, ekrandan ışık yayılımı ideal Lambertian'dır. AMLCD cihazları (aktif matris), günümüzde cazip olan cihazlardır ancak açığa bağımlılığı fazladır ve bu da kontrastta bozulmaya yol açar. Klasik LCD'lerde bakış açısı problemi, uygulanan elektrik alanla LC moleküllerinin düzenlenmesi sırasındaki pertürbasyondan (düzenin bozulması) kaynaklanır. Ara gri seviyelerinde LC moleküllerinin yönü, ekran yüzeyinde yana doğru eğilir. Böylelikle iletilen ışık yoğunluğu, LC moleküllerinin yönelimine bağlı olarak geliş açısının bir fonksiyonu olur. Daha büyük elektrik alanları için, LC moleküllerinin yönelimi büyük ölçüde ekrana diktir. Bu da ışık sızmasını azaltır. Grafik 3.5'te konvansiyonel AMLCD'ler için dikey ve yatay yönde LC moleküllerinin oryantasyonuna bağlı olarak ölçülen kontrast oranı gösterilmektedir. Burada bakış açısına bağlı olarak değişen kontrast oranının yanında aydınlanma – çevirim artefaktları da önemlidir.



Grafik 3.5. LCD'lerde kontrast oranının yatay ve dikey yöndeki bakış açısına bağlı olarak değişimi

Görüş açısı artefaktını azaltmak için 3 önemli yaklaşım vardır:

1. Geciktirici filmler: Negatif çift kırılımlı filmler LC yapının girişine veya çıkışına yerleştirilir. Bu filmler, açısal bağımlılığı doğuran LC tabakası içindeki moleküllerin düzenlenimindeki asimetriklikleri kompanse eder (Hoke 1997).
2. Çok alanlı LCD'ler: Her bir piksel için hizalama tabakalarında, farklı yönelimlerde 2,4 veya daha fazla alt piksel kullanılır. Çok alanlı tasarımlarda kullanılan 2'li veya 4'lü hücreler artefaktı azaltır. Yeni nesil LCD'lerde bu tasarım sıklıkla kullanılmaktadır (Nam 1997).
3. Düzlemsel yer değiştirme (IPS): Elektrod çifti LC yapının bir tarafında, elektrik alan direktörü ekran düzleminde döndürecek şekilde kullanılabilir. IPS, ekran yüzeyindeki LC'nin yönelimini ayarlayarak artefakt problemini çözmeye çalışır (Wakemoto 1997).

### **3.4.4.3. Aydınlanma Bağımlılığının Ölçülmesi**

#### **3.4.4.3.1. Homojenlik Sorununun Ölçülmesi**

Aydınlanma homojenliği ekranda homojen (uniform) bir desen görüntülenirken, ekran yüzeyindeki farklı noktalardan ölçüm alınarak belirlenir. Homojenlik sorunu ise herhangi iki aydınlanma ölçümünün arasındaki maksimum bağıl aydınlanma sapması şeklinde ifade edilir. Ekran yüzeyi boyunca  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  lik alanlarda ölçülen aydınlanmaların standard sapmasının ortalama aydınlanmaya oranı uzaysal homojenlik sorununun diğer bir tanımıdır. Bu bölgesel alan normal inceleme mesafesinde çukur bir alana benzer. Aydınlanma seviyesi ile CRT ve LCD'lerdeki homojenlik önemli ölçüde değişir. Bu yüzden çeşitli aydınlanma seviyelerinin örneklenmesi aydınlanma homojenliğinin karakterizasyonu için gereklidir.

#### **3.4.4.3.2. Açısal Bağımlılığın Ölçülmesi**

Ekranın açısal tepkisi, kutupsal (polar) ve yan (azimuthal) bakış açısının fonksiyonu olarak ekranın aydınlanma cevabındaki değişimlere bağlı olarak ifade edilir. Bu değerler, monitöre kutupsal ve yan bakış açısına bağlı olarak aydınlanma cevabının ekranın merkezi eksenini üzerindeki aydınlanma cevabından sapmasının belirlenmesi için kullanılabilir ya da benzer şekilde bakış açısına bağlı olarak aydınlanma oranındaki değişim saptanmasında kullanılabilir. Cihazın medikal uygulamalardaki görüş açısı limiti belirlenmelidir. Bu ekran sistemleri için monitörlerin düzenlenmesinde aydınlanmanın açısal bağımlılığıyla ilgili olarak minimum kontrast düşüşü için kabul edilebilir monitör inceleme açısı konisi kullanılmalıdır.

#### **3.4.4.4. Aydınlanma Bağımlılığının Görsel Değerlendirmesi**

##### **3.4.4.4.1. Homojenlik Sorunu**

Ekranın aydınlanma homojenliğinin görsel değerlendirilmesi için TG18-UN10 ve TG18-UN80 test desenleri kullanılır. Ekran boyunca desenin homojenliği görsel olarak değerlendirilir. Bu test desenleri 30 cm mesafede test edilmelidir.

##### **3.4.4.4.2. Açısal Bağımlılık**

Açısal tepki görsel olarak TG18-CT test deseni ile değerlendirilebilir. Bu desen öncelikle yarım ay şeklindeki hedeflerin görülebilirliği açısından izlenmelidir. Kutupsal ve yan bakış açısına bağlı olarak kontrastın, merkezi eksenindeki eşik kontrastın altına düştüğü açılar belirlenmelidir. Alternatif olarak homojen test desenleri içinde gömülü homojen test hedefleri de kullanılabilir. Aksiyal ve diagonal eksenler boyunca tüm hedeflerin görülebildiği izleyici mesafesi, monitörün açısal tepki performansının göstergesidir.

### 3.4.4.4.3. Beklenen Tepkiler

Desende merkezden kenarlara kadar büyük bir homojenlik kaybı olmamalıdır, CRT'lerde homojenlik sorunu genelde simetrikken, LCD'lerde nonsimetriktir. 1 cm veya daha büyük boyutlarda aydınlanma değişiklikleri olmamalıdır.

Açısal bağımlılık da ise TG18-CT test hedefleri görünür olmalıdır. Ekranın açılımları ekrana etiketlenmelidir. Çoklu monitör iş istasyonlarında LCD'lerin pozisyonlanması kullanıcı tarafından en rahat gözlem yapabileceği şekilde ayarlanmalıdır.

### 3.4.4.5. Aydınlanma Bağımlılığının Kantitatif Değerlendirilmesi

#### 3.4.4.5.1. Homojenlik Sorunu

Fotometre kullanılarak TG18-UNL10 ve TG18-UNL80 test desenlerinde ekranın önyüzünde bulunan biri merkezde diğerleri 4 köşede olmak üzere toplam 5 bölgedeki aydınlanma ölçülür. Bu çalışmada, fotometrenin kendi homojenlik ölçüm deseni kullanılmıştır. Eğer teleskopik fotometre kullanılıyorsa bir koni veya bölücü – engelleyici ile desteklenmelidir. LCD gibi, Lambertian olmayan ışık dağılımına sahip ekranlarda, eğer ölçüm fotometre ile yakın mesafeden alınacaksa dar bir açıklık açısına sahip olmalıdır (Blume 2001). Maksimum aydınlanma sapması şu şekilde hesaplanır:

$$200 * (L_{\max} - L_{\min}) / (L_{\max} + L_{\min}) \quad (3.10)$$

#### 3.4.4.5.2. Açısal Bağımlılık

LCD'nin aydınlanması, ekrana bakış açısının fonksiyonu olarak kantitatif şekilde değerlendirilebilir. Bu, konoskopik ve jonioskopik metod olmak üzere iki temel yaklaşımla yapılabilir. Konoskopik metotta ekrandan konik şekilde gelen ışık özel dönüştürücü lensler (Fourier optik) ve 2 boyutlu dizi detektörler tarafından analiz

edilir. Bu metod farklı aydınlanma ve kromatiklik seviyelerinin açısal değişimleri için hızlı ve tam sonuç verir. Ancak kullanılan aletler pahalı ve gelişmiş laboratuvarlar içindir. Jonioskopik metotta ise küçük kabul açısında ekrana doğru yöneltmiş odaklanmış aydınlanma probu kullanılır. Bu metod esnek, çok yönlü ve klinik kullanımlar için kolay uygulanabilir.

Diğer bir alternatif yöntem ise, ekrana bakış açısının fonksiyonu cinsinden TG18-LN test deseni kullanarak aydınlanma oranı değerlendirilir. Bu çalışmada kullanılan yöntem de budur. Bu testte kantitatif ölçümlerin alınmasının gerektiği dikey ve yatay bakış açılarının belirlenmesi gerekir. Eğer açısal ölçümler için gerekli ekipmanlar elde mevcut ise ekranın açısal aydınlanma değişimleri, TG18-LN test deseninin 18 aydınlanma seviyesi ve konoskopik metod kullanılarak değerlendirmelidir.

#### **3.4.4.5.3. Beklenen Tepkiler**

Ekrandaki maksimum aydınlanma sapması % 30'dan az olmalıdır. Bu geniş tolerans limiti ekran teknolojisinin şimdiki durumu için geçerlidir. CRT'ler için sınırlayıcı etkiler, merkezi olmayan bölgelerdeki artan ışın akımının ve buna bağlı olarak spot çapının artması ve dolayısıyla ekranın kenarlarına doğru çözünürlüğün düşmesidir. LCD'ler de homojenlikten sapma, LC dizisiyle ilgili olan arka ışığın homojen olmamasından kaynaklanır. Eğer ekran aydınlanmasındaki homojenlikten sapma % 30'dan fazla olduğunda görüntünün bazı bölgelerindeki aydınlanma tepkisi GSDF' e uyumlu olmayabilir. Ölçülen değerler kabul sınırının dışında ise ekran sisteminin ayarlarının tekrar yapılması gerekmektedir.

Açısal bağımlılığa gelecek olursak, ideal olarak monitörün açısal tepkisi, aydınlanma oranını % 30 dan fazla azaltmamalıdır. Kabul edilebilir bakış açısı konisi aydınlanma oranının (LR') birinci sınıf monitörler için 175'ten (250 x 0.7), ikinci sınıf monitörler için 70'ten (100 x 0.7) büyük olduğu durumlar için belirlenmelidir. Eğer orta aydınlanma (midluminance) değerleri ölçülürse, açısal



aydınlanma sonuçları GSDF ile uyumun değerlendirildiği eksen ölçümlerinde olduğu gibi aynı yolla değerlendirilir.

### 3.4.5. Ekran Çözünürlüğü

Uzaysal ayırma gücü, ekranın, aynı objedeki farklı noktaları ne kadar farklı gösterebildiğinin kantitatif ölçüsüdür. Uygun uzaysal ayırma gücü karakteristiğinde tasarımılanan bir sistemde, medikal görüntü görüntülediği zaman, uzaysal detaylar korunmalıdır. Objeye verisi yetersiz çözünürlükteki ekranda gösterilirse radyolojik yorumun isabeti tehlikeye düşebilir.

CRT'lerde yatay yön için çözünürlük, CRT'nin içindeki video yükselteçlerinin band genişliği ile sınırlıdır. Dikey yönde ise primer olarak elektron optiği ile belirlenir. CRT'lerin izotropik olmayan çözünürlük özelliklerinden dolayı yatay yöndeki MTF'in büyüklüğü, tipik olarak dikey yöndeki MTF'den düşüktür. Böylece yatay yöndeki çizgiyle karşılaştırıldığında dikey yöndeki çizgi daha düşük aydınlanmada gösterilir. Video yükselteci azaltıldıktan sonra, sinyal şiddeti arttıkça enerji azalımı ve dolayısıyla ekran aydınlanması azalacaktır. Yüksek çözünürlüklü monitörlerde bile çözünürlüğün yön bağımlılığı dikkate değerdir. CRT'lerde yatay ve dikey yönde çok büyük MTF farklılığı olduğu için ekran çözünürlüğünü restore etmek için anizotropik filtre kullanılır. CRT testlerine başlamadan önce, çözünürlük restorasyon metodolojisi bilinmelidir.

#### 3.4.5.1. Ekran Çözünürlüğünün Ölçümü

Sınırlı çözünürlük ve sınırlı çözünürlükte algılanan maksimum kontrastın oluşturduğu uzaysal çözünürlük cevabı iki şekilde karakterize edilebilir. Çözünürlük ekranın MTF'i ile ölçülür. MTF şu şekilde tanımlanır:

$$MTF(f_x, f_y) = |P(f_x, f_y)|/P(0,0) , \quad (3.11)$$

Burada  $|P(f_x, f_y)|$  , görüntüleme sisteminin nokta dağılım fonksiyonunun (PSF, point spread function), Fourier dönüşümünün modudur (Gaskill 1978, Barrett ve Swindell 1981).  $MTF(f_x, f_y)$   $f_x = f_y = 0$  çizgi çifti/mm uzaysal frekansında 1'e normalize edilmiştir. Genellikle Nyquist frekansında MTF cevabı verilir. CRT'lerde x yönünde piksel boyutu  $d_x$ , y yönünde piksel boyutu  $d_y$  olursa sırasıyla Nyquist frekansları  $f_{Ny,x} = 1/(2*d_x)$ ,  $f_{Ny,y} = 1/(2*d_y)$ 'dir.

MTF sadece lineer ve lineerimsi (quasi - linear) görüntüleme sistemlerine uygulanabilir. CRT'lerin de dahil olduğu çoğu monitör, lineer olmayan aydınlanma cevabına ve de çözünürlük ve aydınlanma arasında lineer olmayan bir ilişkiye sahiptir. MTF'nin testte doğru kullanılabilmesi için ekran sistem cevabı lineer yapılmalı veya kullanılan aralık için lineer yaklaşım makul olabilecek şekilde küçük sinyal modülasyonu yapılarak ölçümler alınmalıdır. Monitör sisteminin aydınlanma cevabı, genellikle görüntülenen objenin uzaysal frekans içeriğine bağlı olduğu için ilk yaklaşım zordur ve genelde MTF ölçümlerinde ikinci yaklaşım tercih edilmektedir.

Monitör sisteminin MTF'ini, sistemin: kare dalga deseni, çizgi, kenar, tek piksel veya beyaz gürültü, (genişband cevabı) görüntüleme kapasitesine bağlı olarak farklı metodlar kullanılarak elde edilebilir (Weibrecht 1997). Bu metodlar yapılış zorluklarına ve sisteme adapte edilebilmelerine göre farklılık gösterirler. Beyaz gürültü deseninin monitörde görüntülenerek gürültü-güç spektrumunun (NPS, noise power spectrum) bir çok kez ölçülüp ortalamasının alındığı ile genişband cevabı metodu en yoğun zahmet gerektiren methoddur. Çizgi cevabı en kolay yapılabilen methoddur. Çizgi metodu , monitörün MTF'inin değerlendirilmesinde en kolay ve açık yöntem olduğu için bu raporda bu yöntem önerilmiştir.

#### **3.4.5.2. Ekran Çözünürlüğünün Görsel Değerlendirmesi**

Ekran çözünürlüğü, TG18-CX veya TG18-QC test desenlerindeki Cx desenlerinin görünürlüğünün görsel olarak değerlendirilmesiyle ölçülür. Bu desenler görüntülenirken dikkat edilmesi gereken husus, objedeki bir piksele karşılık

görüntüde bir pikselin karşılık gelmesidir. Dijital magnifikasyon gerçek cevabı maskeleyebilir. Çoğu görüntü izleyicileri bu ekran modunu kullanılabilecek fonksiyona sahiptir. İnsan gözünün MTF ile sınırlandırılmaması için, büyüteç kullanılması önerilir. Sistemi test eden, TG18-QC ve büyüteç kullanarak desenin merkezinde ve 4 köşesinde bulunan Cx desenlerinin gözlenebilirliklerini gözlemlemeye çalışır ve verilen skorlama skalasını kullanarak skorlandırma yapar. Yine desendeki dikey ve yatay yöndeki Nyquist ve yarı Nyquist frekansındaki çizgi çiftlerinin görünebilirliğini de değerlendirmelidir. Desenlerin ortalama parlaklığı, gri skala basamak deseni referans alınarak değerlendirilebilir. Test desenlerindeki yatay ve dikey yöndeki desenlerin görünürlüğündeki farklılıklara dikkat edilmelidir. Bu desenlerdeki siyah ve beyaz çizgilerin bağıl genişliği büyüteç kullanılarak incelenmelidir. Ekran boyunca çözünürlük homojenliği, TG18-QC test desenindeki Cx elemanlarının değerlendirilmesine benzer olarak, TG18-CX test deseni ve büyüteç kullanılarak değerlendirilebilir.

Alternatif olarak TG18-PX deseni kullanılarak çözünürlük cevabının görsel değerlendirmesi yapılabilir. Bu desen her bir ekran pikseli her bir görüntü pikseli ile örtüşecek şekilde görüntülenmelidir. Maksimum parlaklıktaki piksellerin boyutları aydınlanma profilinin yaklaşık %50 ve %5'inde ölçülür. Çözünürlük – adreslenebilirlik oranı (RAR) aydınlanma profilinin yarı yükseklik tam genişliğinin nominal piksel boyutuna oranıdır. Aktif görüntüleme alanının köşelerinde astigmatizm varsa, nokta elipsin uzuna karşı kısaya oranı ölçülmelidir. Bu metod şu anda deneme aşamasındadır ve bu metodun uygulanması için daha tutarlı sonuçlara ihtiyaç vardır.

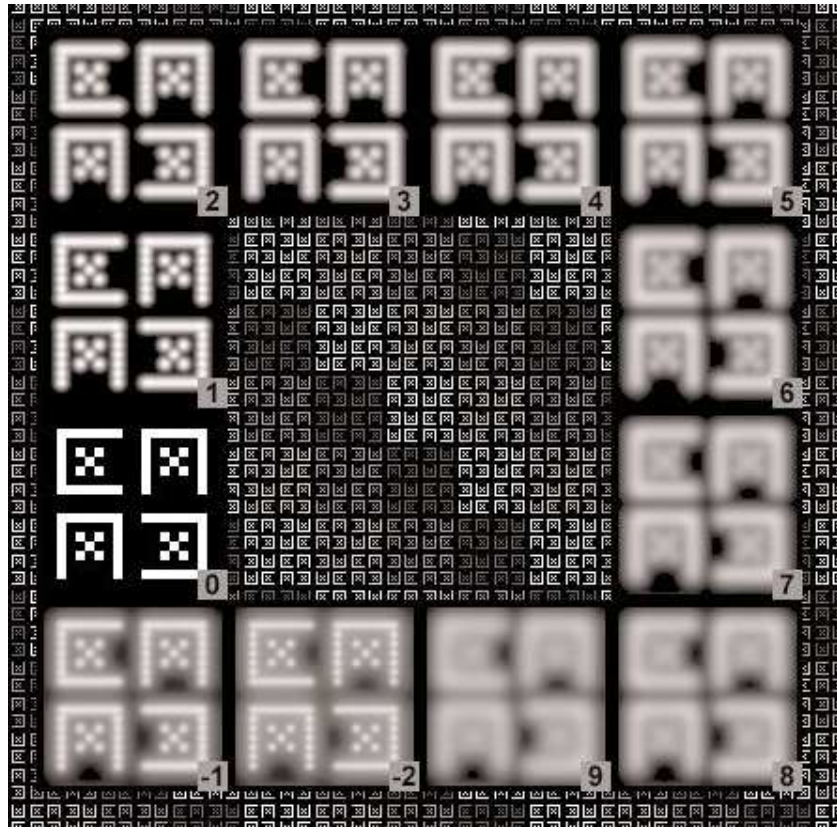
### **3.4.5.3. Beklenen Tepki**

Birinci sınıf monitörlerin incelenmesinde TG18-QC ve TG18-CX test desenlerinde Cx elemanlarının tüm bölgelerde 0 ve 4 arasında skorlanması gerekir. Bu limitler  $RAR \leq 1.15$  değerine karşılık gelir. İkinci sınıf monitörler için Cx, 0 ile 6 arasında skorlandırılmalıdır ( $RAR \leq 1.47$ ). Her iki sınıf monitör için de Nyquist

frekansındaki dikey ve yatay çizgi çiftlerinin tüm bölgeler ve tüm yönlerde ayırt ediliyor olması gerekir. Aşağıdaki tabloda RAR-CX ilişkisi görülmektedir.

Çizelge 3.4. TG18-QC ve TG18-CX desenlerinde bulunan Cx deseninin bulanıklık karakteristiği (Kohm 2001)

Referans No:	Karşılık Gelen RAR
-2	-
-1	-
0	1 (mükemmel)
1	0.80
2	0.90
3	1.02
4	1.15
5	1.30
6	1.47
7	1.65
8	1.87
9	2.11



Şekil 3.9. TG18-CX deseninde bulunan referans Cx desenleri

CRT'lerde elektron demetinin sapmalarındaki bozulmalardan dolayı, merkezdeki performansın kenardan daha iyi olması doğaldır. Fosfor ekranına daha düşük demet enerjisi verilmesine neden olan dikey yöndeki piksel başına düşen yüksek doğuş/bitiş zamanı yüzdesinden dolayı, Nyquist frekansında yatay çizgi çiftleri dikey çizgi çiftlerine göre daha parlaktır. Nyquist frekansında ortalama aydınlanma farkı %30'dan az olmalıdır. % 50'den fazla fark, matris boyutu için video yükselticinin yavaş olduğunu gösterir. Yarı Nyquist frekansında dikey ve yatay çizgi çiftleri arasındaki aydınlanma farkı, dikey desenler çizgi başına 2 piksel içerdiğinden daha azdır. Siyah ve beyaz çizgilerin kalınlıklarındaki önemli farklılıklar, piksellerde şekil bozukluğunu gösterir.

CRT'lerde TG18-PX test deseniyle ekran çözünürlüğü değerlendirilirken pikseller, sistem optiği ve video band genişliği uygun ayarlanmışsa, dairesel şekilde olmalıdır. Simetrik doğuş ve bitiş zamanı varken, piksellerin aydınlanma profili Gaussian

dağılım göstermelidir. Video yükseltecinde uygunsuz sönüm veya aşırı yüklenme görüntüde bozulmaya yol açabilir. Hilal şeklinde tekrarlayan yapılar veya kuyruklyıldızın kuyruğu biçiminde şekiller piksel içeriklerinde olabilir. RAR, birinci sınıf monitörler için 0.9 ile 1.1 arasında olmalıdır (Muka 1997). Bu sınır değer aralığı, yapılandırılmış görünüm (raster çizgileri görülebilir) ile aşırı ayırma gücü kaybı arasında denge sağlar. Maksimum astigmatizm oranı, birinci sınıf monitörler için monitör alanı boyunca 1.5 ‘ten az olmalıdır. LCD’ler için piksel yoğunluğu nominal piksel alanının dışına taşmamalıdır.

#### **3.4.5.4. Ekran Çözünürlüğünün Kantitatif Değerlendirmesi**

##### **3.4.5.4.1. Aydınlanma Metodu**

Raporun ilk halinde sadece CRT’ler için düşünülen bu yöntem şu anda LCD’lerde de kullanılmaktadır (Jung 2004). Ekran çözünürlüğünün kantitatif karakterizasyonu, TG18-QC test desenindeki çizgi çifti desenlerindeki aydınlanma ölçümü ile gerçekleştirilir. Bu metod aydınlanmanın mutlak ölçümünü sağlamaz sadece ortogonal yönlerdeki çözünürlük farkını ortaya çıkarır. Teleskopik aydınlanmametre kullanılarak yatay çizgi çifti deseninin merkezine odaklanarak ortalama aydınlanma ölçülür. Aynı ölçümler komşu dikey çizgi çiftleri için de tekrarlanır ve iki aydınlanma değeri arasındaki farkı, maksimum aydınlanma değerine bağlı olarak hesaplanır. Kullanılan formül (3.12) aşağıda gösterilmiştir. Bu yöntem 4 köşe için de tekrarlanır. Bu değerler ekranın çözünürlük karakteristiğini gösterir.

$$\Delta L = 200 * \frac{(L_{dikey}) - (L_{yatay})}{(L_{dikey}) + (L_{yatay})} \quad (3.12)$$

Burada  $\Delta L$ , aydınlanma farkını,  $L_{dikey}$ , dikey yöndeki Nyquist çizgi çiftlerindeki aydınlanma,  $L_{yatay}$  ise yatay yöndeki Nyquist çizgi çiftlerindeki aydınlanmayı temsil eder (Jung 2004).

#### 3.4.5.4.2. MTF Metodu

MTF değerlendirmesi yapabilmek için dijitalize sistemler kullanmak gerekir. (dijital kamera gibi). Kamera ile görüntünün bir kısmı alınır ve değerlendirilir. Kamera lensi, parlamayı önlemek için yüksek “f” numarasına ayarlanmalıdır. Ayrıca parlama koni veya huni aletleri ile de azaltılabilir. Mercek büyütmesi ekranda fazla örnekleme (oversampling) yol açar. En az 64 kamera pikseli bir monitör pikselini kapsmalıdır (görüntüleme pikseli başına 8x8 piksel kaydedilir). Kamera test sırasında ekrana iyi bir şekilde odaklanmalıdır. Bunu yapmanın en iyi yolu da lens açıklığını maksimum seviyesine açmaktır. Bu pozisyonda odak derinliği küçük, ve çizgi genişliği odak kontrolüne çok bağımlıdır. Daha sonra büyük odak derinliği ve minimum parlama elde etmek için lens açıklığı minimum yapılmalıdır. Büyük odak derinliği özellikle CRT’lerin ön yüzündeki heterojenlik büyüklüklerinin gösterilmesinde önemlidir.

MTF ölçümü için TG18-RV, TG18-RH ve TG18-NS desenleri bize hedef olarak çizgi girdisi sağlar. Bu desenler dikey ve yatay yönde ekranın 5 bölgesinde üç aydınlanma seviyesinde MTF değerlendirmesine izin verir. Kamera, her bir bölge için ekrandaki hedef alana ve çizgilere dikkatlice odaklanmış bir biçimde ekrana dik pozisyonlanmalıdır. Magnifikasyon ekran piksel matrisi, kamera piksel matrisi ve istenilen örnekleme uygun olarak belirlenmelidir. Kameranın görüş alanı desendeki piksel işaretleyicilerini içermelidir. Kamera, ekran önyüzünün normal yönünde yerleştirilirken uygun örnekleme sağlanabilmek için, kamera piksel matrisi görüntülenen objeye göre  $2 - 5^0$  açılacaktır. şekilde yüzeye paralel döndürülmelidir. Kamera uygun bir biçimde pozisyonlandırılıp, odaklandıktan sonra yeni bir pozisyona geçmeden önce 6 test deseninden tüm görüntüler elde edilmelidir. Işınlama zamanı, kameranın dijital sinyali karanlık sinyalden 100 faktör daha fazla olacak şekilde seçilmelidir. Ayrıca ışınlama zamanı, çoklu monitör karelerinin (frame) entegrasyonuna izin verecek kadar uzun, tarama ve saptırma devrelerinde kararsızlık olmayacak şekilde kısa seçilmelidir. Aynı zamanda sistemin entegrasyon zamanı, insan gözünün entegrasyon zamanı ile uyumlu olmalıdır. 0.2 – 1 sn’lik entegrasyon zamanı uygundur. Ölçümler karanlık odada yapılmalıdır.

Görüntüler sıkıştırılmadan 30 görüntü elde edilebilir. Veriler işlenmesi için bilgisayara aktarılmalıdır. Görüntülenen çizgi desenleri Fourier analiz ile ortogonal MTF'e dönüştürülür. Hesaplamalarda ve görüntü işleme aşamalarından birçok metod vardır. Sonuçlar seçilen metoda göre çok az farklılık gösterir.

Standardizasyon ve kolaylık için aşağıdaki adımlar izlenmelidir:

1. Ekrandaki uzaysal boyut cinsinden, görüntü piksel boyutu, desen üzerindeki piksel işaretleyicilerinin fiziksel mesafesi ve yakalanan görüntülerde ölçülen piksel mesafesi yardımıyla belirlenir.
2. Monitörün aydınlanma cevabı kullanılarak görüntü verileri doğrusal hale getirilir.
3. TG18-NS görüntüsünün ortalama piksel değeri, TG18-RV (veya TG18-RH) görüntüsünün piksel değerlerine eklenir. Daha sonra monitör piksel yapısını çıkarmak için, TG18-RV veya TG18-RH görüntüsünden TG18-NS görüntüsü tek tek piksel olarak çıkarılır. Bu görüntülerin ortalaması görüntüyü çıkarmak için kullanılabilir. Çıkarılan görüntü ise daha ileri işlemler için kullanılacaktır.
4. Görüntüdeki çizgiler boyunca dikdörtgen bir ilgi alanı (ROI) tanımlanır.
5. Çizgilerin açısı belirlenir.
6. Birleştirilmiş çizgi dağılım fonksiyonunu (LSF) elde etmek için, ROI alanındaki 2 boyutlu verinin alt piksellerdeki (subpixel) bir çizgi boyunca izdüşümü alınır.
7. Gürültü varsa, LSF yumuşatılır.
8. LSF'in Fourier dönüşümü alınır ve MTF, 0 uzaysal frekansında 1'e normalize edilir.
9. MTF, alt piksellerdeki LSF'in genişliği ile ilgili olan sinc fonksiyonuna bölünür ve kamera sisteminin karakterize edilmiş MTF'i için düzeltilir.

Bazı durumlar için LSF, asimetric olabilir. Böyle durumlarda her bir kenardaki LSF, iki simetric LSF elde etmek için kullanılır. MTF'lerin sonuçları tipik bir ekran çözünürlüğünde oluğu gibi onların ortalamaları ile bildirilir.



### 3.4.5.4.3. Beklenen Tepki

Ölçülen tepkiler kabul sınırının dışında ise, odak ayarlamaları, bakım – onarım veya monitörün değiştirilmesi yapılacak seçenekler arasındadır.

MTF metodunda, Nyquist frekansında ölçülen MTF değerleri birinci sınıf monitörler için en az % 35, ikinci sınıf monitörler için en az % 25 olmalıdır.

Aydınlanma metodunda ise ekran merkezinde aydınlanma farkı yüzdesi, birinci sınıf ekran sistemleri için % 30'dan az olmalı, ikinci sınıf ekran sistemleri için % 50'den az olmalıdır. Köşeler genellikle merkeze göre daha düşük değerlere sahiptir. Köşe pikselleri CRT'lerde elektron enerjilerindeki dağılımından etkilenirler.

### 3.4.6. Ekran Gürültüsü

Görüntülerde düşük kontrasttaki küçük objelerin farkedilebilirliği, yalnızca boyut ve kontrasta bağlı değil, yakınlarındaki gürültüye de bağlıdır. Gürültü, gerçek sinyalle karışmış yüksek frekanslardaki ( $< 1\text{cm}$ ) dalgalanma olarak tanımlanabilir. Gürültünün etkisine, Nyquist frekansından daha düşük frekanslı gürültünün yanında ayrıca insan göz sisteminin ayırma gücü sınırına kadar ki yüksek frekanslı gürültü de katkıda bulunur. Gürültünün bu tanımında çok düşük frekanslardaki dalgalanmalar ( $> 1\text{ cm}$ ) kapsam dışı bırakılmıştır çünkü bu frekanslardaki dalgalanma gürültü olarak değil aydınlanmadaki homojenlik sorunu olarak ele alınır. CRT'lerde farklı birkaç gürültü kaynağı vardır. Bunlar elektronik gürültü, video sinyalini fotonlara çevirirken oluşan stokastik gürültü ve yapısal gürültüdür. Bu yüzden CRT sistemlerde gürültünün hem zamansal (temporal) hem de uzaysal bileşeni vardır. Zamansal bileşen, kuantum gürültüsüne benzerdir ve insan gözü tarafından farkedilen fotonların sayılarındaki dalgalanma şeklinde ifade edilir. Uzaysal gürültü sabit bir gürültüdür ve CRT fosfor ekranındaki tanecikli yapıdan kaynaklanır. Genellikle zamansal gürültü, çok düşük aydınlanma seviyeleri dışında, uzaysal gürültüye göre daha küçüktür. Uzaysal gürültünün sinyal – gürültü oranı

(signal-noise ratio, SNR), genellikle aydınlanma seviyesinden bağımsızdır. P45 ekranlar, P4 veya P104'lere göre görüntüye gürültü bağlamında daha az katkı yapar.

Düz panel ekranlarda da gürültü vardır. LCD'lerde de hem zamansal hem de uzaysal gürültü vardır ve bu da pikselin aktif alanındaki aydınlanma değişimleri sonucu oluşur. Bu değişimler elektrodların fabrikasyonu ve yerleştirilmesinden sonra uygulanan elektrik alandaki homojenlik sorunundan kaynaklanır. Bazıları da elektronik gürültü ve şebekedeki voltaj değişimlerinden dolayı oluşan giriş sinyalindeki istenmeyen dalgalanmalardan dolayı olur. Daha fazla gri seviyeye ulaşmak için çok az aydınlanma farkına sahip alt piksellerde isteyerek yapılan değişiklikler de buna sebep olabilir. Üç alt piksel (sub pixel) genellikle tekil olarak adreslenir, dolayısıyla üç farklı aydınlanma bir tam pikselde olabilir.

Gürültü bazen de piksel yapısını hesaba katan aydınlanma homojenliğindeki değişimlerden kaynaklanabilir. Her LCD pikseli aktif olmayan bir alana sahiptir ve bu da aktif ekranda yapısal bir desen teşkil eder. Bu desen, piksellerin şekil, boyut ve mimarisine göre çeşitli şekillerde olabilir. Düz panellerdeki gürültü kaynağı ne olursa olsun, özellikleri ve değerlendirmesi CRT'lerle benzerlik gösterir.

### 3.4.6.1. Ekran Gürültüsünün Ölçümü

Ekran sistemlerinin uzaysal gürültüsü normalize gürültü güç spektrumu (NNPS) ile gösterilir. Gürültü gücü, ekrandaki homojen görüntünün ayrık Fourier dönüşümü ile elde edilir,  $I(i,k)$ ,

$$n(u,v) = \sum_{j=0}^{m-1} \sum_{k=0}^{n-1} I(j,k) * e^{2i\pi ju/m} * e^{2i\pi kv/n} \quad (3.13)$$

Burada  $j$  ve  $k$  piksel indisleri,  $m$  ve  $n$  yatay ve dikey yönde görüntünün örneklenme sayısı,  $n(u,v)$  ise  $u$  ve  $v$  frekansındaki gürültü genliğidir. Gürültü güç spektrumu şu şekilde tanımlanır:

$$NPS(u,v) = ( 1 / mn ) * E \{ |n(u,v)|^2 \} \quad (3.14)$$

Burada  $E \{ |n(u,v)|^2 \}$  ,  $|n(u,v)|^2$  fonksiyonunun beklenen değeridir. Monitördeki görüntünün farklı alanlarındaki gürültü spektrumunun ortalaması şeklinde tanımlanır (Gaskill 1978, Dainty ve Shaw 1974). NPS kendi sinyal gücüyle normalize edilir. Gürültü gücü, iki boyutlu grafik veya iki boyutlu verilerden belirli bir yönde alınan tek boyutlu kesit grafiği ile gösterilir. Gürültü gücü sıkça  $mm^2$  cinsinden, tek tek örnek alanının normalize NPS ile çarpılması şeklinde tanımlanır.

Zamansal gürültü, fotoçoğaltıcı tüp veya insanın görsel sistemi (ör : 8 Hz) ile ilgili zaman cevabına sahip dedektör yardımıyla karakterize edilebilir (Roehrig 1990b, 1993). Medikal görüntüleme bu gürültü çok önemli değildir bu yüzden bu raporda bahsedilmemiştir.

### **3.4.6.2. Ekran Gürültüsünün Görsel Değerlendirmesi**

Ekran sistemindeki uzaysal gürültünün görsel değerlendirilmesinde, ancak ayırt edilebilen aydınlanma farklarının (JND) saptanmasına dayanan, TG18-AFC test deseni kullanılır. Desenin her çeyrekliğinde çok sayıda değişken hedef pozisyonları vardır. Her bir çeyreklikde hedeflerin kontrast ve büyüklüğü eşittir. Dört köşedeki çeyreklikler için kontrast-boyut değerleri 20-2, 30-3, 40-4, 60-6'dır. Deseni gözlemlene mesafesi 30 cm olmalıdır. Çeyreklikler, kontrast-boyut ilişkisinin elde edilmesi için tüm hedeflerin yerlerinin tam olarak belirlenebildiği bölge cinsinden subjektif olarak değerlendirilir. Her bir hedef alanındaki hedef görünebilirliği, her bir çeyrekteki görülebilen hedeflerin sayılarak doğruluk oranının hesaplanmasıyla ölçülebilir.

#### **3.4.6.2.1. Beklenen Tepki**

Birinci sınıf monitörlerde en küçük hedef dışında tüm hedefler görülebilmeli, ikinci sınıf monitörlerde ise en büyük iki hedef görülebilmelidir. Arkaplanın ortalama değeri ve standard sapması aydınlanmaya doğrusal olarak bağımlı olduklarından,

bunların oranı (ör: SNR) aydınlanmadan bağımsızdır (Roehrig 1990b, 1993). Bu yüzden gürültü değerlendirmesinin sonuçları desenin arkaplanının mutlak aydınlanma değerinden bağımsızdır. Fakat monitörün bu testten geçememesi ekranın aydınlanma cevabında uygunsuzluk olduğunun göstergesi olabilir. Bunun için cihazda ilk onaylanması gereken özellik aydınlanma cevabının uygunluğudur.

### **3.4.6.3. Ekran Gürültüsünün Kantitatif Değerlendirmesi**

#### **3.4.6.3.1. Değerlendirme Metodu**

Monitörün uzaysal gürültüsü kantitatif olarak tek piksel SNR veya normalize NPS ile ölçülür. İki yöntemde de ekrandaki homojen desenden görüntü yakalayabilmek için bilimsel çalışmalarda kullanılabilecek kalitede bir dijital kameraya ihtiyaç vardır. Kameradaki yüksek parlamayı azaltmak için kamera lensi yüksek f değerine ayarlanmalıdır. Ayrıca lensin büyütmesi, ekranın ince örneklemesinin uzaysal frekansı derece başına 40 döngüye kadar olacak şekilde ayarlanmalıdır. Bu da çoğu ekranın maksimum aydınlanmasında insanın görsel sisteminin ayırma gücü sınırına tekabül eder (Rose 1974). Örnek verecek olursak 1726 x 2304 matriste 21 inç ekran için 25 cm uzaklıkta, Nyquist frekansı yaklaşık 12.4 döngü/derece'dir (cycles/degree). Bu sınıra kadar gürültünün değerlendirilmesi için örnekleme frekansı, ekranın Nyquist frekansının en az 3.2 katı olmalıdır ( $40 / 12.4 = 3.2$ ). Bunu elde etmek için en az 16 kamera pikseli, 1 monitör pikselini kapsamalıdır. Ayrıca kamera görüntüleri için düz alan düzeltmesi, kazançtaki dalgalanmaların düzenlenmesi ve kamera sisteminin bir önceki performans değerlendirmesine dayanan kamera optiğindeki MTF bozulması onarımı yapılmalıdır.

TG18-NS test deseninin merkez bölgesi, 3 aydınlanma seviyesinde her iki ölçüm için hedef homojen desen olarak kullanılabilir. Kamera, ekrandaki hedef alanın önüne dikkatlice pozisyonlanmalı ve odaklanmalıdır. Görüş alanı, desendeki piksel işaretleyicilerini içine almalıdır. Büyütme, monitör piksel boyutu, kamera matris boyutu ve istenen örnekleme ile uyumlu olacak şekilde belirlenmelidir. Kamera uygun pozisyonlanmış ve odaklanmış haldeyken üç TG18-NS deseninden

görüntüler elde edilmelidir. Aydınlanma çıkışındaki zamansal dalgalanmaların etkilerini ortadan kaldırmak için görüntüler 1 sn içerisinde elde edilmelidir. Ölçümler karanlık odada alınmalı ve görüntüler veri işlenmesi için bilgisayara sıkıştırılmadan transfer edilmelidir.

#### **3.4.6.3.1.1. Tek Piksel SNR**

Ekran gürültüsünü tek piksel sinyal-gürültü oranından (SNR) ölçmek için, kamera ile elde edilen her bir görüntü aşağıdaki verilen görüntü işleme basamaklarından geçirilmelidir (Roehrig 1990b).

1. Ekrandaki uzaysal boyut cinsinden, görüntü piksel boyutu, desen üzerindeki piksel işaretleyicilerinin fiziksel mesafesi ve yakalanan görüntülerde ölçülen piksel mesafesi yardımıyla belirlenir.
2. Monitörün aydınlanma cevabı kullanılarak görüntü verileri doğrusal hale getirilir.
3. Görüntünün sadece 1/4'lük merkezi kısmı kullanılmalıdır. Örnekleme aralığı  $n \times n$  kamera pikseline uygulanır. Burada  $n$  bir monitör pikseline karşılık gelen kamera piksellerinin sayısıdır.
4. Örneklenmiş görüntünün ortalamasının değerinin standard sapmasına oranı olarak tanımlanan SNR hesaplanmalıdır.
5. Kamera gürültüsü için düzeltme yapılmalıdır. Kamera gürültüsü ile monitördeki uzaysal gürültünün korele olmadığı varsayılmalıdır. 4. basamaktaki gibi, aynı ışınlama zamanı için fakat ışınlama yapılmadan elde edilen SNR, 4. basamakta elde edilen SNR'dan çıkartılarak, SNR'ın kameradan bağımsız olması sağlanır.

#### **3.4.6.3.1.2. Gürültü Güç Spektrumu**

Kamera ile elde edilen homojen desenler, Fourier analiziyle 3 farklı aydınlanma seviyesinde NPS'i elde etmek için işlenirler. Bu işlemler bir çok adım içerirler ve metoda göre sonuçlar az miktarda değişiklik gösterebilir. Standardizasyon ve kolaylık için elde edilen her görüntü aşağıdaki işlemlerden geçirilir.

1. Ekrandaki uzaysal boyut cinsinden, görüntü piksel boyutu, desen üzerindeki piksel işaretleyicilerinin fiziksel mesafesi ve yakalanan görüntülerde ölçülen piksel mesafesi yardımıyla belirlenir.
2. Monitörün aydınlanma cevabı kullanılarak görüntü verileri doğrusal hale getirilir.
3. Elde edilen görüntünün merkezinin 1/4'lük kısmı, çoklu alanlara üst üste binmeyecek şekilde alanlarda 128 x 128 veya 256 x 256'lık boyutlarda bölünmelidir. Bu alanların boyutları, ölçülen NPS'in örnekleme aralığını belirler. Büyütme seviyesi ve kamera matris boyutuna bağlı olarak 9-64 aralığında değişen sayıda bölge seçilebilir. NPS değerlendirmesi için en az 20 alan kullanılması tavsiye edilmektedir. Bunun için TG18-NS deseninin merkez yamasından (center patch) çoklu görüntü, kamera bir görüntüden diğerine yönlendirilerek elde edilir. Bu sırada görüntüler üst üste binmemelidir.
4. İki boyutlu NPS'i bulmak için, her bir alana FFT uygulanmalıdır.
5. Tüm alanlardan elde edilen iki boyutlu NPS'lerin ortalaması alınmalıdır.
6. Kamera gürültüsü için düzeltme yapılmalıdır. Kamera gürültüsü ile monitördeki uzaysal gürültünün korele olmadığı varsayılmalıdır. 5. basamaktan elde edilen NPS'ten, aynı ışınlama zamanı için ama ışınlama yapılmadan kamera için elde edilen NPS çıkarılmalıdır.
7. Ortogonal NPS, elde edilmiş iki boyutlu NPS'ten band ortalaması ile türetilmelidir (Ortogonal eksenlerdeki veriler dışarıda bırakılmalıdır).

NPS ölçümü, elektron demetinin odağının değiştirilmesi ve böylece ızgara (raster) çizgilerinin ortadan kaldırılması ile gerçekleştirilebilir ancak bu metod önerilmemektedir. Çünkü sistem performansının ölçüldüğü şartlar klinikte kullanılmazlar. Bu iki yöntemde çıkan sonuçlar farklıdır. Bu sonuçlar ızgara çizgilerinin görülebilmesine veya iyi odaklanma olmadığı için görülememesine bağlı olarak en az iki kat farklıdır.

#### **3.4.6.4. Beklenen Tepkiler**

Bu noktada gerçek SNR ve NPS ölçümleri ile ilgili çok az örnek olduğundan ölçümler ve diagnostik doğruluk arasında korelasyon tespit edilemediğinden bu aşamada sabit bir kriter önerilmemiştir. Bununla birlikte monitörle ilişkili gürültü değeri aynı monitörde görüntülenen tipik radyolojik görüntülerdeki gürültüden fazla olmamalıdır.

#### **3.4.7. Parlama Maskelemesi**

Monitördeki ışık saçılması dağınık aydınlanmaya neden olur bu da istenen görüntünün perdelenmesine yol açar. Bu raporda “flare” terimi fotoğrafik merceklerdeki dağınık saçılmayı tanımlamak için kullanılır. “Glare” terimi de bunun monitörlerde olan biçimidir. Parlama maskelemesi ise yansımadan farklıdır. Yansıma, ortam ışığına karşı monitörün verdiği yanıttır, parlama maskelemesi ise monitörün iç özelliğinden kaynaklanır.

Tek renkli CRT’lerde üç fiziksel özellik parlama maskelemesine yol açar. Birincisi, CRT’nin içindeki alüminyum tabakadan içsel elektron yansımaları, bir diğeri CRT’deki alüminyum ve fosfor tabakadan oluşan ikincil elektronlar, sonuncusu da ekranın cam önyüzündeki ışık saçılmasıdır. Çıkış yüzeyinden aynasal yansımayla yayıcı yapının kalın cam tabakasından ve fosfor tabakadan dağınık yansımayla ışık saçılmalarından dolayı, sonuncusu en baskın olanıdır (Badano ve Flynn 2000). Parlama miktarının azaltılması için karartıcı cam kullanılabilir.

Renkli CRT’lerde parlama maskelemesi, ızgara (grill) açıklıklarından veya gölge maskesinin kenarlarından elektronların geri saçılmasından kaynaklı önemli bir elektronik bileşene sahiptir. Bu geri saçılan elektronlar, maske veya grill açıklığının farklı yerlerinden tekrar girerek gösterilen aydınlanmada düşük frekans yayılımına yol açar. Parlama maskelemesinin elektronik bileşeni, gölge maskesi ve ızgara tasarımlarına göre değişik uzaysal boyutlarda olabilir. Gölge maskesi tasarımı,

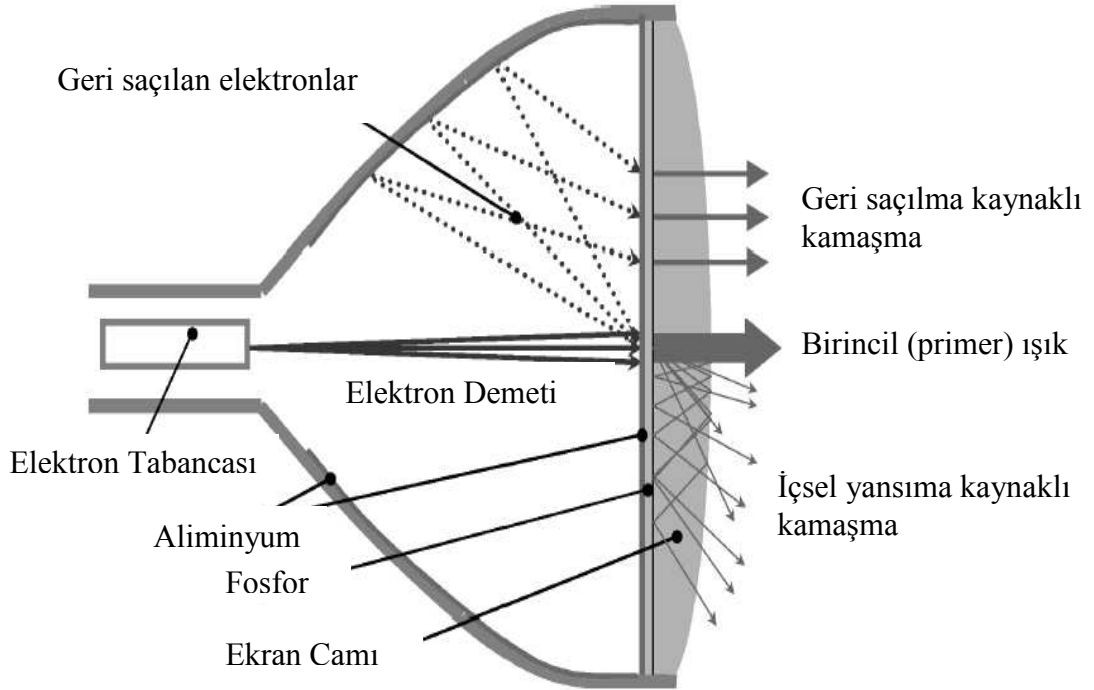
ızgara açıklığı tasarımına göre daha çok elektron geri saçılımı oluşturur (Oekel 1995).

Düz panel ekranların çoğunda, ne içsel ışık yansıması vardır, ne de ikincil elektronlar oluşur. Işık kısa bir mesafede azalır bu yüzden parlama maskelemesinin yayılım komponenti çok düşüktür. Buna rağmen kısa menzilli saçılma lokal bir maskeleme yapabilir. Özellikle siyah arkaplandaki beyaz karakterlerde görülebilir.

Görüntüdeki aydınlanma dağılımı da parlama maskelemesi oluşum kaynağı gibi davranabilir. Işık transferi doğrusal bir işlem olduğu için, görüntü ile konvolve edilmesiyle parlama maskelemesini tanımlayan nokta dağılım fonksiyonu ile görüntünün maskeleme bileşeni tanımlanabilir (Badano ve Flynn 2000). Görüntülenen görüntü parlama maskelemesi ile ilgili dağılım ikinci görüntünün çizgisel toplamıdır. Dağılım yapmış ikinci bileşenin ilave edilmesi tıpkı radyografide saçılan x-ışınlarının kontrastı azaltması gibi, kontrastı azaltma etkisine sahiptir. Bu kontrast azalımı ilk görüntünün koyu kısımlarında daha belirgindir.

İnsan gözünün parlama karakteristiği çoğu optik mercek kayıt sistemlerinden daha iyidir ve beyaz görüntü ile çevrelenen karanlık bölgelerdeki düşük kontrast objeleri dedekte edebilme becerisine sahiptir. Bu nedenle negataskopla bakılan filmlerde parlama maskelemesi yoktur. Geleneksel renkli CRT'lerde parlama maskelemesi oldukça fazladır ve birinci sınıf medikal monitör olarak kullanımları uygun değildir.





Şekil 3.10. CRT'lerde parlaklık maskelemesi

### 3.4.7.1. Parlama Maskelemesinin Ölçümü

Parlama maskelemesi, karanlık bir bölgeyi çevreleyen parlak bir alana sahip test deseni kullanılarak ölçülür. Görüntü güçlendiriciler de, NEMA tarafından belirlenmiş kayıtlı alanın çapının % 10'u çapında merkezi siyah çember kullanılır. Monitörlerin parlama maskelemesi ölçümü ve kullanılacak test deseni için çok az sayıda standard vardır. Ulusal (Amerikan) Standardlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST National Institute of Standard and Technology), beyaz arkaplan üzerine farklı boyutlardaki siyah kareler kullanarak ölçüm almıştır (Boynton ve Kelly 1997). Ayrıca halka ve cevap nokta fonksiyonları ile ilişkilendirilebilen parlak dairenin çevrelediği siyah daire içeren radyal olarak simetrik desenden de deneysel sonuçlar elde edilebilir (Badano ve Flynn 2000).

Belirli bir desen için parlama maskelemesi, maksimum aydınlanmanın, minimum aydınlanmaya oranı olarak tanımlanır. Bu orana parlama oranı (glare ratio) denir. Parlama aydınlanması ölçümü için etrafı çok parlak alanla çevrilmiş karanlık bölgelerin gözlemlenmesi gerekir. Bu yüzden düşük parlaklık aydınlanmametreleri, siyah daireyi gözlemlerken parlak daireyi zırhlayan bir engelleyici ile kullanılır. Bunun için daha önceki konularda anlatıldığı gibi engelleyici huni kullanılabilir. Parlama maskelemesinin ölçümü için siyah arkaplanın ortasında 20 cm çapında parlak alan içeren desen kullanılabilir. Merkezdeki parlak alanın ortasında da 1 cm çapında siyah alan olmalıdır.

### **3.4.7.2. Parlama Maskelemesinin Görsel Değerlendirmesi**

Parlama maskelemesinin görsel değerlendirilmesi için TG18-GV ve TG18-GVN test desenleri kullanılır. Monitörde görüntü boyutu, parlak bölgenin çapı 20 cm olacak şekilde ayarlanmalıdır. Gözlemci, desenlerdeki parlak alan maskelenmiş olacak şekilde, düşük kontrast objeleri ayırt edebilmelidir. İnsan gözü parlak alanı gözlemlerken adapte olabilme özelliğine sahip olduğundan, gözlemlenen alanın etrafındaki parlak alandan hiç yansıtacak ışık olmayacak şekilde parlak alan tamamen zırhlanmalıdır. Bunun için, insan gözünü çevre aydınlanmaya karşı zırhlayan maske veya koni kullanılabilir.

### **3.4.7.3. Beklenen Tepki**

Birinde parlak alan olan, bir diğerinde de olmayan iki desende hedef objelerin gözlemlenmesinde önemli bir kontrast azalması olmamalıdır. Bu test, siyah alanla çevrili hedefin kontrastının algılanmasına duyarlıdır. Eğer bu tam olarak hedeflerin ayırt edilebilme eşiğinde ise, parlak alan varlığı hedeflerin görülememesine ve dolayısıyla da kontrastın azalmasına neden olur. Birinci sınıf monitörlerde, bu test için ancak ayırt edilebilen ( $\Delta L/L$ ) kontrastın yaklaşık 4 katına eşit obje kontrastı uygundur. 1024 DDL'e sahip ve 1-250 cd/m<sup>2</sup> aydınlanma aralığında kalibre edilmiş monitör için bu obje kontrastı,  $\Delta L/L = 0.03$  olan 4 DDL değişimine karşılık gelir.

Bu yüzden birinci sınıf cihazlar için her bir desen için en az 3 obje görülebilir olmalı, ikinci sınıf ekranlarda ise en az 1 hedef görülmelidir.

#### **3.4.7.4. Parlama Maskelemesinin Kantitatif Değerlendirilmesi**

Parlama maskelemesinin kantitatif değerlendirmesi, TG18-GQ, TG18-GQB ve TG18-GQN test desenleri ve de yüksek kolimasyonlu aydınlanmametre ile yapılır. Desenlerin belirtilen boyutlarda gösterilmesine dikkat edilmelidir. Desendeki beyaz bölgenin çapı 20 cm olacak şekilde monitör boyutu ayarlanmalıdır. Daha önceden de anlatıldığı gibi, test deseninin merkezindeki ölçüm alma noktasını çevreleyen parlak alan bloklanmalıdır. Bu da engelleyicisi olan aydınlanmametre veya ışık engelleyicisi olan huni veya koniye sahip teleskopik aydınlanmametre ile olur. TG18-GQ test deseninin ortasındaki siyah bölgedeki aydınlanma,  $L$ , TG18-GQB test deseninin ortasındaki beyaz bölgedeki aydınlanma,  $L_B$  ve TG18-GQN test deseninin merkezindeki arkaplan aydınlanma değeri de  $L_N$  ölçülür. Buna göre monitör için parlama oranı (glare ratio),

$$GR = (L_B - L_N) / (L - L_N) \quad (3.15)$$

'dir.

#### **3.4.7.5. Beklenen Tepki**

Hedef deseni çevreleyen parlak alanın olduğu ve olmadığı iki durumda hedef desenlerin kontrast farkı % 20'yi geçmemelidir. Bu yüzden maskelemeden kaynaklanan aydınlanma, normal monitör ayarlarındaki minimum aydınlanmanın %25'inden fazla olmamalıdır. Maksimum aydınlanmanın minimum aydınlanmaya oranı 250 olması gerektiğinden (Flynn ve Badano 1999), bu da tipik olarak negatoskopla görüntülenen film için ölçülen parlama oranını (1000) gösterir. Herşeye rağmen önerilen test desenlerindeki hedef alanlarda medikal görüntülerdekinden daha çok maskeleme olabilir. Kriterler çok katı değildir ve de belirli monitör teknolojisi için bu kriterler sağlanamayabilir. Bu rapor birinci ve

ikinci sınıf monitör sistemlerinin parlama oranınının 400'den fazla olmasını önerir (Flynn ve Badano 1999).

### **3.4.8. Ekran Kromatikliği**

Ekrandaki renk tonlarının ölçümü çok önemlidir. Çünkü bu aynı iş istasyonunda kullanılan çoklu gri skala monitörlerin renklerinin eşleştirilmesi ile ilgilidir. Renkli ekranlarda renk tonu, gri skala görüntü oluşturan üç ana rengin dengesinden etkilenir. Siyah beyaz ekranlarda renk tonu CRT'lerde fosforun yapısından, LCD'lerde ise arka ışığın spektrumundan veya az miktarda da olsa bakış açısından etkilenir. Monitör renk eşleştirmesi, PACS iş istasyonlarının kabul edilebilirliği için önemlidir. Ayrıca yeni çok başlı (multihead) monitör sistemleri için renk ölçümü kabul testleri açısından önemlidir (Fetterly 1998).

#### **3.4.8.1. Ekran Kromatikliğinin Ölçümü**

Önerilen renk ölçüm sistemi CIELUV olarak adlandırılan 1976 CIE (Commission Internationale de l'Eclairage), uniform kromatik bir skaladır. Bu sistem, 1931'de geliştirilen CIE kromatiklik sistemindeki sınırlamaları adreslemek için geliştirilmiştir (IEC 1986). 1931'deki sistem, gözlemcinin görebildiği her bir rengin iki boyutlu uzayda koordinat çifti ile verilmesine izin veriyordu. Bu sistemde koordinatlar x ve y'dir. Tüm görülen renkler x-y düzleminde at nalı şeklinde yer almıştır. 1931 renk uzayında, iki farklı rengin belli oranda karıştırılıp hangi rengin oluşacağı ana renkler arasında ve bir çizgi boyunca orantılı bir şekilde çizilen çizgilerden anlaşılabilirdi. Ancak insan gözünün doğrusal olmayan yapısından dolayı, 1931'deki renk uzayında eşit miktardaki mesafeler, renk değişikliklerinde eşit miktarda algılamaya karşılık gelmiyordu. 1976 CIELUV renk sisteminde bu sorunun üzerinde durulmuştur. CIELUV sisteminde, 1931 renk uzayı, yeni renk uzayında herhangi bir yerde eşit miktarda mesafe renk değişiminde, eşit miktarda algılamaya neden olacak şekilde doğrusal olarak eğrilmiştir. CIELUV sistemi, fraksiyonel doğrusal dönüşüm ile 1931'deki orjinal x ve y koordinatlarına bağlanabilen yeni iki tane u' ve v' koordinatlarına dayanır.

Renk homojenliğini ölçmek için, aynı iş istasyonuna bağlı tüm monitörlerde  $u'$  ve  $v'$  koordiantlarını ölçmek için kolorimetre kullanılmalıdır.  $(u',v')$  nokta çiftlerinin arasındaki mesafe, JND terimi cinsinden ifade edilen renk değişimi algısıyla doğru orantılıdır. Her bir monitör için  $(u',v')$  ölçüldükten sonra, bütün olası nokta çiftleri arasındaki maksimum mesafe olan renk homojenliği hesaplanır. İki nokta arası  $(u_1',v_1'$  ,  $u_2',v_2')$  mesafe (D), şu şekilde hesaplanır:  $D = [(u_1' - u_2')^2 + (v_1' - v_2')^2]^{1/2}$ . Renk homojenlik parametresi olan bu mesafe, renk uzayında tüm  $(u',v')$  noktalarını çevreleyen en küçük dairenin çapına eşdeğerdir.

Bu raporda, renk homojenliği,  $\Delta(u',v')$  metrik sistemi ile verilir. Diğer bir metrik sistem kullanılmamasının önemli nedenleri vardır. İlki  $\Delta(u',v')$  ISO, VESA ve IEC standartlarına uyumludur. İkincisi, ekran homojenliği için aydınlanmadan bağımsız bir metrik sistemdir. Sonucusu ise renk homojenliği ölçümünde etkin olması ve diğer metrik sistemlerden daha az karmaşık olmasıdır.

#### **3.4.8.2. Ekran Kromatikliğinin Görsel Değerlendirmesi**

Renk homojenliğinin görsel değerlendirilmesi TG18-UN80 test deseni kullanarak gerçekleştirilir. İş istasyonuna bağlı tüm monitörler tarafından bu desen görüntülenmelidir. Desenin bağıl renk homojenliği, her bir monitör ekranı boyunca ve diğer monitörlerde farkedilebilmelidir.

#### **3.4.8.3. Beklenen Tepki**

Birinci sınıf monitörler için, monitörler arasında ve monitör ekranı boyunca herhangi bir renk farklılığı tespit edilmemelidir. İkinci sınıf monitörler için herhangi bir kriter belirlenmemiştir.

#### 3.4.8.4. Ekran Kromatikliğinin Kantitatif Değerlendirmesi

TG18-UNL80 test deseni aynı iş istasyonuna bağlı tüm monitörlerde görüntülenmelidir. Ardında her bir monitörde görüntülenen desenin merkez ve dört köşesindeki renk koordinatları  $(u',v')$  kolorimetre yardımıyla ölçülmelidir. Herbir, monitörün ortalama kromatiklik ölçümünü vermesi için bu koordinatların ortalaması alınır. Tüm monitör sistemlerinin ölçümlerinden  $u'-v'$  renk uzayındaki olası tüm nokta çiftleri  $(u',v')$  arasındaki maksimum mesafe  $D = [(u_1' - u_2')^2 + (v_1' - v_2')^2]^{1/2}$  formülüyle renk homojenlik indeksi olarak hesaplanmalıdır. Eğer kolorimetre ölçümleri eski renk koordinat uzayındaki  $(x,y)$  koordinatlar cinsinden veriyorsa, değerler yeni uzay koordinatları cinsinden aşağıdaki formüllerle (3.16) dönüştürülmelidir:

$$u' = 4x / (-2x + 12y + 3), \quad v' = 9y / (-2x + 12y + 3);$$
$$x = 27u' / (18u' - 48v' + 36), \quad y = 12v' / (18u' - 48v' + 36) \quad (3.16)$$

#### 3.4.8.5. Beklenen Tepki

Klinik deneyime bağlı olarak, aynı iş istasyonundaki birinci sınıf gri skalalı monitörlerde kabul edilebilir renk eşleştirmesinin sağlanması için renk homojenlik parametresi 0.01'in altında olmalıdır (Fetterly 1998). Her bir monitörün ekranı boyunca da renk koordinat çifti arasındaki maksimum mesafe bu limiti geçmemelidir. İkinci sınıf monitörler için herhangi bir sınır belirlenmemiştir.

### **3.4.9. Medikal Monitörler için Yapılacak Diğer Testler**

#### **3.4.9.1. CRT Monitörler**

##### **3.4.9.1.1. Artefaktlar**

CRT'ler bir dizi video artefaktlarına eğilimlidirler. Karakter ve yapıların etrafında hayalet, gölge, aynasal görüntüler belirebilir. Bu olaylar genellikle empedans uyumsuzluğu ve bazen de monitördeki video kablosu veya sonlandırıcısından dolayı oluşur. Çoklu monitör cihazları aynı iş istasyonlarına bağlandığında oluşan uyumsuzluk, değişik uzunluktaki kablolar ve de yetersiz zırlama yüzünden olur. TG18-QC test desenindeki yamalara benzer, birbirini izleyen parlaktan sönüğe doğru gölgeler kolaylıkla görülebilir. Buna lekelenme (smearing) denir ve gölgelenmeye (ghosting) neden olan kaynaklar gibi, giriş ve çıkış empedans uyumsuzlukları (ör:video kablo bağlantıları), hasarlı kablo ve kontrol kartı da buna yol açar. Titreşme (jitter) ve dalgalanma (swim) diğer iki önemli artefakt türüdür ve sabit veya rasgele bölgelerde görülebilir. Bunlar daha çok monitörün kenarlarında meydana gelirler ve video kartının monitörün senkronizasyonunun veya monitörün kendisinin kararlı olmamasından kaynaklanır.

Basit salınım (simply ringing), ekranın sol kenarındaki dikey beyaz çizgilerin sayısı olarak tanımlanır. Genellikle ilk birkaç santimetrede yeni ızgara (raster) çizgisinin ilk birkaç santimetresinde görülür. Bu artefaktın kaynağı, saptırma boyunduruğunun (deflection yoke) dikey ve yatay dalgalanmalarının çapraz karışımıdır (crosstalk). Yatay senkronizasyon vurumunun (puls) zamanından bir sonraki video çizgisi başlayana kadar, tamamen sönümlenmiş çapraz karışmaya izin veren bağımlı sönüm periyodunun tasarımına gerek vardır. Sabit frekanslı monitörler, normal şartlarda sönümlenmeyi sağlamak için spesifik zamanlama yeteneğine sahiptir.

Çok frekanslı monitörler (multifrequency), minimum zaman periyodunda geniş bir yatay zamanlama skalasına sahiptir. Düşük fiyatlı, ucuz veri toplama kartı (DAC) kullanan video denetleyicileri her zaman yeterli sönümlenme zamanını

sağlamayabilir ve sonuç olarak kararsızlık ve yatay titreşme olur. Bu sorun ayrıca video sinyalinin monitör alanında merkezlenememesine neden olur. Yeterli sönümleme zamanı olan sistemlerde görüntü tarama verisi, kullanılan monitör alanından daha geniştir. Eğer açık alanda video akımı aktifse, parazit salınım görülebilir ve cihaz ayarının servis mühendisi tarafından yapılması gerekir.

Yüksek voltaj düzenlenmesinin iyi olmaması durumunda video sinyalinde zıplamalar olabilir. Görünüş gözlemciyi aldatabilir. Siyah ekrandan parlak ekrana dönüşüm sırasında yüksek voltaj düşerken, video alanı genişler. Parlak ekrandan siyah ekrana dönüşürken de tam tersi geçerlidir. İyi ayarlanmamış yüksek voltaj devreleri genellikle ticari renkli monitörlerde görülürler. Medikal monitörlerde yüksek voltaj kaynağı ayarlanmalıdır. Sıradışı durumlarda, monitörde sol üst köşeden alta kadar tarama işlemi sırasında parlaklıkta düşme olur ve aydınlanmada homojenlik sorunu meydana gelir.

#### **3.4.9.1.1.1. Değerlendirme Metodu**

TG18-QC test deseninin uygun bölümlerinde siyahtan beyaza ve beyazdan siyaha sinyal değişiklikleri test edilmelidir. Desen 30 cm mesafeden incelenmelidir. Değişim hızlı bir biçimde olmalıdır ve kuyruklanma, gölgelenme gibi yavaş değişim ibareleri olmamalıdır. Desen tüm artefakt türlerinden yalın olmalıdır.

#### **3.4.9.1.2. Moiré Desenleri**

Renkli ekranlarda, adreslenebilir piksel formatı ile gölge maskesi veya ızgara aralığı nokta uzaklığı arasında eşleşme olmaması durumunda moiré desenleri oluşur. Örtüşme (aliasing), camın içinde yüzen gökkuşağı renkleri gibi görülen periyodik desendir. Tüm ticari renkli monitörler dikey ve yatay moiré için ayarlıdır. Üreticilerin moiré azaltmak için 2 metodu vardır; ya eksenlerin fazlarını ayarlar, ya da odak değerlerini değiştirirler.



Siyah beyaz monitörlerde camın içinde tarama hızıyla çarpışan görünmeyen artefaktlardan dolayı moiré oluşabilir. Bu durumda video kartının tarama hızı (refresh rate) azaltılarak ya da artırılarak problem çözülebilir.

#### **3.4.9.1.2.1. Değerlendirme Metodu**

Moiré desenleri, görüntülenen piksel boyutu renk fosfor üçlüsünün aralığına yaklaştığı zaman önem teşkil eder. Açık-kapalı-açık-kapalı (On-off-on-off) düzeninde olan desenler, dama tahtasına benzerler ve moiré desenlerinin görülebilirliğini artırırlar. Düşük aydınlanma seviyelerinde görüntülenen değişken piksel desenleri, CRT'lerde olduğu gibi demet akımı ile piksel boyutu küçülüyorsa, moiré'ı arttıracaktır. İstenmeyen moiré'ın tespiti ve moiré'ı ortadan kaldıran devrelerin etkinliklerinin değerlendirmesi için genellikle değişken piksel desenleri yeterlidir. Moiré giderme devreleri sık sık noktaların odaklanamaması veya titreşme olayı gibi yan etkiler ortaya çıkarır. Bu yan etkilerin görüntüde önemli bozulmalara neden olup olmadığının saptanması önemlidir.

#### **3.4.9.1.3. Renk Artefaktları**

Renkli CRT'lerde renk bütünleştirmesi (color convergence), boyunduruk (yoke) ve tabanca (gun) için hizalama yönteminde yapılan bir fabrika ayarıdır. Monitör üreticileri daha önceden hizalanması yapılmış yani daha sonra ayarlaması yapılamayan renkli CRT'ler satın alırlar. Medikal uygulamalarda gri skala görüntüler, renkli monitörlerde görüntülenirken, renk bütünleştirmesindeki hatalar keskin kenar ve karakterlerin etrafında renkli gölgelenme şeklinde kendini gösterir.

Zayıf renk saflığı, zayıf renk kaydından ve tabancanın belirli bir yüzdesinin diğer bir renk fosforuna düşmesi sonucu meydana gelir. CRT ekran açıldığı zaman bazı devreler, gölge maskesini manyetizasyondan kurtaracak şekilde otomatik olarak devreye girerler. Böylece ortamdaki manyetik alan ortadan kaldırılmış olur. Aksi takdirde ayrı ayrı demetler ile monitördeki kırmızı, yeşil, mavi fosforlar arasındaki kayıt işlemi kesintiye uğrar.

Diğer bir potansiyel renk hatası kaynağı ise video yükselteçlerindeki eşleşme sorunudur. Birisindeki doğuş ve sönüm zamanları diğer ikisinde birbirini izlemez. Yine kenarda veya bir karakter gösteriminde bir rengin gölgelemesi de önemli bir sorundur. Ayrıca video yükselteç sinyalinin çok yükselmesiyle doyuma ulaşılır bu da görüntüde obje kenarlarında düzensiz yatay çizgiler (streak) oluşmasına neden olabilir. Bu durum, kontrast kontrolü aracılığıyla  $L_{max}$ 'ı azaltarak önlenilir. Renk bütünleştirmesindeki hata lokal değilse renk saflığı hatalı olabilir. Monitör ekranında, demetler arasındaki ayrılmalar yakınsama hatasına neden olur. Bazı monitörler renk bütünleştirmesi için dinamik ayarlama özelliğine sahiptir.

#### **3.4.9.1.3.1. Değerlendirme Metodu**

Bütünleştirme (konverjans), iki veya daha çok temel renk içeren paralel çapraz çizgilerden oluşan desenlerin kontrol edilmesiyle değerlendirilir. Bütünleştirme hatasının kantitatif ölçümü için elle kullanılan optik cihazlar (ör: Klein göstergesi) gereklidir. Gelişmiş fotometrik ölçümler, ayrı olarak kırmızı, yeşil, mavi noktaların kütle merkezine konumlandırılmış, dijital kamera gerektirir.

Renk kayıt hataları, monokromatik monitörlerdeki aydınlanma homojenliği değerlendirmesine benzerdir. Tam ekran beyaz için, CIE renk koordinatları aydınlanmaya ek olarak kayıt edilir. Renk izleri (streaking, color bleeding), monokromatik ekranlardaki video artefakt değerlendirmesi gibi beyaz ve primer mavi, yeşil, kırmızı renkler için ayrı ayrı değerlendirilir.

#### **3.4.9.1.4. Fiziksel Kusurlar**

CRT'deki kusurlar fosfor ve cam tabakadaki kusurlar olarak kategorize edilirler. Monitörlerin fosfor kusurları, parçacık kontaminasyonu ve boşluklar cinsinden incelenir ve kusurun boyut ve pozisyonuna bağlı olarak monitör reddedilebilir. Üretim aşamasında fosforda fiziksel hasar çok nadir görülür ama imkansız değildir. Fosfor yanığı, ekran koruyucu kullanılmasına rağmen sık karşılaşılan bir olaydır. Saatlerce tek tip bir görüntü veya bir menü görüntülemek fosforu etkileyecektir.

Ekran önyüzü biçimlendirilirken cam kusurları meydana gelebilir. Camdaki çok küçük parçacıklar siyah noktalar olarak görülebilir fakat monitör açıldığı zaman bu parçacıklar görülmeyebilir. Örtünme (occlusion), camın üretimi sırasında camdaki boşluklarda gazın sıkışması sonucu oluşur. Karşıt yüzeylerdeki ışık yansımalarından dolayı görsel olarak görüntüde çatlaklar oluşmuş gibi gözükürler.

#### **3.4.9.1.4.1. Değerlendirme Metodu**

Monitör artefaktları homojen bir test deseni olan TG18-UN80 kullanılarak değerlendirilir. Monitörde herhangi bir kusur olmadığı zaman desen homojen bir biçimde görülmelidir.

#### **3.4.9.1.5. Titreme**

Artefakt olmasa bile, monitörlerde titreme, en dikkat dağıtıcı ve rahatsız edici karakteristiklerden biridir. Titreme yüksek aydınlanma seviyelerinde ve 65 Hz'den düşük yenileme hızlarında görülür. Çevresel (peripheral) görüşler, titremeye daha duyarlıdır.

LCD'ler için floresan ışıktan kaynaklanan parazit, titremenin en önemli nedenidir. Yenileme hızı 72 Hz civarında ise titreme yavaş yavaş kaybolmaya başlar, 80 Hz'de ise çok az kişi titremeyi algılayabilir. CRT'ler 60 Hz civarında çalıştırılmamalıdır. 20 Hz'den düşük yenileme hızlarında çalıştırılmalarına rağmen LCD'lerde genellikle titreme olmaz.

CRT'ler için fosfor bozunumu da titremeye yol açan performans karakteristiğidir. Yenilenme hızı ve fosforun uygunluğu titremeyi azaltır. Sık kullanılan iki medikal fosfor, P104 ve P45, 72 Hz ya da daha yüksek yenilenme hızlarıyla çoğunluğu memnun etmektedir.

### **3.4.9.1.5.1. Değerlendirme Metodu**

Titremenin varlığı, TG18-UN80 test deseni 30 cm mesafeden incelenerek anlaşılabilir. Titreme, çevresel ve foveal görüşler için ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Kantitatif değerlendirme için VESA standartlarına müracaat edilmelidir. (VESA 2000)

### **3.4.9.2. LC Monitörler**

LCD'lerde görüntü kalitesi, gözlemci için cihaz tarafından görüntü oluşturma yönteminden etkilenir. Bu bölümde düz ekran monitörlerde statik görüntülerde görüntü kalitesine etki eden 2 faktör anlatılacaktır: elektronik çapraz karışma ve piksel kusurları. Diğer yandan aydınlanmadaki açısız değişimler, sıcaklık etkisi ve mura desenleri (görüntü piksel matrisindeki sorunlardan dolayı homojenlik sorunu) bu kapsamda değildir.

#### **3.4.9.2.1. Elektronik Çapraz Karışım (Electronic Crosstalk)**

Özellikle görüntü bağımlı geniş gri seviye skalasına sahip yüksek çözünürlüklü ekranlarda, kullanılan aktif matris dizi devresindeki çapraz karışma sonucu oluşan istenmeyen artefaktlar önemlidir. Çapraz karışma, komşu veya yakın devreler arasındaki istenmeyen bağlaşımdır (coupling). LCD'lerde çapraz karışım, LC hücresi boyunca ufak voltaj değişiklikleriyle oluşan piksel aydınlanmasındaki istenmeyen değişimlerle ilgilidir. Artefakt, tamamlanmamış piksel şarjından, parazitik kapasitif kuplajla tanımlanan yer değiştirme akımı (displacement current) ve ince film transistör boyunca akan akım nedeniyle olur. Çapraz karışma, yüksek çözünürlük ve gri skalaya sahip geniş boyutlu LCD'ler için çok daha önemlidir. Farklı orjine sahip olmalarına rağmen çapraz karışma artefaktları pasif matrisli polimer ışık yayan monitörler (light-emitting display) için de geçerlidir. Orta çözünürlüklü monitörler için, çapraz karışma, merkeze yerleşmiş küçük hedefin için merkezi yerleşimini % 1 oranında etkiler (Badano ve Flynn 2000).

Dikkatli malzeme seçimi, geliştirilmiş sürüm şemaları, fabrikasyon işlemlerindeki hassasiyet ve cihaz tasarımının optimizasyonu çapraz karışmayı azaltır. Tarama çizgileri için düşük kapasitans tasarım ve yüksek iletken metal kullanımı (bakır gibi), tamamlanmayan piksel şarjı olayını azaltır. Ayrıca a-Si:H ince film transistör için ışık zırhı gibi materyaller, ışık kaynaklı kaçak akımı azaltırlar.

#### **3.4.9.2.1.1. Değerlendirme Metodu**

Çapraz karışımın ölçümü, çubuk desen kullanmayı gerektirir. Bu desende, çubuğun içinde çubuğun geri kalan kısmından geri kalanından farklı aydınlanma seviyesinde olan küçük hedef bulunur. Ekranın mimarisine bağlı olarak her bir yöndeki çapraz karışımı ölçmek için, dikey ve yatay çubuk desenleri kullanmak faydalıdır. Arkaplan, seviyesi değiştiği zaman, hedeflerdeki gri seviye değişimi aydınlanmametre ile ölçülmelidir. İleri düzey test için, arkaplan gri seviyesinde karışım olmayacak şekilde hedef aydınlanmasını ölçebilen aydınlanmametre kullanılmalıdır (Badano ve Flynn 2000).

Görsel test için, TG18-QC test deseninin çapraz karışma elemanı kullanılmalıdır. Elemanın etrafını saran bölgeler maskelendikten sonra inceleyeme yapıldığında, elemanın merkezi düşük kontrast dikey hedefi, uzunluğu boyunca sabit kontrast göstermelidir. Önemli ölçüdeki değişimler, yatay yöndeki uygunsuz çapraz karışmayı gösterir. Desen, dikey yöndeki çapraz karışmanın varlığının tespiti için 90<sup>0</sup> çevrilerek incelenmelidir.

#### **3.4.9.2.2. Piksel Kusurları**

Kusurlu pikseller uygun sinyalle adreslendiği zaman, uygunsuz işlem yapan piksellerdir. Piksel kusurları, yapışmış pikseller (asla durumu değişmez), kesintili pikseller (sinyalden bağımsız durum değiştirebilir) ve defolu pikseller (adresleme sinyali ile durumu uyumsuz) olarak sınıflandırılırlar. Tüm sinyaller için siyah kalan pikseller bozuk piksellerdir. Parçalı pikseller ise alt pikselleri (subpixel) kusurlu

olan piksellerdir. Alt piksellere ayrılmış çoğu LCD'lerde sadece parçalı piksel sorunu vardır.

#### **3.4.9.2.2.1. Değerlendirme Metodu**

Matris adreslenmiş ekranlarda kusurlu piksellerin sayısı görsel olarak değerlendirilir ve karşılaştırılır. Pikseller, monitör alanında yakınlık ve kümelenmelerine göre karakterize edilmelidirler. Kantitatif metodlar, ISO standartlarında (ISO 13406-2) ve düz panel ekranlarda bu ölçümler için VESA standartlarında verilmektedir.

#### **3.4.10. Diğer Çok Yönlü Değerlendirmeler**

Belirli performans karakteristiği için monitör testlerine ek olarak, sistemin toplam kalitesi çok amaçlı görsel-kantitatif yaklaşımla yapılabilir. Çok yönlü değerlendirmeler, önerilen çok amaçlı TG18 test desenleri ile yapılabilir. Tüm desenler 30 cm mesafeden ve desendeki her bir piksele monitör ekranında bir piksel denk gelecek şekilde incelenmelidir. Bu testler sonucu elde edilen tüm bulgular kalite kontrol değerlendirmesi için temel olacaktır.

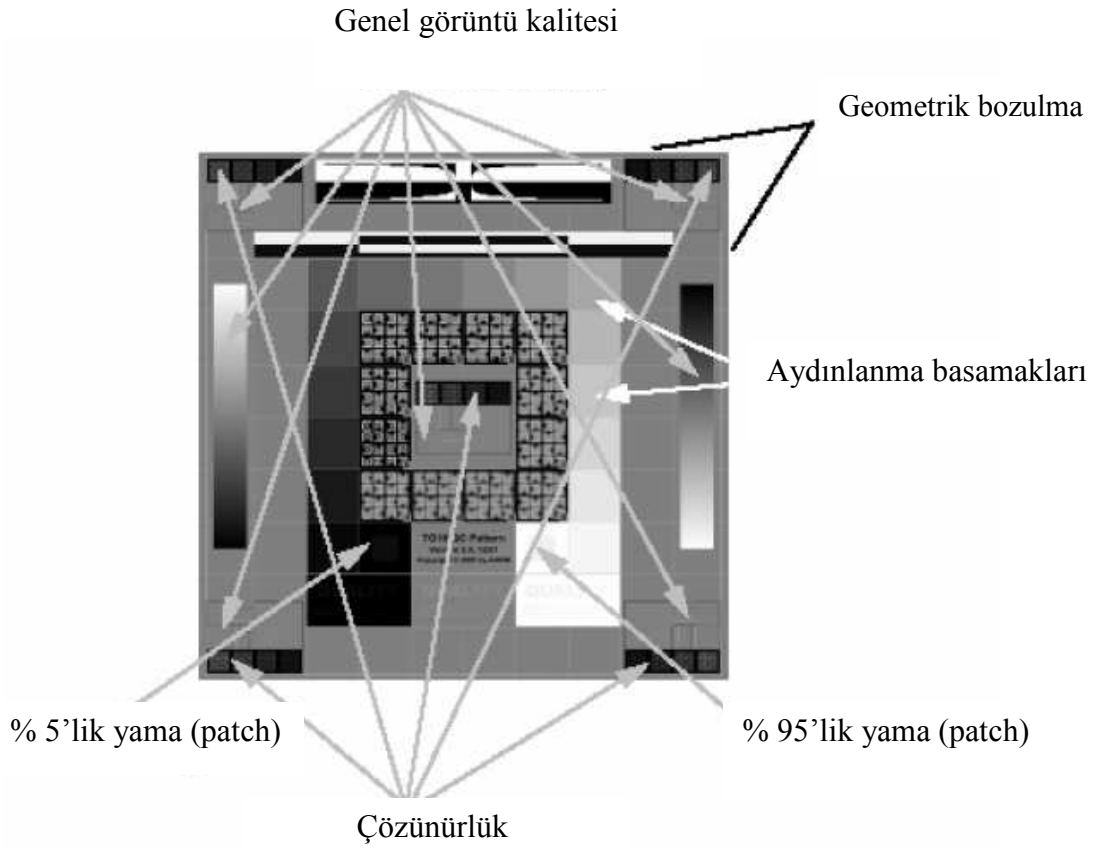
##### **3.4.10.1. TG18-QC Deseni Kullanarak Değerlendirme**

TG18-QC test desenindeki elemanların görünümü ile monitör sistemlerinin toplam performans değerlendirmesi yapılabilir. Aşağıdaki yönerge takip edilmelidir:

1. Genel görüntü kalitesi ve artefaktlar: Desenin tüm görünüşü değerlendirilmelidir. Özellikle siyahtan beyaza ve beyazdan siyaha geçişlerdeki homojenlik sorunu ve artefaktlar not edilmelidir. Herhangi bir çevre çizgisi olmadan basamak çubukların (ramp bars) görüntüsünün sürekliliği doğrulanmalıdır.
2. Geometrik bozulma: Desendeki sınır ve çizgilerin görünürlüğü ve düzlüğü ve desenin monitörün aktif alanında merkezlenmesi

doğrulanmalıdır. Gerekirse bozulma ölçülmelidir (geometrik bozulma kısmına bakınız).

3. Aydınlanma, yansıma, gürültü ve parlama maskeleyesi: 16 aydınlanma yamasının (patch) açık bir biçimde görüldüğü doğrulanmalıdır. Gerekirse sonuçları GSDF ile karşılaştırmak için aydınlanmametre ile aydınlanmalar ölçülmelidir (aydınlanma cevabı kısmına bakınız). %5 ve %95'lik yamaların görünürlüğü doğrulanmalıdır. Ortam ışığı olduğu ve olmadığı durum için, köşedeki tüm aydınlanma yamalarında köşelerdeki hedeflerin ve düşük kontrast harflerin görünürlüğü değerlendirilmelidir.
4. Çözünürlük: Desenin köşelerindeki ve merkezindeki Cx desenleri derecelendirilmelidir ve referans skorlarla karşılaştırılmalıdır. Yine desenin köşelerindeki ve merkezindeki Nyquist frekansındaki çizgi çiftlerinin görünürlüğü doğrulanmalıdır. Gerekirse dikey ve yatay yüksek modülasyon desenlerindeki aydınlanma farkı ölçülmelidir (Çözünürlük kısmına bakınız).



Şekil 3.11. TG18-QC : Bölgelerin Görünümü

### 3.4.10.2. TG18-BR Test Deseni ile Değerlendirme

TG18-BR test deseni dama tahtası görünüşüne sahiptir ve desendeki çeyrekliğin (quadrant) her bir panelinde ayırt edilebilecek en küçük kareye göre gözlemci değerlendirme yapar. Çeyreklikler, saat yönünde üst soldan alt sola doğru değerlendirilir. Her bir çeyreklikteki paneller de saat yönünde değerlendirilir. Çok küçük kareler değerlendirilirken büyüteç kullanılabilir.

Yeterli band genişliği ve uygun kurulum şartlarındaki monitörde en karanlık desenden en parlak desene kadar dengeli bir cevap vardır ve damalı desende eşit algılanma olacaktır. Birinci sınıf monitörlerde, B-60 daması tüm çeyreklik ve panellerde rahatlıkla gözlemlenebilmelidir. Dengeli yanıt karakteristiğine sahip



monitörlerde B-90 üçüncü ve dördüncü çeyreklikte, B-80 ikinci çeyreklikte ve B-60 ise ilk çeyreklikte okunabilir. Bu seviyenin üstü performanslar olağanüstüdür. Bu seviyedeki performanslar ancak yüksek kaliteli 1600 x 1200, 21 inch tek renkli CRT'lerde görülebilir.

### **3.4.10.3. TG18-PQC Test Deseni ile Değerlendirme**

Bu rapor elektronik görüntüleme cihazlarının değerlendirilmesi ile ilgili olmakla beraber, görüntü saydam film üzerine basılabilir ve bu film negatoskopa konularak yorumlanabilir. TG18-PQC test deseninin ana amacı, basılmış filmdeki görüntünün monitördeki görünümü ile benzerliğini garanti etmektir. Desenin merkezi sütunu kullanılarak, 18 işaretli bölgenin film optik yoğunluğu kayıt edilir. Daha sonra filmi görüntülemek için kullanılan negatoskopun ortalama aydınlanması ölçülür. Desendeki 18 bölgenin aydınlanması, optik yoğunluklar ve negatoskopun ölçülen aydınlanması kullanılarak hesaplanmalıdır. Bu aydınlanma değerleri, basıcının gri skala monitör standardıyla tutarlı aydınlanma cevabı verecek şekilde ayarlanıp ayarlanmadığının kontrolü için değerlendirilmelidir. Daha önceki bölümlerde açıklandığı gibi kontrast yanıtının değerlendirilmesi bunun için en iyi yöntemdir.

Modern film basıcıları genellikle çözünürlük, bozulma ve gürültü konusunda bir problem teşkil etmezler. TG18-PQC deseninin üst ve alt kısmındaki çubuk desenlerden yararlanarak çözünürlüğün görsel değerlendirmesi hızlı bir şekilde yapılabilir. Bunun için, test deseninin boyutu ile basıcının matris boyutu uyumlu olmalıdır. Böylece bir görüntü pikseline bir yazıcı pikseli denk gelir. Yazıcı çıktılarında anormal gürültünün olup olmadığı, her bir aydınlanma adımındaki değişken kontrast ve boyutlardaki düşük kontrast çubukları incelenerek belirlenebilir. Son olarak, herhangi bir kontrast artefaktının olup olmadığının saptanması için, TG18-PQC deseninin sağ ve solundaki basamak desenler incelenmelidir.

#### **3.4.10.4. TG18-LP Deseni ile Değerlendirme**

TG18-LP test deseni monitör çözünürlüğünün kabulü için görsel tespit amacıyla kullanılır. Hem yatay hem dikey çubuk desenleri için öncelikle düşük aydınlanma test deseni görüntülenmelidir. Tutarlı görüş koşulları sağlamak için, monitördeki tüm alanda her iki piksel için bir çizgi çifti görülecek şekilde desenin kurulumu sağlanmalıdır. Bu pozisyonda desenin hiç bir bölgesinde çözünürlükte bir anormallik olmamalıdır. Yüksek performanslı cihazlar çok küçük piksellere sahiptir, dolayısıyla test deseni değerlendirilirken büyüteç kullanılabilir.

Düşük parlaklık performansları doyurucu ise, desenin dikey ve yatay orta ve yüksek aydınlanma değerleri de benzer olarak doyurucu olacaktır. Monitörün tüm bölgelerinde çizgi çifti desenlerinin görünmesinde bir sıkıntı varsa, bu uygunsuz çözünürlük performansının bir göstergesidir.

#### **3.4.10.5. Anatomik Görüntüler ile Değerlendirme**

Radyoloji uzmanları, monitörün toplam klinik görüntü kalitesini hasta görüntüleri ile değerlendirmelidirler. TG18 raporu bu amaç için dört belirli anatomik görüntü önerir: TG18-CH, TG18-KN, TG18-MM1, ve TG18-MM2. Bunlar bir göğüs radyografisi, bir diz radyografisi ve 2 dijital mamogramdır. Genel radyoloji iş istasyonlarında bu dört görüntü de değerlendirilmelidir. Mamografi iş istasyonlarında ise yalnızca 2 mamogram değerlendirilmelidir. Bu görüntüleri değerlendirmek için klinik kriterler sonraki sayfalardaki tablolarda verilmiştir. Görüntüler bu kriterlere göre skorlandırılmalıdır. Kriterlerin değerlendirilmesinde izlenecek metod uzman hekimin kendi tercihinine bırakılmıştır. Radyoloji uzmanı bu kriterlere göre değerlendirme yaparken önemli bir farklılık tespit ederse oradaki sorumlu medikal fizikçi ya da servis mühendisine haber vermelidir (Anonim 2005).

Çizelge 3.5. TG18-CH Göğüs Radyografisinin Değerlendirilmesi

	Ana Konu	Özellik	İyi	Yeterli	Yetersiz
1	Genel	İncelemenin değerlendirme gücü			
		Genel görüntü kontrastı			
		Genel görüntü keskinliği			
2	Teknik	Göğüs kafesinin simetrisi			
		Tüm kaburgaların diafram üzerinde izlenmesi			
3	Anatomi	Skapulanın medial konturu			
		Özellikle çevrede akciğer damar ağının keskin şekilde görülmesi			
		Trakea ve proksimal bronşları			
		Kalp ve aorta konturları			
		Diafram keskinliği			
		Retrokardiak akciğer ve mediasteninin görülebilirliği			
		Subdiafragmatik yapıların görülebilirliği			
		Kalp gölgesi boyunca omurganın görülebilirliği			
		Retrokardiak alan dahil akciğer ayrıntıları			
		Doğrusal ve retiküler ayrıntıların akciğer çevresine kadar görülebilirliği			

Çizelge 3.6. TG18-KN Diz Radyografisinin Değerlendirilmesi

	Ana Konu	Özellik	İyi	Yeterli	Yetersiz
1	Genel	İncelemenin değerlendirme gücü			
		Genel görüntü kontrastı			
		Genel görüntü keskinliği			
3	Anatomi	Trabeküler kemiğin görülebilirliği			
		Kemik ve yumuşak doku sınırlarının görülebilirliği			

Çizelge 3.7. TG18-MM1 Mamogramının Değerlendirilmesi

	<b>Ana Konu</b>	<b>Özellik</b>	<b>İyi</b>	<b>Yeterli</b>	<b>Yetersiz</b>
1	Genel	İncelemenin değerlendirme güçlüğü			
		Genel görüntü kontrastı			
		Genel görüntü keskinliği			
3	Anatomi	Cooper ligamanlarının keskin görünümü			
		Klipin görünümü ve tepesindeki aralık			
		Mikrokalsifikasyonların görünüş ve netliği			
		Memenin çevresindeki yapıların görünümü			

Çizelge 3.8. TG18-MM2 Mamogramının Değerlendirilmesi

	<b>Ana Konu</b>	<b>Özellik</b>	<b>İyi</b>	<b>Yeterli</b>	<b>Yetersiz</b>
1	Genel	İncelemenin değerlendirme güçlüğü			
		Genel görüntü kontrastı			
		Genel görüntü keskinliği			
3	Anatomi	Cooper ligamanlarının keskin görünümü			

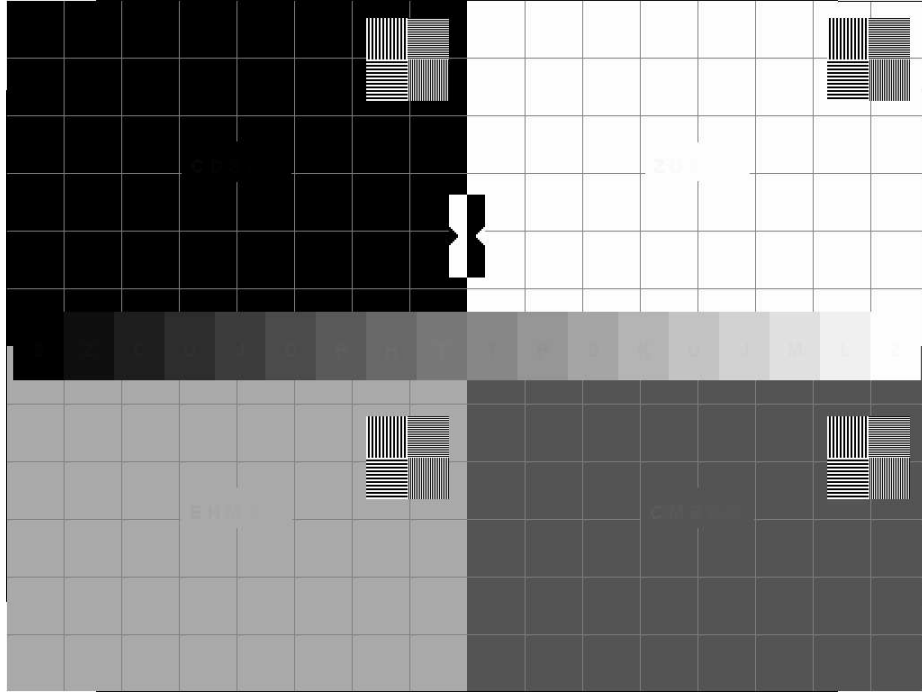
### 3.5. AAPM TG18 Raporuna Alternatif Yöntemler

#### 3.5.1. MoniQA (Monitor Quality Assurance)

MoniQA, dijital radyoloji bölümlerinde kullanılan monitörlerin kalite kontrolü için tasarlanmış yazılım destekli bir sistemdir. Bu sistemde kalite kontrol TG18'e göre daha basit şekilde yapılır ve görsel değerlendirme ağırlıklıdır. Yeni test desenleri de kullanıcı tarafından tasarlanabilir. Bu sistemde yaklaşık 60 test deseni vardır ve bunların içinde AAPM ve DIN'de kullanılan bazı test desenleri de mevcuttur. Testler günlük, 6 aylık ve yıllık olarak sınıflandırılmıştır.

### 3.5.2. MoniQAv2.0 Genel Amaçlı Test Deseni

Bu desen yazılımın kendi deseni olup dinamik bir yapıya sahiptir. Yani yazılımı her çalıştırdığımızda farklı şekilde karşımıza çıkar ve bir öncekinin aynısı değildir. Dolayısıyla TG18’de karşılaşılabileceğimiz sabit desenlere göz aşinalığı sorunu ortadan kalkar ve daha objektif bir test yapılmasına olanak verir. Bu desen sayesinde görsel olarak; aydınlanma, geometrik bozulma, çözünürlük ve genel görüntü kalitesi test edilir. TG18’e göre bir avantajı da kısa sürede sonuç alınabilmesi ve bu testlerde uzman kişilere ihtiyaç duyulmamasıdır. Bu yüzden değerlendirme, hergün tekniker tarafından rahatlıkla yapılabilir. Kullanılan desen şekil 3.12’de görülmektedir.

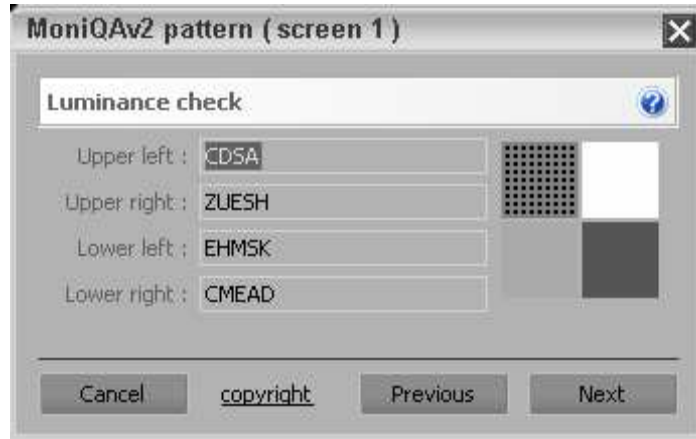


Şekil 3.12. MoniQAv2.0 Test Deseni

Bu değerlendirmenin 2 aşaması vardır. Öncelikle, şekil 3.12’deki dört farklı homojen bölgede (maksimum aydınlanmanın % 0, % 33, % 66 ve % 100’ü), farklı aydınlanmalarda (sırasıyla 7,5,3,2,1 gri skala değer farkı) 5 farklı karakter vardır (Şekil 3.13). Bu karakterler desenin her yeni açılışında farklı hale gelir. Bu karakterlerin görülebilirliği kontrol edilmeli ve görülen karakterler çıkan pencerede yazılmalıdır. Örnek pencere şekil 3.14’te gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Düşük kontrast karakterleri



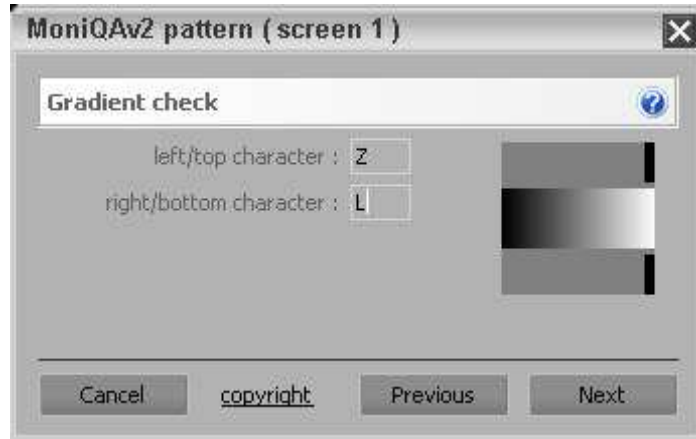
Şekil 3.14. Aydınlanma deseninin değerlendirilmesi

İkinci aşamada ise; ekranın maksimum aydınlanmasından minimum aydınlanmasına kadar 18 basamak gri seviyede düşük kontrast karakterler gözlemlenir. Bu çubuksu yapı, desende soldan sağa veya yukarıdan aşağıya yer alabilir. Gözlemci, bu çubuksu yapıyı gözlemlemeye çubuğun ortasından başlar ve çubuğun uçlarına doğru devam eder. Bu yapı şekil 3.15'te gözükmektedir.



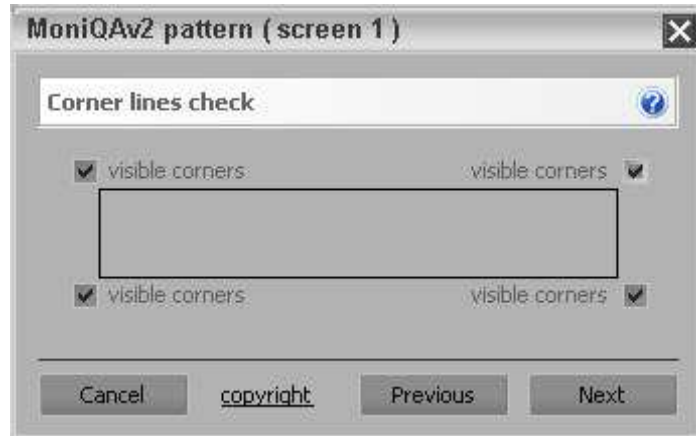
Şekil 3.15. Desendeki çubuksu yapı

Bu çubuğun değerlendirilmesinde, çubuğun her iki ucunda en son görebildiğimiz karakter çıkan pencereye yazılır. Örnek pencere şekil 3.16'da görülmektedir.



Şekil 3.16. Aydınlanmanın değerlendirilmesi

Desendeki grid çizgilerinin ve köşe çizgilerinin görünümü incelenerek aşağıda verilen şekil 3.17’de ilgili yerler seçilir.



Şekil 3.17. Geometrik bozulma değerlendirilmesi

### 3.5.2.1. Genel Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Burada desendeki bulanıklık, hayalet görüntü, ölü piksel ve artefakt parametrelerine bakılır. Desenin içinde hayalet etki ve bulanıklık etkilerini incelemek için bir kum saati şekli konmuştur. Bu kum saatindeki siyah-beyaz geçişleri ve görünümündeki netlik bize bu değerlendirme hakkında bilgi verir. Şekil 3.18’de kum saatinin şekli görünmektedir.



Şekil 3.18. Yatay kum saatinin görünümü (dikey de olabilir)

Ölü pikseller içinse; desendeki arkaplandan yararlanılır. Çünkü homojen bir görüntüde ölü piksellerin tespiti daha kolaydır. Artefaktlar içinse; desende, bilinen desen parametreleri dışında tanımlanamayan bir yapının varlığının kontrol edilmesi gerekir.

### 3.5.2.2. Çözünürlük Değerlendirmesi

Çözünürlük değerlendirmesinde ise düşük ve yüksek kontrasttaki Nyquist ve yarı Nyquist çizgi çiftlerinin görülebilirliği ve netliği değerlendirilir.

### 3.5.3. Skorlandırma

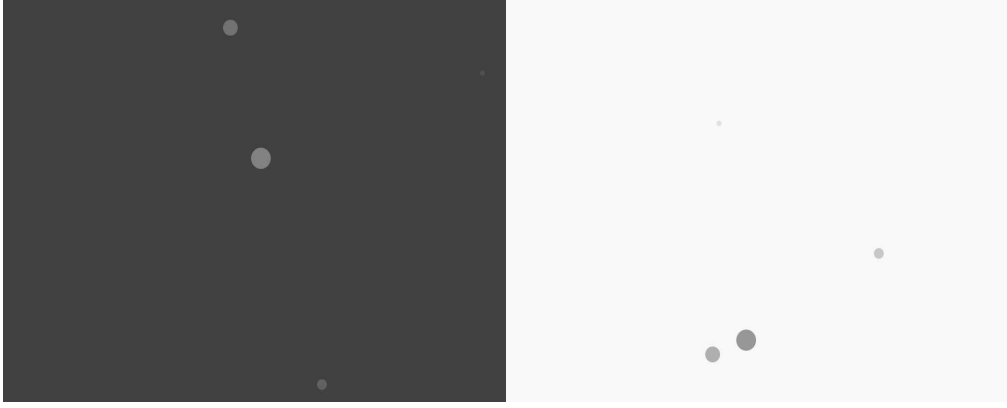
MoniQA, yukarıda anlatılan tüm bu değerlendirmelerde 100 üzerinden skorlandırma yaparak monitörleri değerlendirir. Örneğin; aydınlanma değerlendirmesinde düşük kontrast karakter harflerinden görülemeyen her harften -1 puan veya çözünürlük testinde gözlemlenen bozulmuş Nyquist çizgi çiftlerinden her bir bölge için -5 puan düşer. Diğer testlerde de bu şekilde puanlama kriteri vardır. Skor olarak 90 ve üstü geçerli not aralığıdır. Daha altı notlarda servis mühendisine haber verilmelidir.

### 3.5.4. Düşük Kontrast Daire Test Deseni

Adından da anlaşılacağı gibi bu test, arkaplan üzerinde düşük kontrasttaki dairelerin görülebilirliğinin değerlendirildiği bir testtir. Bu testte 2 desen kullanılır. Biri siyah arkaplanda farklı büyüklükteki 4 beyaz daireden (bu beyaz dairelerin arkaplandan kontrast farkları büyükten küçüğe +2, +4, +6 ve +8'dir), diğeri ise beyaz arkaplanda farklı büyüklükteki 4 siyah daireden (bu siyah dairelerin arkaplandan kontrast farkları büyükten küçüğe -2, -4, -6 ve -8'dir) oluşur. Bu dairelerden bazıları monitörün kalitesine göre görülemeyebilir. Bu desen için herhangi bir skorlandırma



yoktur, önemli olan sadece kaç dairenin görülebildiğidir. Çok kısa süren bir test olduğu için hergün rahatlıkla yapılabilir. Şekil 3.19’da kullanılan desenler görülmektedir (Jacobs 2007).



Şekil 3.19. Düşük kontrast daire desenleri

#### 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölümde çeşitli hastanelerin iş istasyonlarında bulunan – renkli ve monokromatik olmak üzere çeşitli monitörlerin görüntü performanslarının değerlendirilmesinin sonuçları yer almaktadır.

##### 4.1. Görüntü Performansı Test Edilen Monitörler

Çizelge 4.1. Kalite Kontrolü Yapılan Monitörler

Monitör No	Monitörün Modeli	Hastane Adı	Kullanım Amacı
Monitör 1-2-3-4-5-6	Barco Coronis 3MP	Ufuk Üni. Rıdvan Ege Hastanesi	Genel Amaçlı Radyoloji
Monitör 7	HP Touchsmart IQ530	HRS Hastanesi	Mamografi
Monitör 8	HP LP1965	Ank. Üni. İbni Sina Hastanesi	Acil Genel Amaçlı Radyoloji
Monitör 9-10	Totoku ME/55	Gülhane Askeri Tıp Akademisi	Mamografi
Monitör 11-12	Barco Coronis 5MP	Gülhane Askeri Tıp Akademisi	Mamografi
Monitör 13-14	Planar 5MP	Ankara Üni. İbni Sina Hastanesi	Mamografi
Monitör 15-16	Eizo FlexScan L768	Ankara Üni. İbni Sina Hastanesi	Tomografi
Monitör 17-18	Dell 2007FP	Gazi Üni. Hastanesi	MR
Monitör 19-20	Barco Coronis 5MP	Hacettepe Üni. Hastanesi	Mamografi
Monitör 21-22	Barco MGD 521	Gazi Üni. Hastanesi	Mamografi
Monitör 23-24	Philips 190S	Gazi Üni. Hastanesi	MR

Monitör 25-26	Barco Coronis 5MP	Ankara Üni. Cebeci Hastanesi	Mamografi
Monitör 27	HP 2009v	Ankara Üni. İbni Sina Hastanesi	Direkt Grafi
Monitör 28-29-30- 31	Barco Nio 2MP	Hacettepe Üni. Hastanesi	Genel Amaçlı Radyoloji
Monitör 32-33	Barco Coronis 2MP	Hacettepe Üni. Hastanesi	Tomografi
Monitör 34-35	Barco Coronis 5MP	Hacettepe Üni. Hastanesi	Tomografi

Çizelge 4.2. Kalite Kontrolü Yapılan Monitörlerin Genel Özellikleri

Monitör No	Monitör Tipi	Monitör Boyutu (inch)	Çözünürlük	Piksel Boyutu (mm)	Kromatiklik	Sınıfı
1-2-3-4- 5-6	LCD	20.8''	1536x2048 (3 MP)	0.207x0.207	Monokromatik	Birinci Sınıf
7	LCD	22''	1680x1050 (1.7 MP)	0.282x0.282	Renkli	Birinci Sınıf
8	LCD	19''	1280x1024 (1.3 MP)	0.294x0.294	Renkli	Birinci Sınıf
9-10	LCD	21.3''	2048x2560 (5 MP)	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf
11-12	LCD	21.3''	2048x2560 (5 MP)	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf
13-14	LCD	21.3''	2048x2560	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf
15-16	LCD	19''	1280x1024 (1.3 MP)	0.294x0.294	Renkli	Birinci Sınıf
17-18	LCD	20.1''	1600x1200 (2 MP)	0.255x0.255	Renkli	Birinci Sınıf

19-20	LCD	21.3''	2048x2560 (5 MP)	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf
21-22	CRT	21''	2048x2560 (5 MP)	0.148x0.148	Monokromatik	Birinci Sınıf
23-24	LCD	19''	1280x1024 (1.3 MP)	0.294x0.294	Renkli	Birinci Sınıf
25-26	LCD	21.3''	2048x2560 (5 MP)	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf
27	LCD	20''	1600x900 (1.44 MP) testlerde kullanılan 1280x1024	0.2768x0.2768	Renkli	Birinci Sınıf
28-29- 30-31	LCD	21.3''	1600x1200 (2 MP)	0.270x0.270	Monokromatik	Birinci Sınıf
32-33	LCD	21.3''	1600x1200 (2 MP)	0.270x0.270	Monokromatik	Birinci Sınıf
34-35	LCD	21.3''	2560x2048 (5 MP)	0.165x0.165	Monokromatik	Birinci Sınıf

## 4.2. AAPM TG18 Rehberliğinde Uygulanan Testler

Gösterilen sonuç tablolarında “+” monitörün testi geçtiği, “-“ ise monitörün o testi geçemediği anlamına gelmektedir.

### 4.2.1. Geometrik Bozulma

Bu test, bölüm 3.4.1 anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler yine aynı bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.3. Geometrik Bozulma Test Sonuçları

Monitör No	Görsel	Kantitatif
1-2-3-4-5-6	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
7	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
8	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
9-10	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
11-12	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
13-14	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
15-16	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
17-18	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
19-20	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
21-22	+	+ (mesafeler arası fark < %2)
23-24	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
25-26	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
27	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
28-29-30-31	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
32-33	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)
34-35	+	(LCD’lerde kantitatif test yok)

#### 4.2.2. Ekran Yansıması

Bu test bölüm 3.4.2’de anlatıldığı gibi yapılmıştır.

Çizelge 4.4. Ekran Yansıması Test Sonuçları

Monitör No	Aynasal Yansıma		Dağınık Yansıma	
	Görsel	Kantitatif	Görsel	Kantitatif
1-2-3-4-5-6	-	NA	+	NA
7	-	NA	+	NA
8	+	NA	+	NA
9-10	+	NA	+	NA
11-12	+	NA	+	NA
13-14	-	NA	+	NA
15-16	-	NA	+	NA
17-18	-	NA	+	NA
19-20	+	NA	+	NA
21-22	-	NA	-	NA
23-24	-	NA	+	NA
25-26	-	NA	+	NA
27	+	NA	+	NA
28-29-30-31	+	NA	+	NA
32-33	+	NA	+	NA
34-35	+	NA	+	NA

### 4.2.3. Aydınlanma Tepkisi

Bu test bölüm 3.4.3'te anlatıldığı gibi yapılmıştır.

Çizelge 4.5. Aydınlanma Tepkisi Test Sonuçları

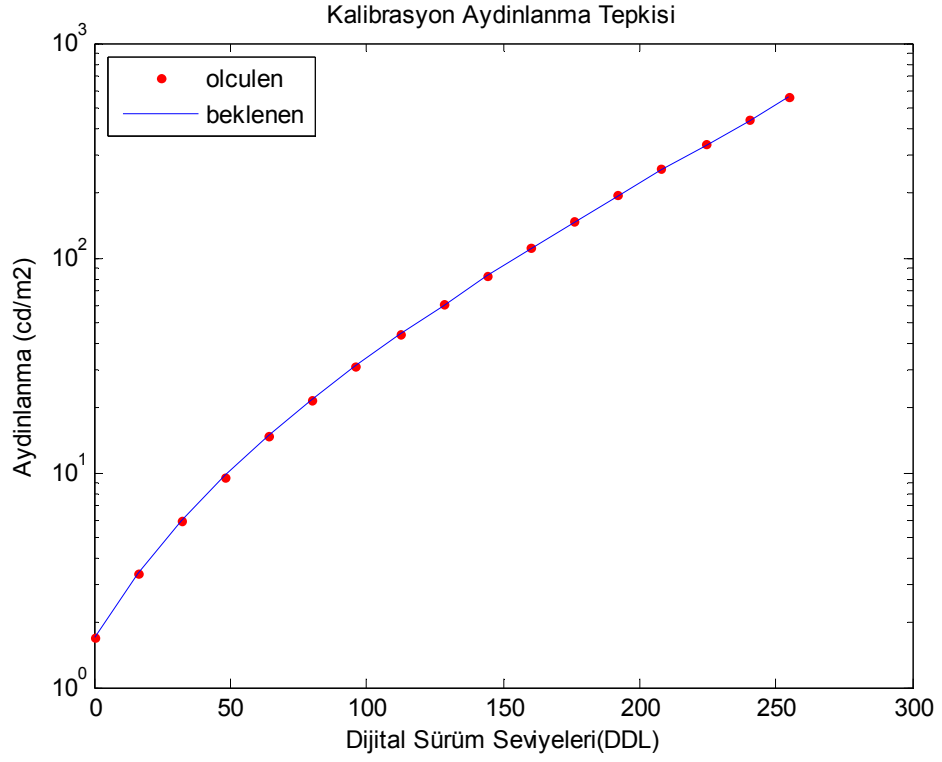
Monitör No	Lmin (cd/m <sup>2</sup> )	Lmax (cd/m <sup>2</sup> )	Ortam Işığı (cd/m <sup>2</sup> )	Orta m Işığı (lux)	Kontrast Oranı	Aydınlanma Oranı
1	0.69	536.12	0.50	3.5	776.98	450.94
2	0.62	535.38	0.50		863.52	478.46
3	0.86	553.34	0.83		643.42	416.67
4	1.04	557.79	0.88		536.67	290.97
5	0.87	575.41	0.50		661.39	420.37
6	0.82	577.85	0.50		704.70	438.14
7	0.29	223.31	4.04	28	770.03	52.50
8	0.16	150.43	0.19	1.0	940.19	430.34
9	0.92	398.82	0.20	1.0	433.50	356.27
10	0.88	384.99	0.20		437.49	356.66
11	0.75	469.50	0.10	1.0	626.00	547.96
12	0.71	415.88	0.10		585.75	513.55
13	0.75	441.66	0.3	2.6	588.55	420.91
14	0.78	462.39	0.26		592.81	444.86
15	0.16	144.09	0.30	16.1	900.56	313.89
16	0.15	163.91	0.30		1092.73	364.91
17	0.25	147.15	2.40	4.1	588.6	56.43
18	0.28	139.27	2.39		497.39	52.27
19	0.68	455.41	1.00	2.4	669.72	271.67
20	0.76	475.85	0.92		626.12	283.79
21	0.83	266.7	1.4	19.9	320.55	120.23
22	0.63	265.4	1.4		422.61	131.43

23	0.16	133.92	2.88	4.1	837	45.00
24	0.23	97.50	3.00		423.91	31.11
25	0.80	547.2	1.5	9.9	687.44	238.57
26	0.80	551.4	1.5		689.25	240.09
27	0.36	246.42	0.63	7.2	684.5	249.55
28	0.24	319.43	1.04	10.1	1330.96	250.37
29	0.29	352.58	0.77		1215.79	333.35
30	0.26	354.05	2.33	16.7	1361.73	137.60
31	0.30	361.97	1.10		1206.57	259.34
32	1.80	519.10	1.27	3.1	288.38	169.50
33	0.82	507.23	1.27		618.57	243.30
34	0.71	468.63	6.1	4.5	663.74	69.75
35	0.79	465.70	6.1		592.5	68.52
Ortalama (Minimum- Maksimum)	0.61 (0.15- 1.80)	379.02 (97.5- 577.85)	1.3914 (0.1-6.1)	7.95 (1.0- 28.0)	710.85 (288.38- 1361.7)	272.84 (31.11- 547.96)

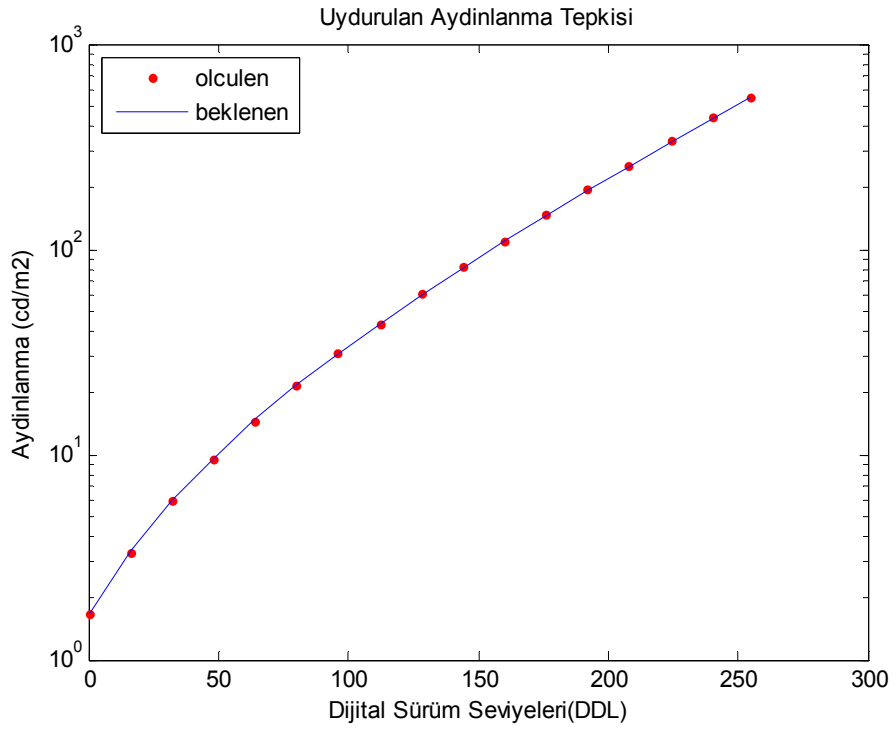
Grafik 4.1'den grafik 4.35'e kadar olan grafikler, test edilen monitörlerden örnek olarak seçilenlerin sonuçları gösterilmektedir. x eksenini DDL değerlerini, y eksenini ise ölçülen ve Barten modeline göre beklenen aydınlanma değerlerini  $cd/m^2$  cinsinde gösterir. Aynı aydınlanma değerleri bir de JND değerleri ile gösterilmiştir. En sonda da kontrast tepkisi grafiği verilmiştir. Bu grafiklere paralel olarak JND uyumluluğu grafiği ve PLI (Perception Linearization Index)-ort. JND tablosu da verilmiştir.



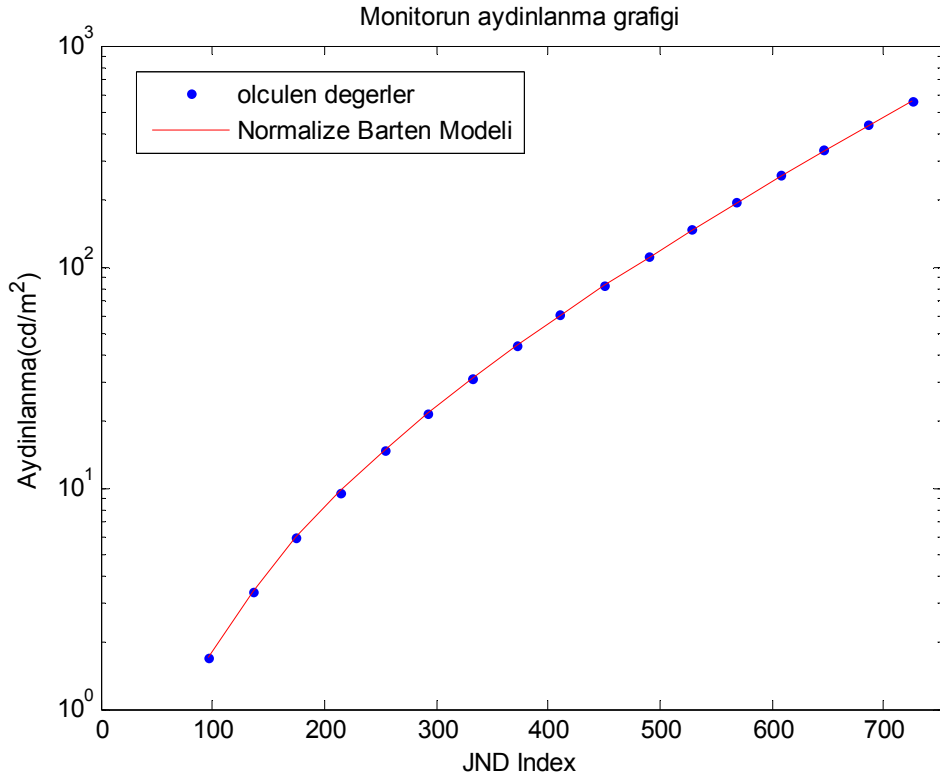
### Monitör 3



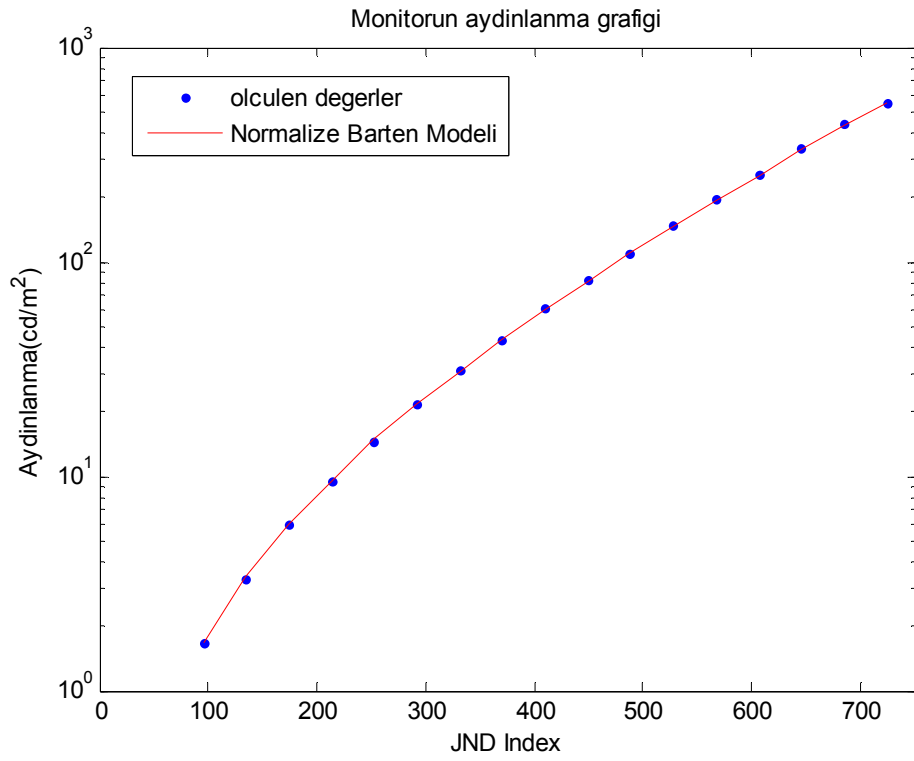
Grafik 4.1. 3 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi



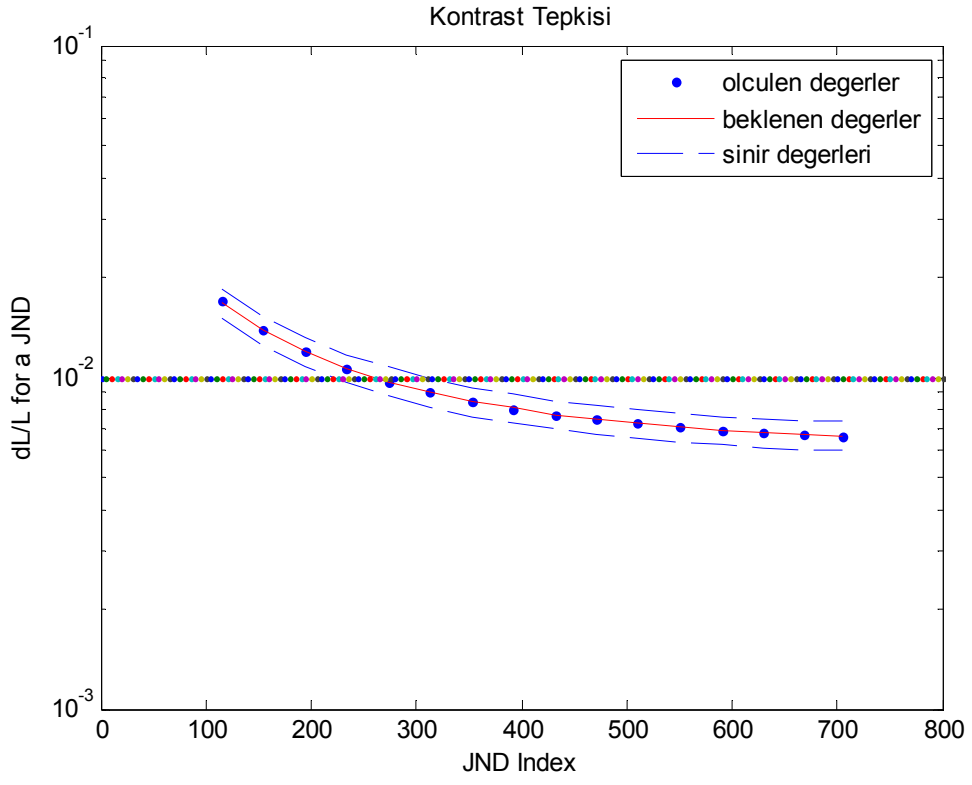
Grafik 4.2. 3 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi



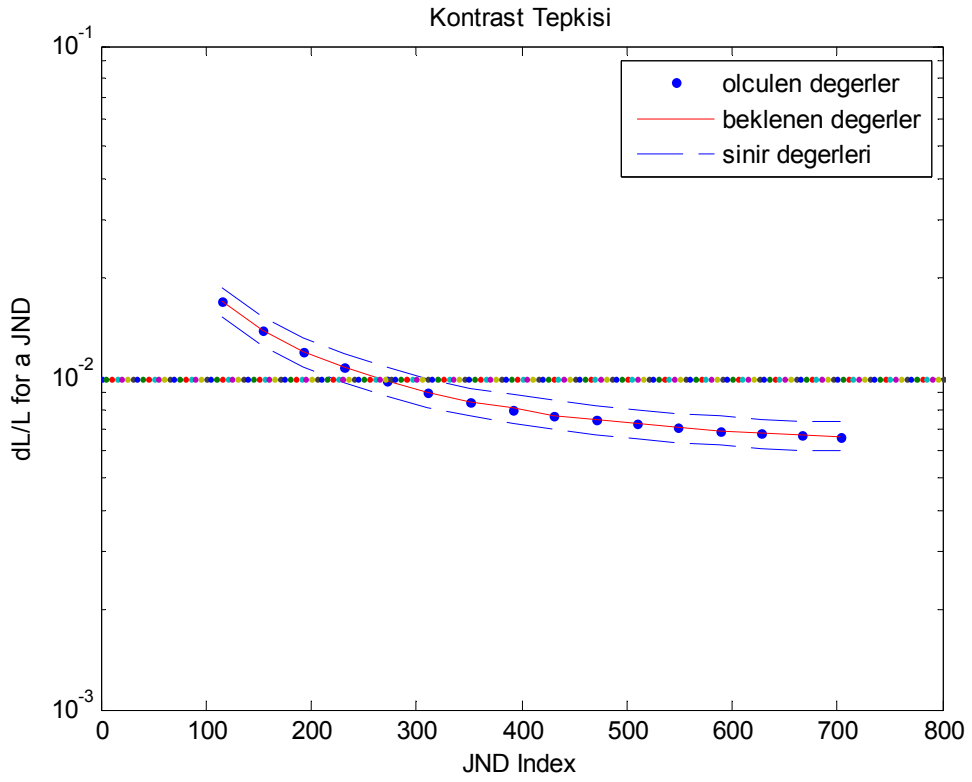
Grafik 4.3. 3 no'lu monitör kalibrasyon için aydinlanma-JND grafiği



Grafik 4.4. 3 no'lu monitör için uydurulan aydinlanma-JND grafiği

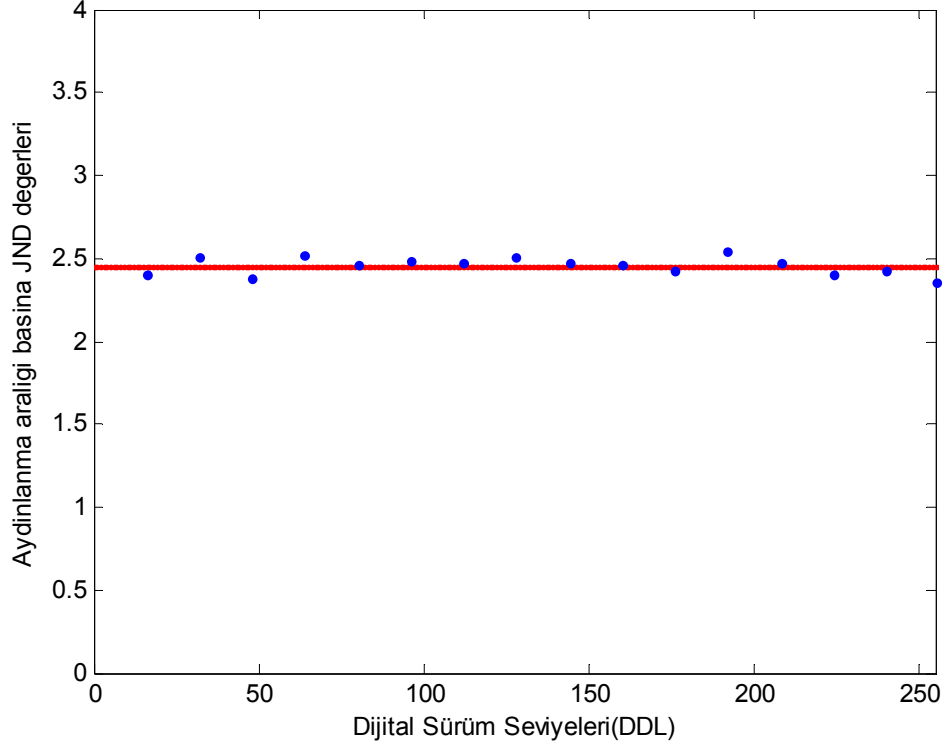


Grafik 4.5. 3 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği



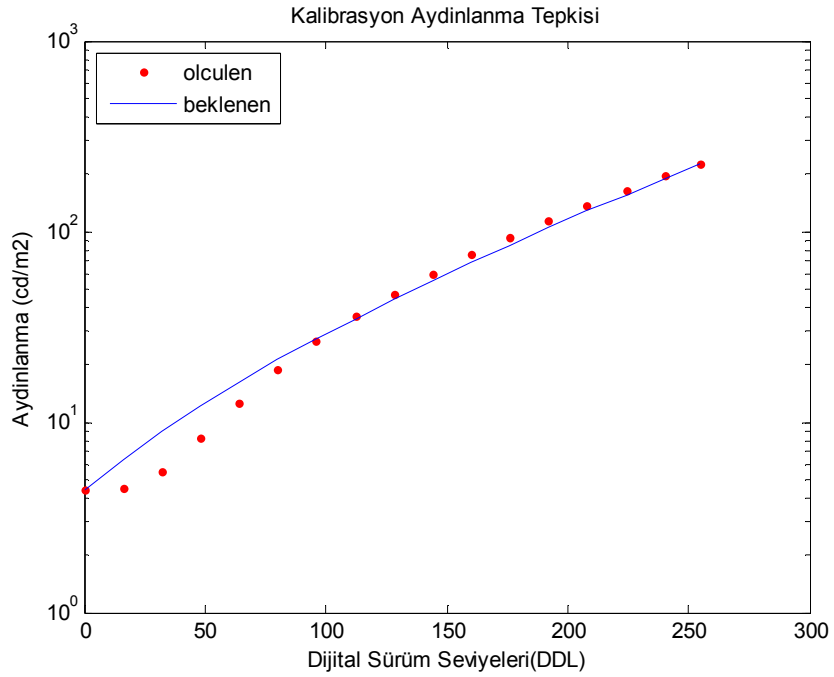
Grafik 4.6. 3 no'lu monitör için izleme (tracking) kontrast tepkisi grafiği

JND Uyumluluk Testi    ort. JND=2.4556    std. sapma=0.05215    Uyumluluk:Mükemmel

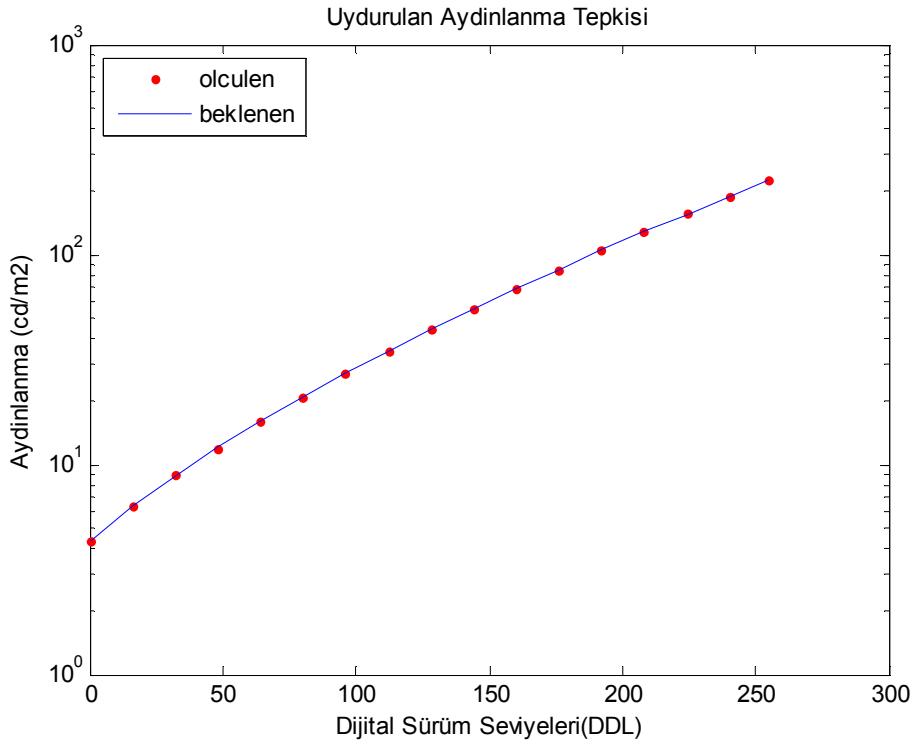


Grafik 4.7. 3 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri

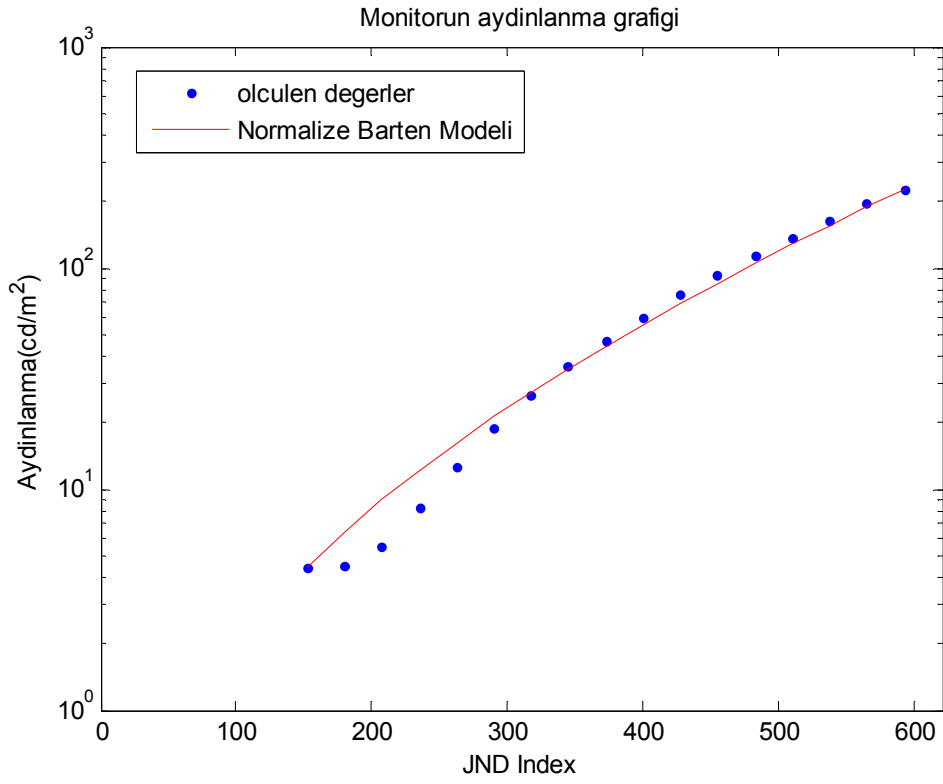
### Monitör 7



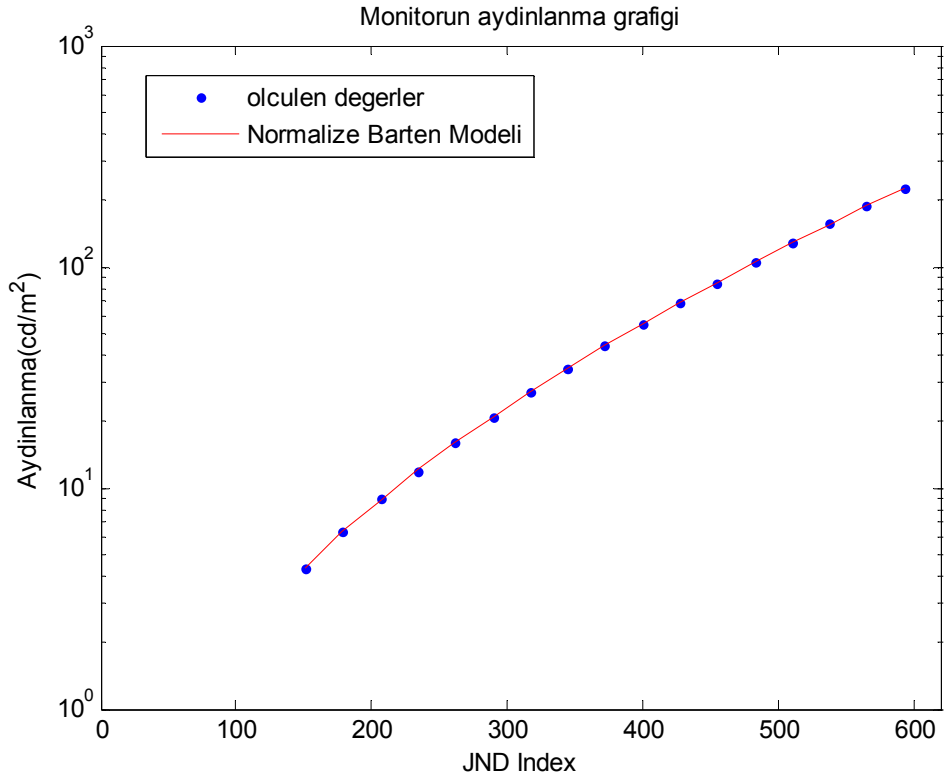
Grafik 4.8. 7 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi



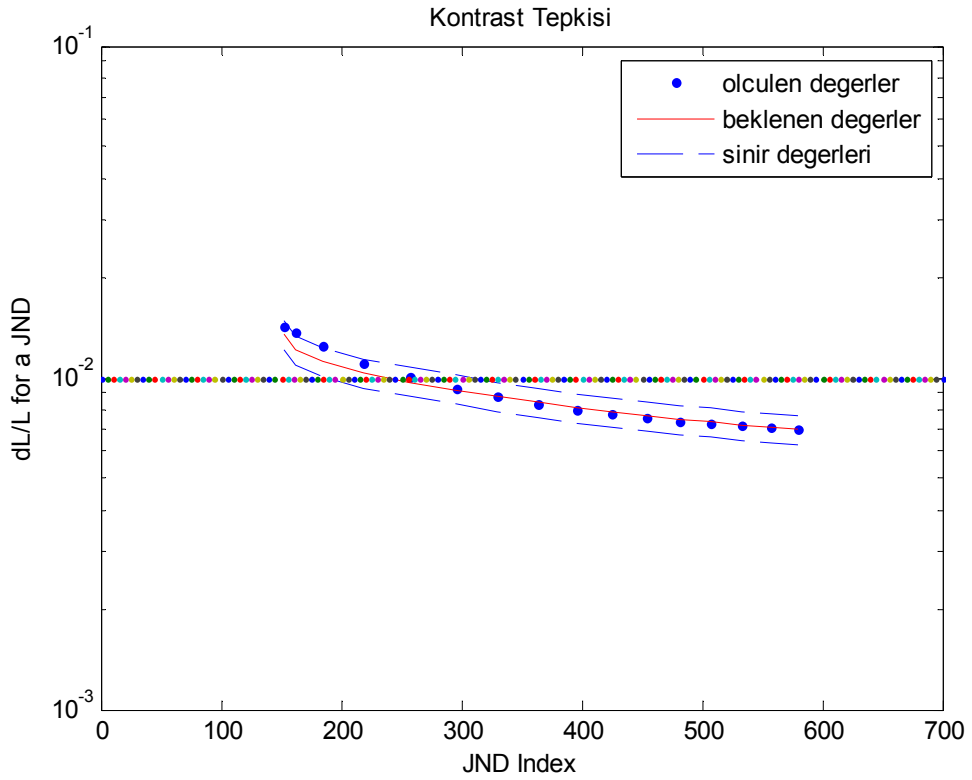
Grafik 4.9. 7 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi



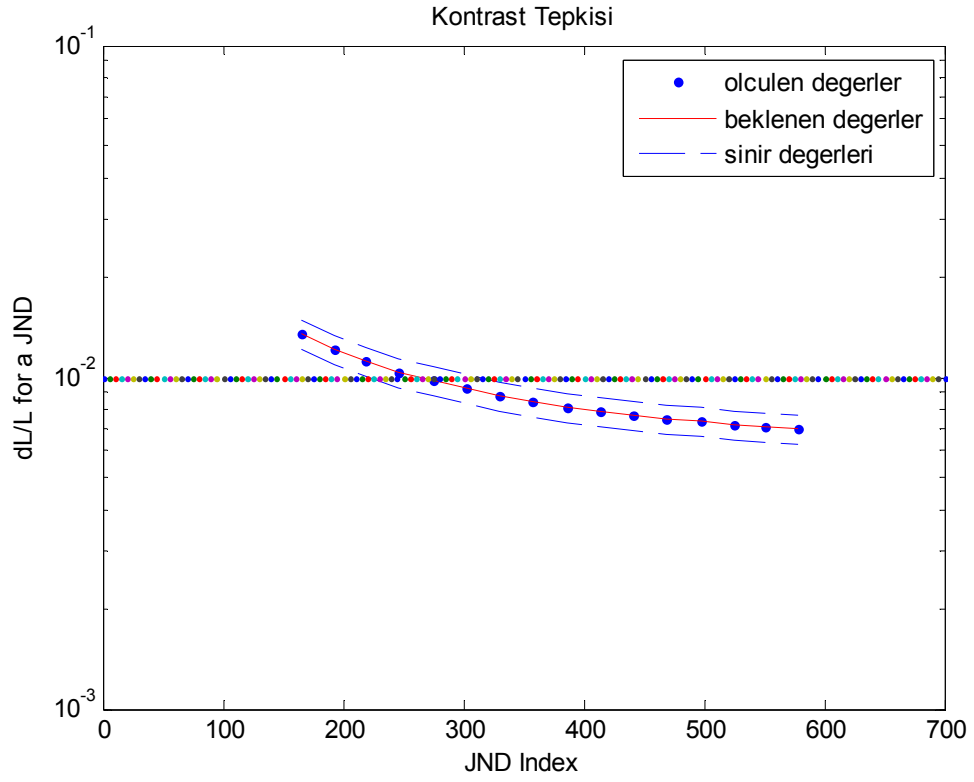
Grafik 4.10. 7 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği



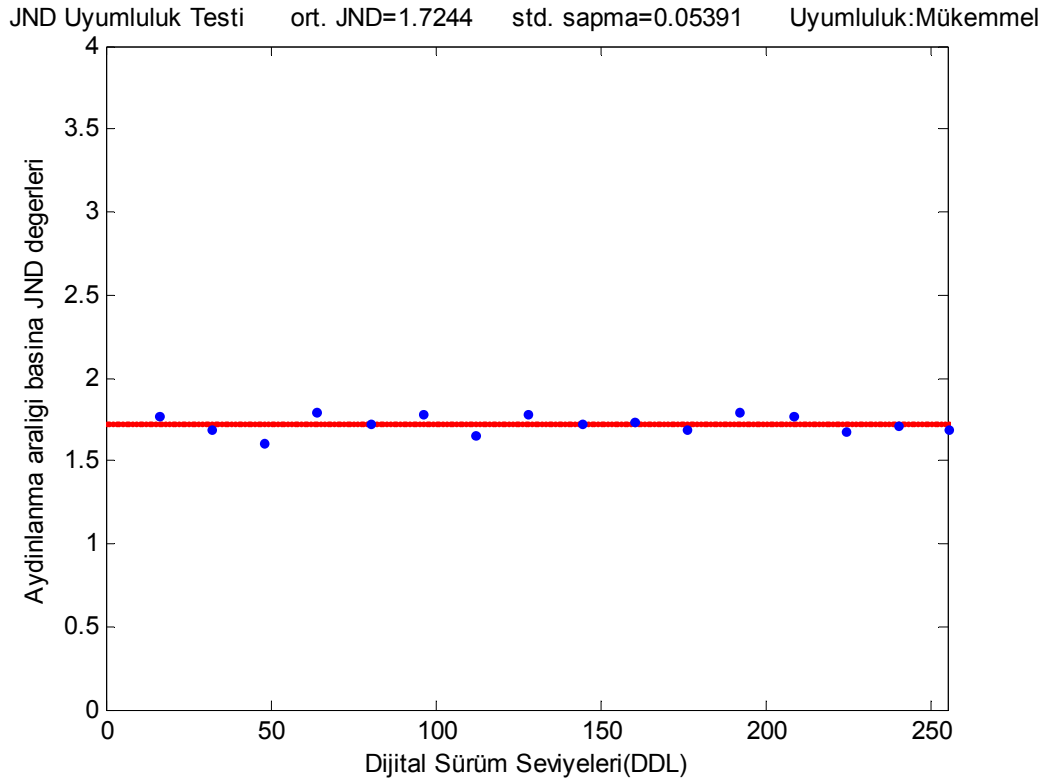
Grafik 4.11. 7 no'lu monitör için uydurulan aydinlanma-JND grafiği



Grafik 4.12. 7 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği

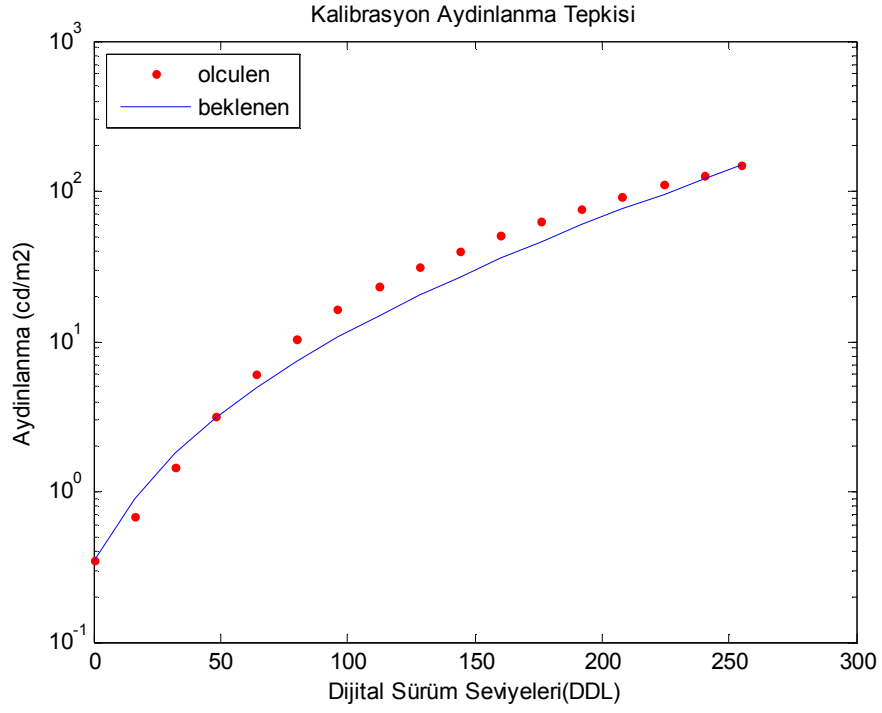


Grafik 4.13. 7 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği

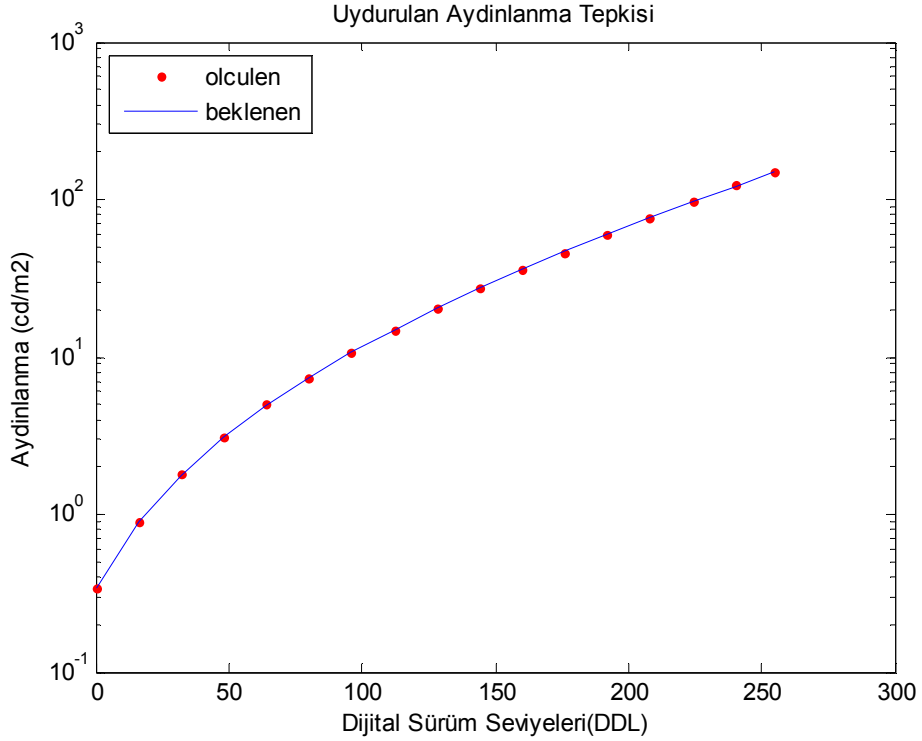


Grafik 4.14. 7 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri

## Monitör 8

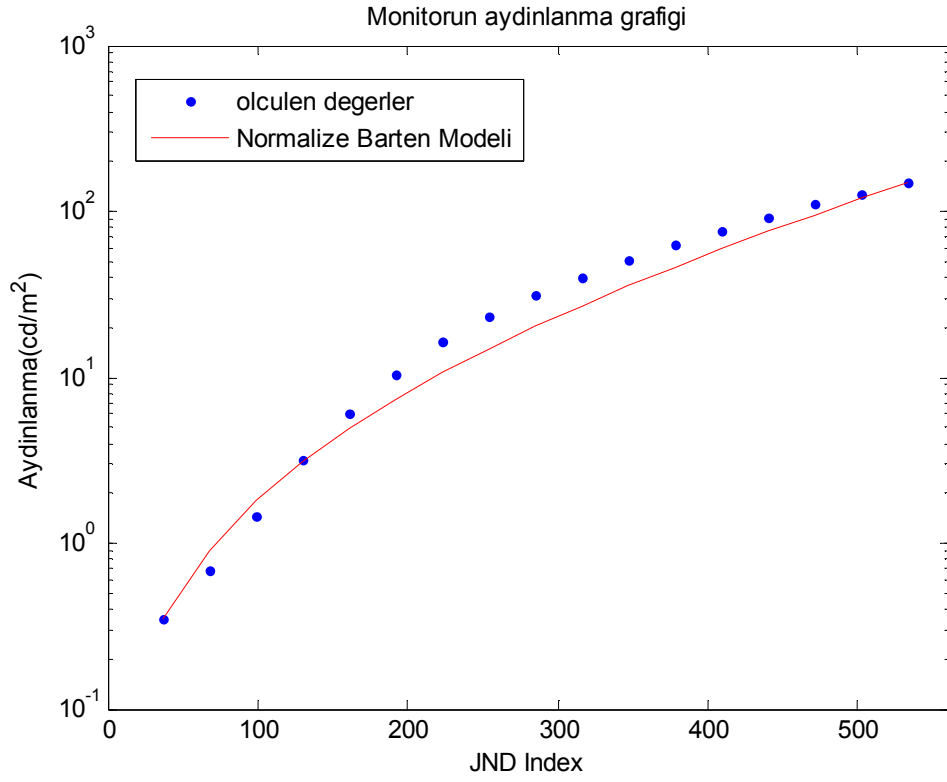


Grafik 4.15. 8 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi

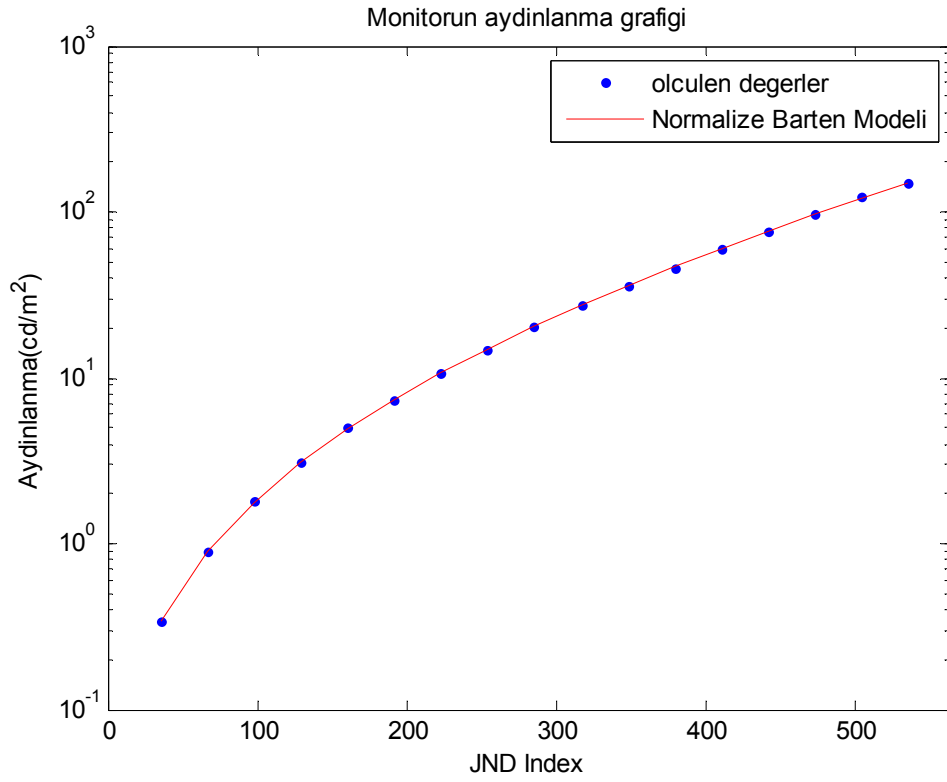


Grafik 4.16. 8 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi

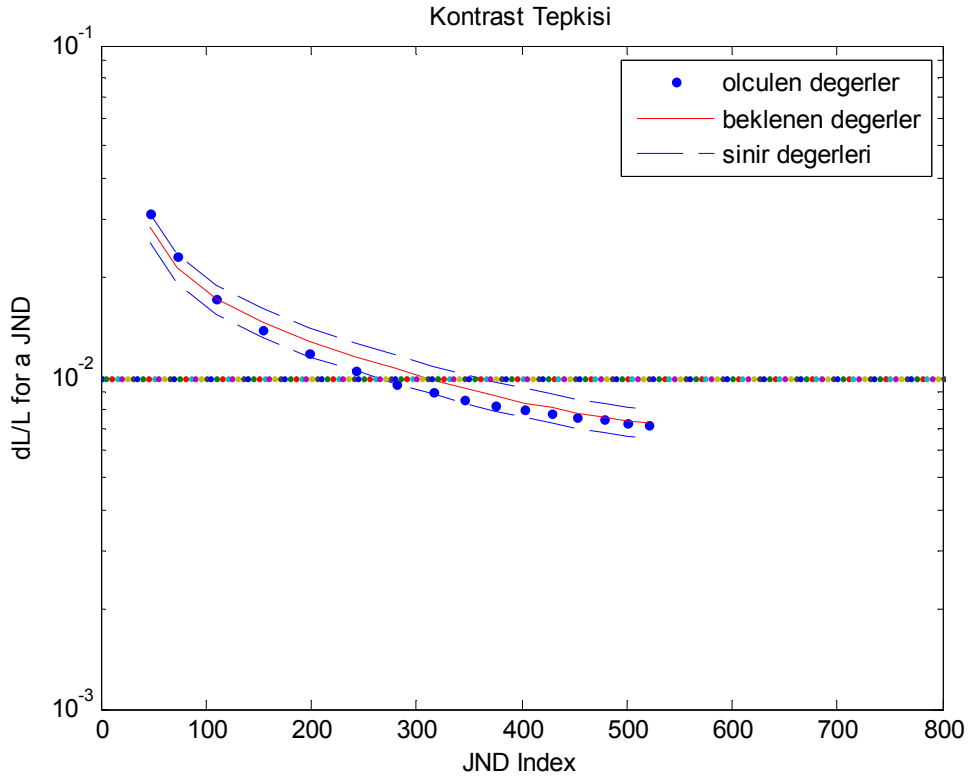




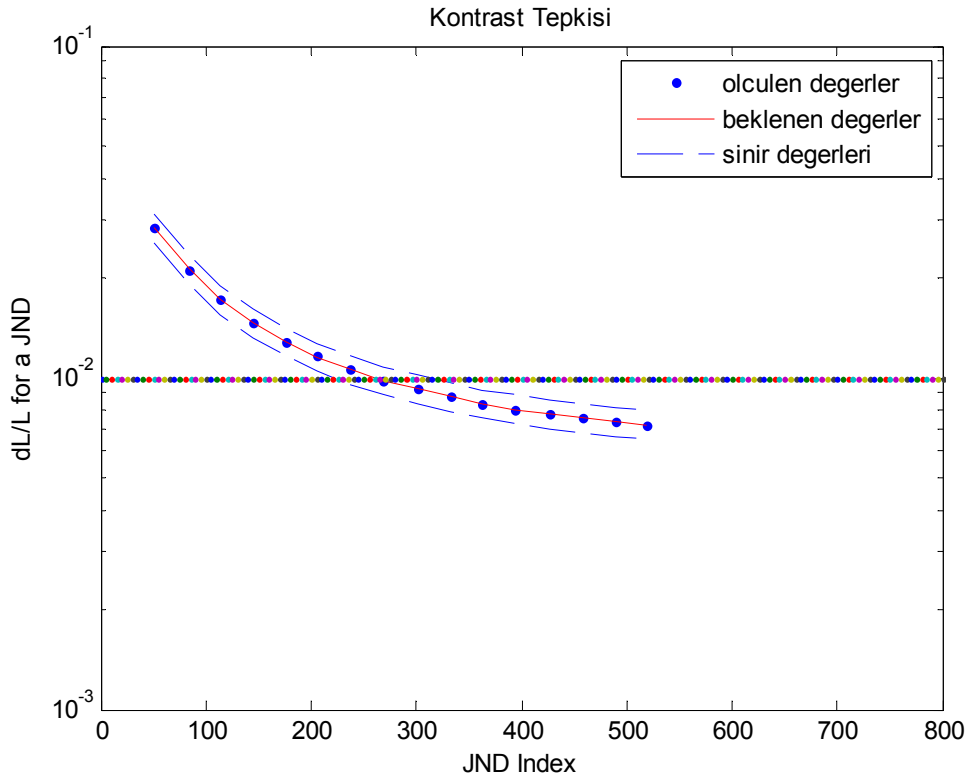
Grafik 4.17. 8 no'lu monitör kalibrasyon için aydinlanma-JND grafiği



Grafik 4.18. 8 no'lu monitör için uydurulan aydinlanma-JND grafiği

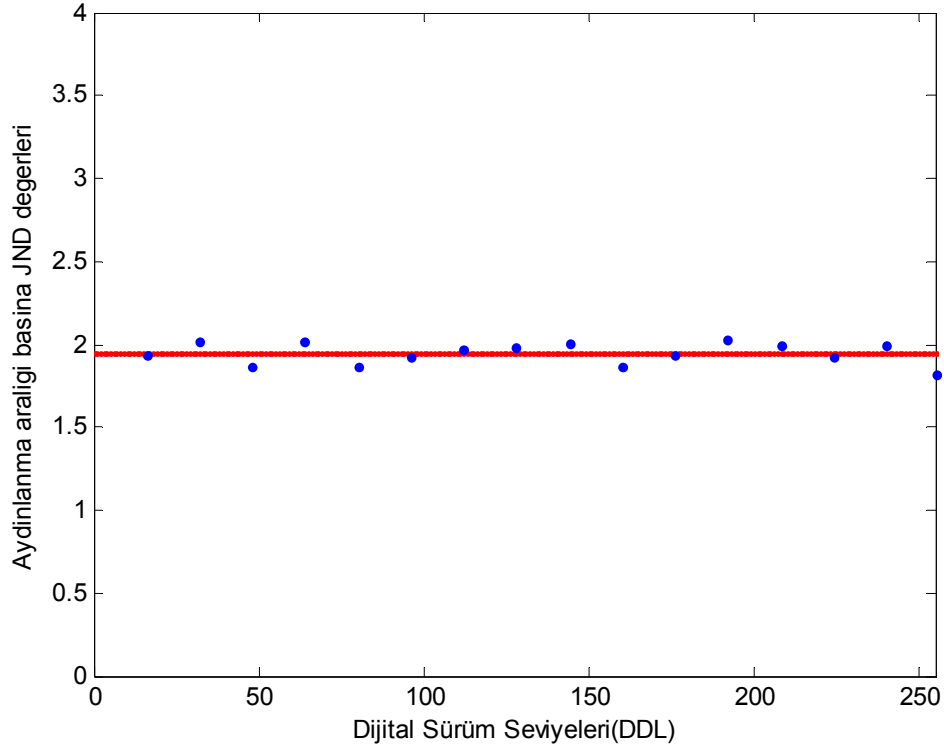


Grafik 4.19. 8 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği



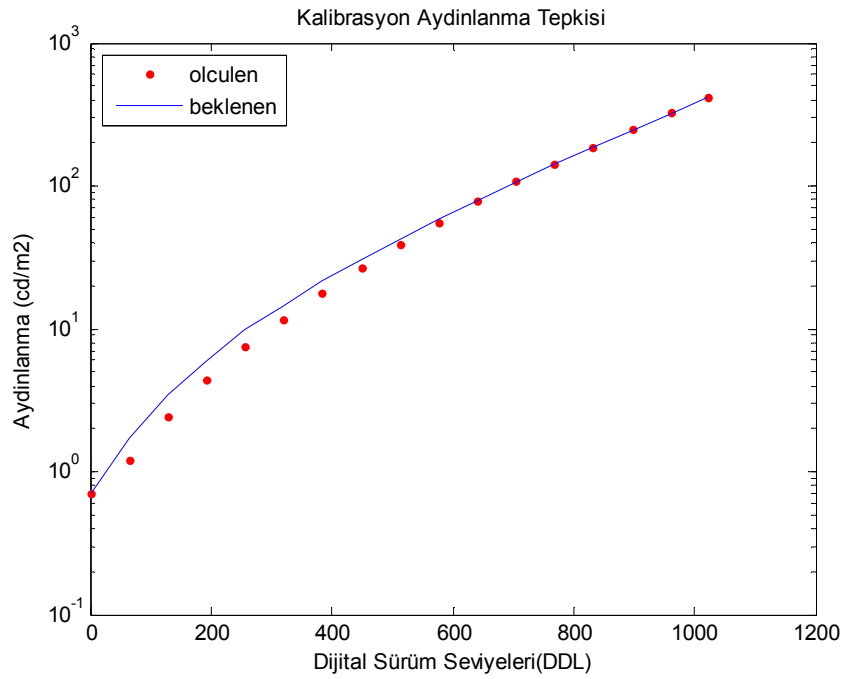
Grafik 4.20. 8 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği

JND Uyumluluk Testi    ort. JND=1.9463    std. sapma=0.066721    Uyumluluk:Mükemmel

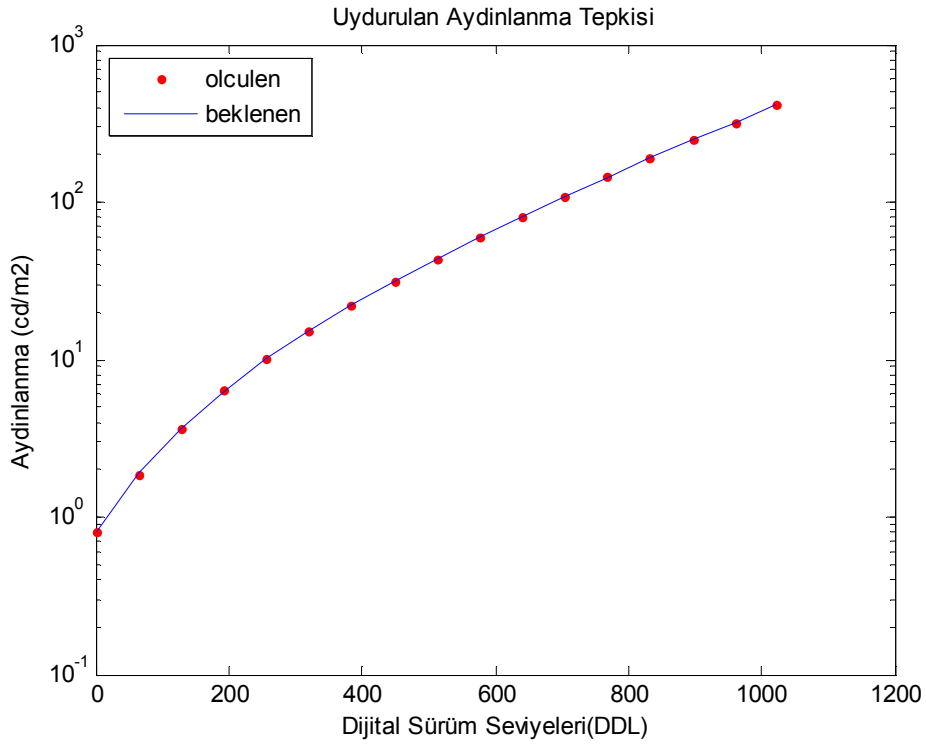


Grafik 4.21. 8 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri

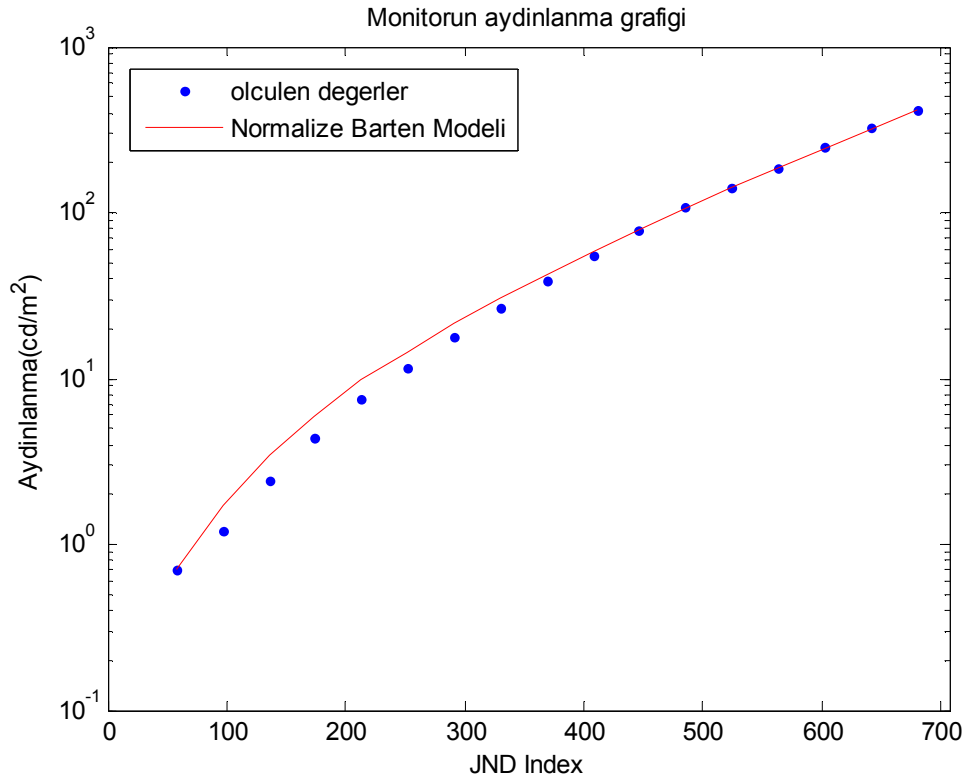
### Monitör 12



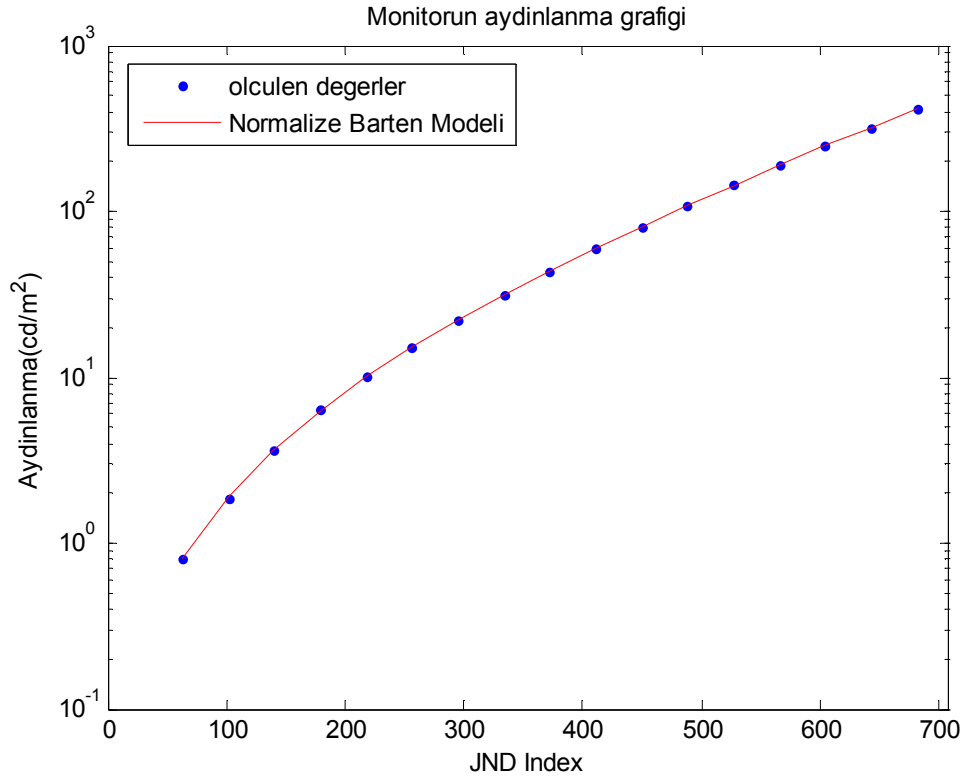
Grafik 4.22. 12 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi



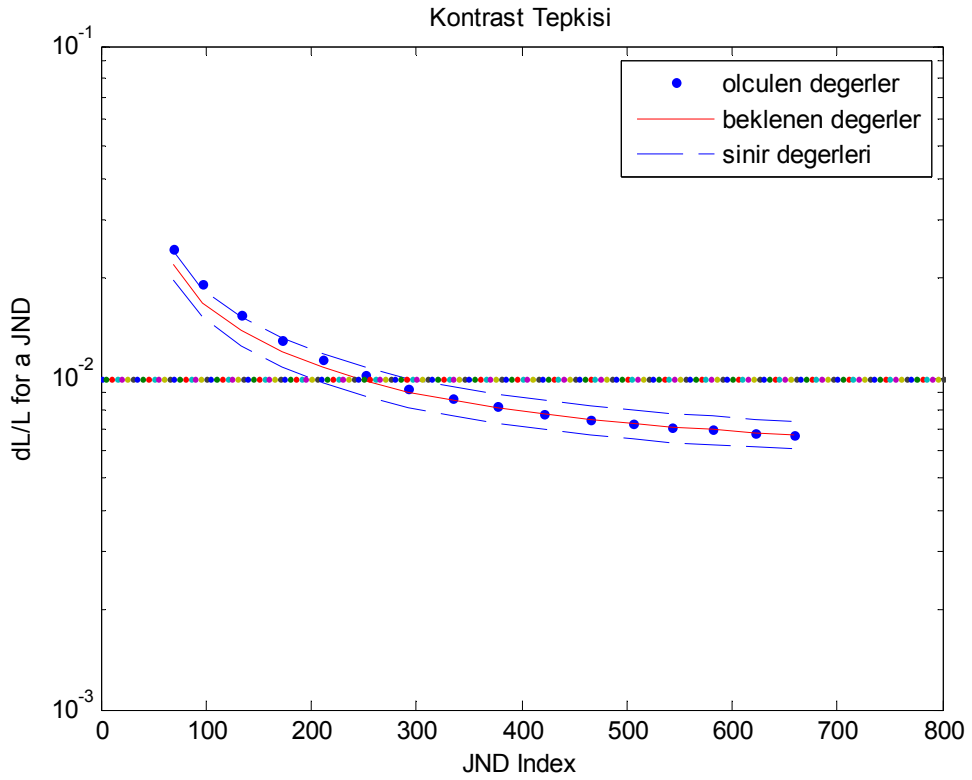
Grafik 4.23. 12 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi



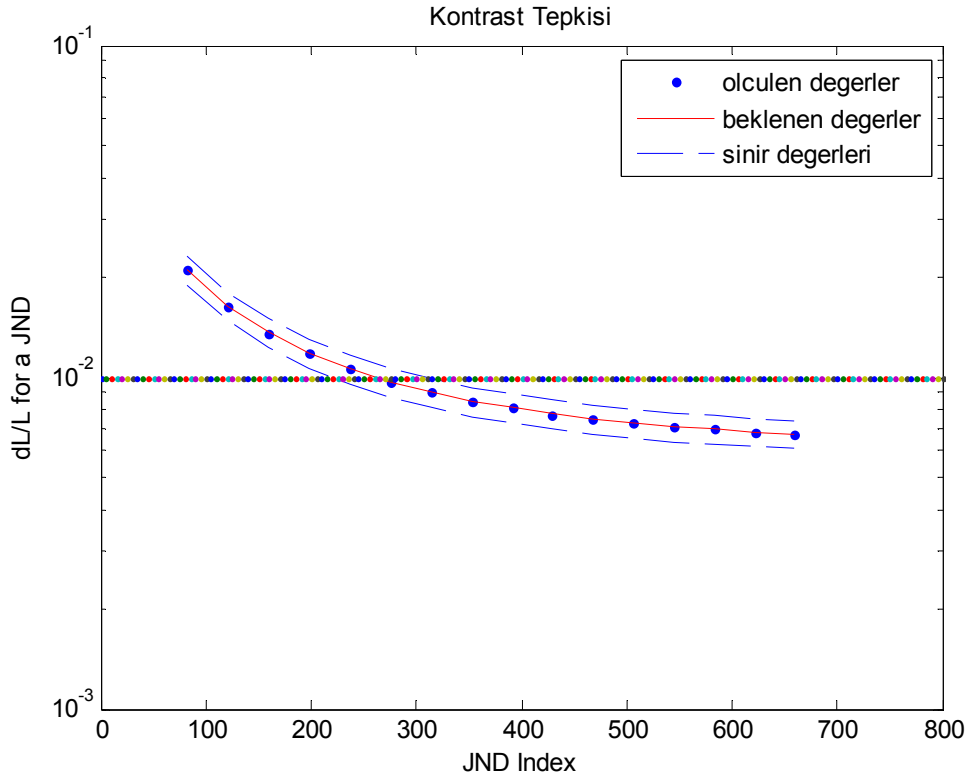
Grafik 4.24. 12 no'lu monitör kalibrasyon için aydınlanma-JND grafiği



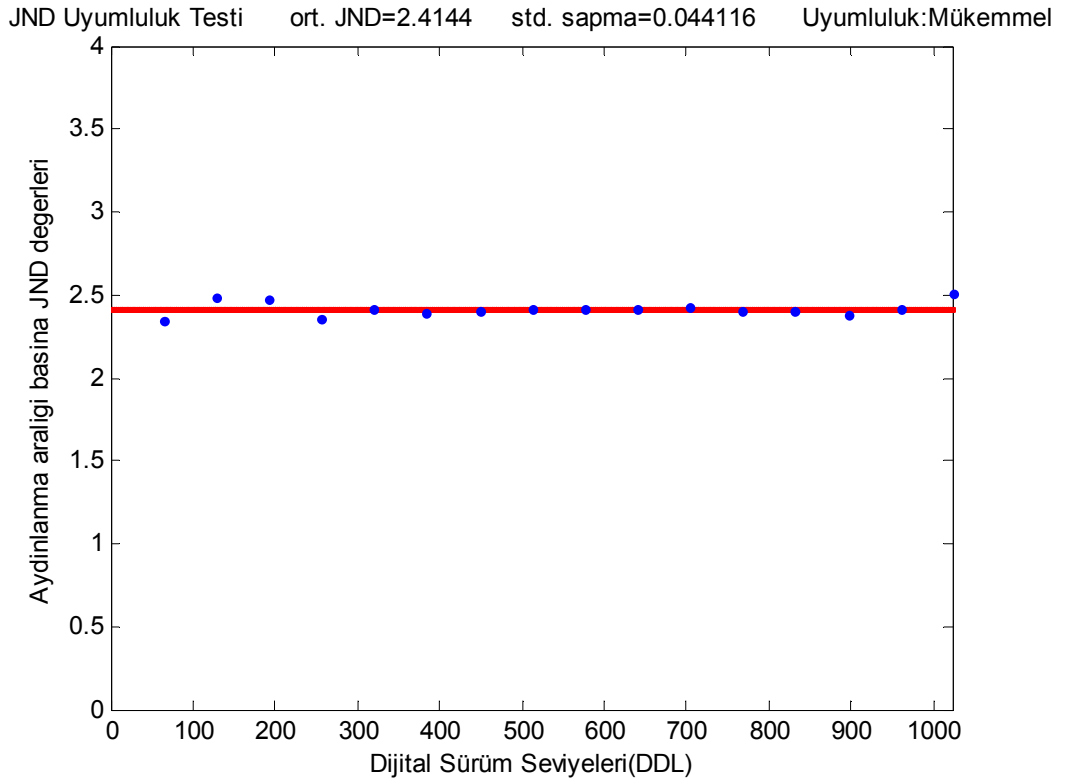
Grafik 4.25. 12 no'lu monitör için uydurulan aydinlanma-JND grafiği



Grafik 4.26. 12 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği

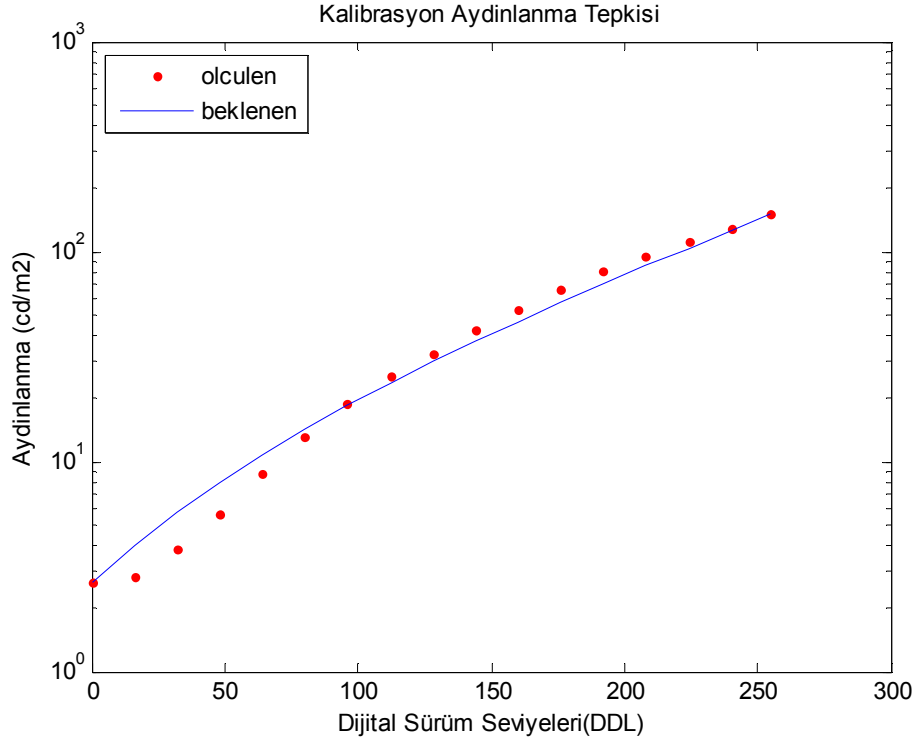


Grafik 4.27. 12 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği

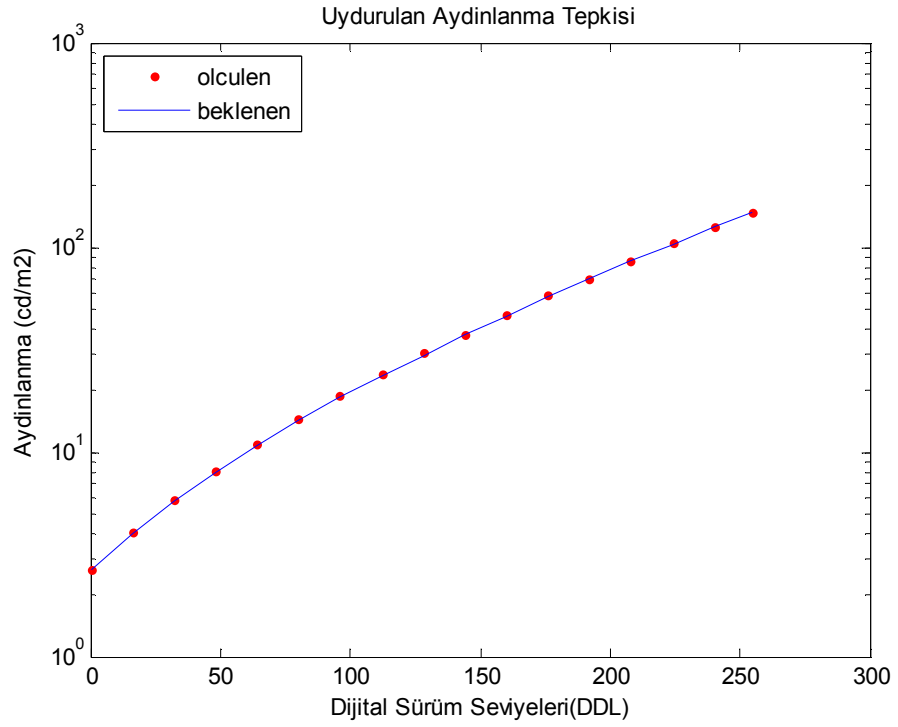


Grafik 4.28. 12 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri

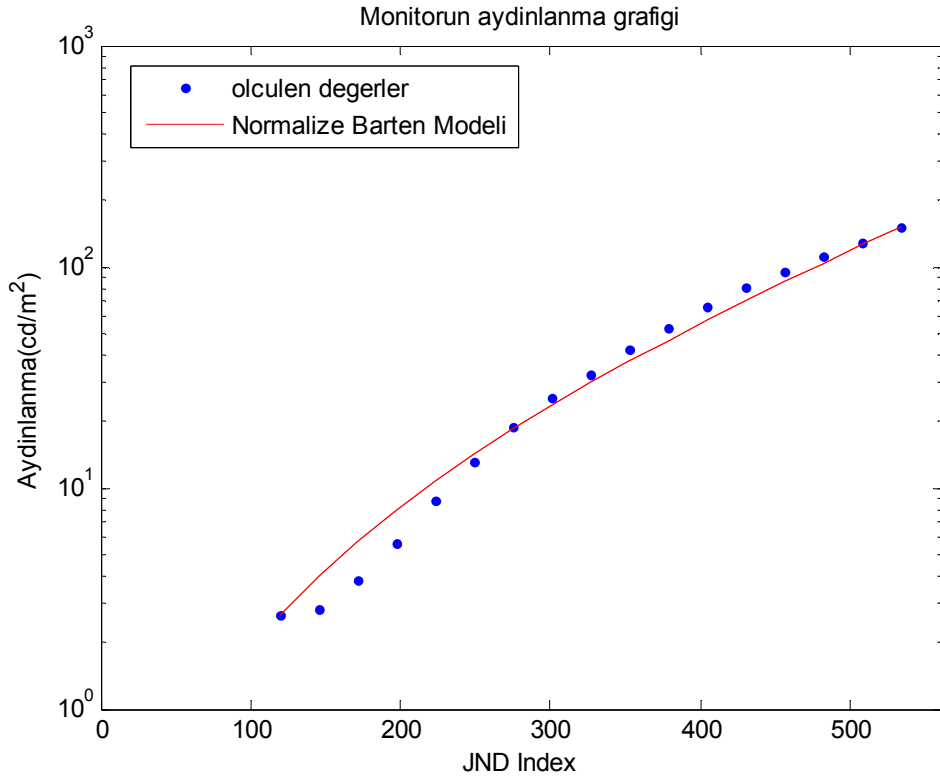
## Monitör 17



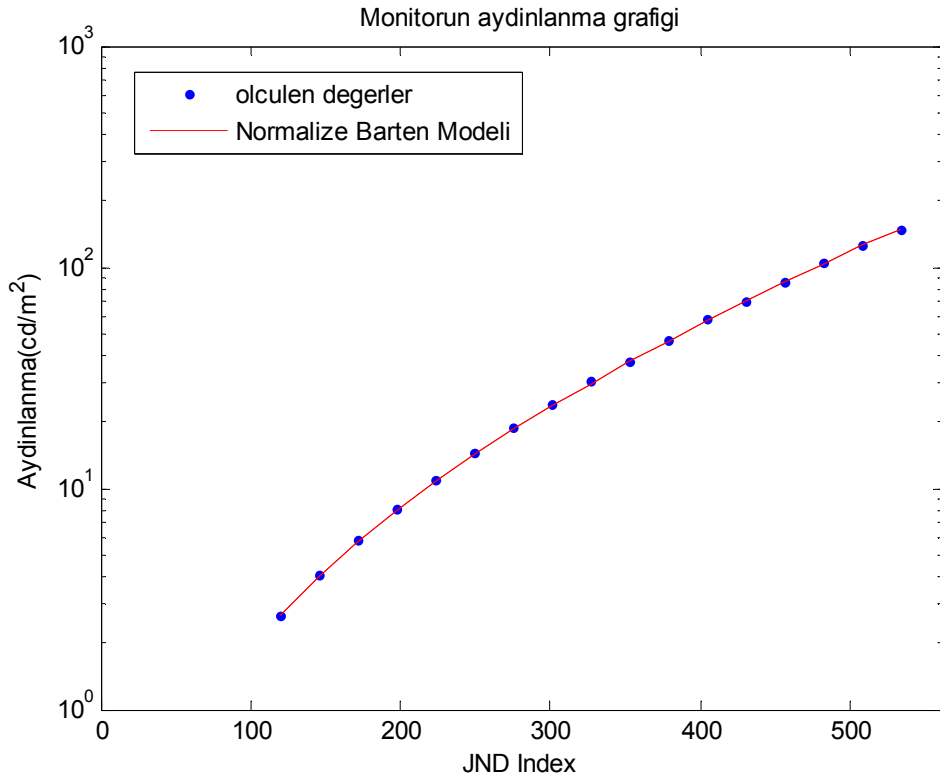
Grafik 4.29. 17 no'lu monitör için kalibrasyon karakteristik eğrisi



Grafik 4.30. 17 no'lu monitör için uydurulan karakteristik eğrisi

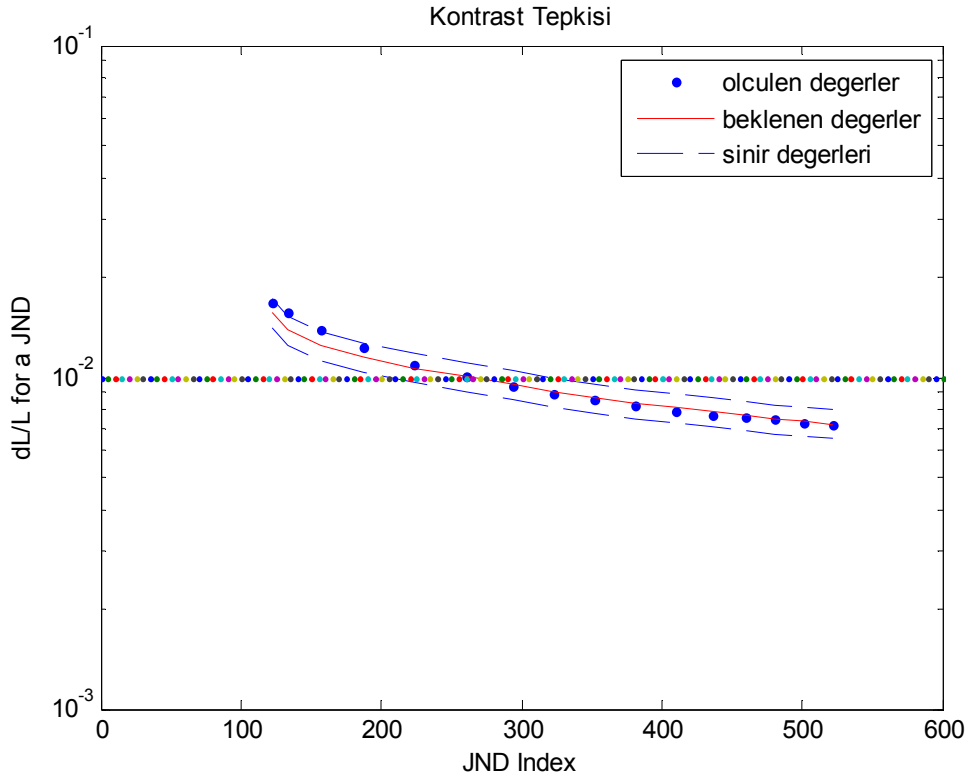


Grafik 4.31. 17 no'lu monitör kalibrasyon için aydinlanma-JND grafiği

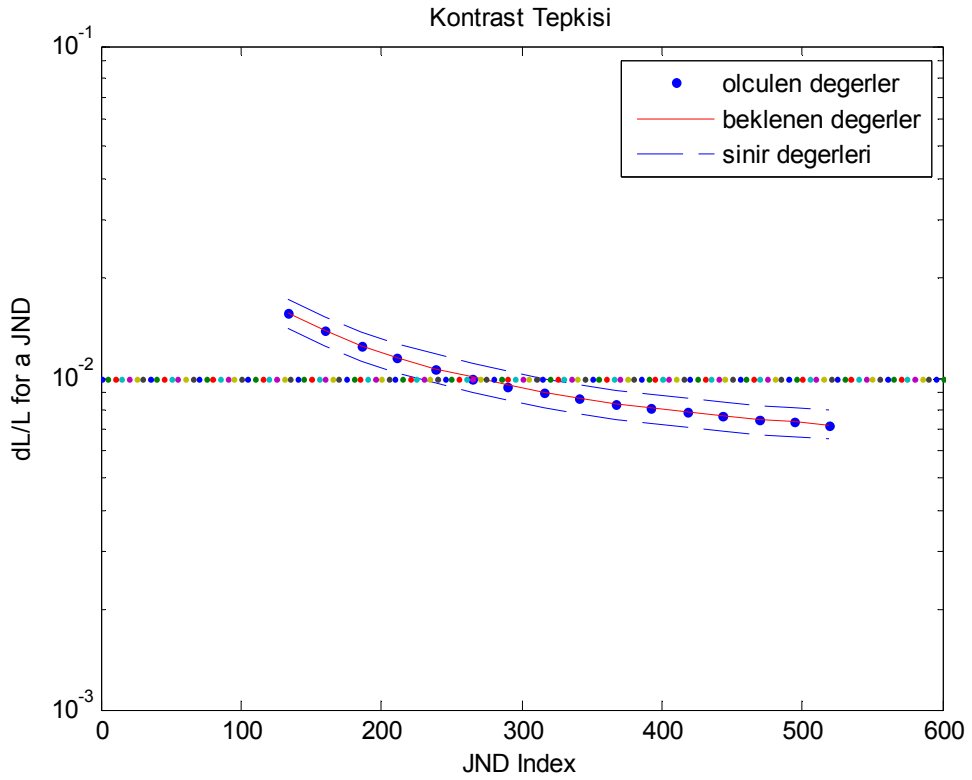


Grafik 4.32. 17 no'lu monitör için uydurulan aydinlanma-JND grafiği

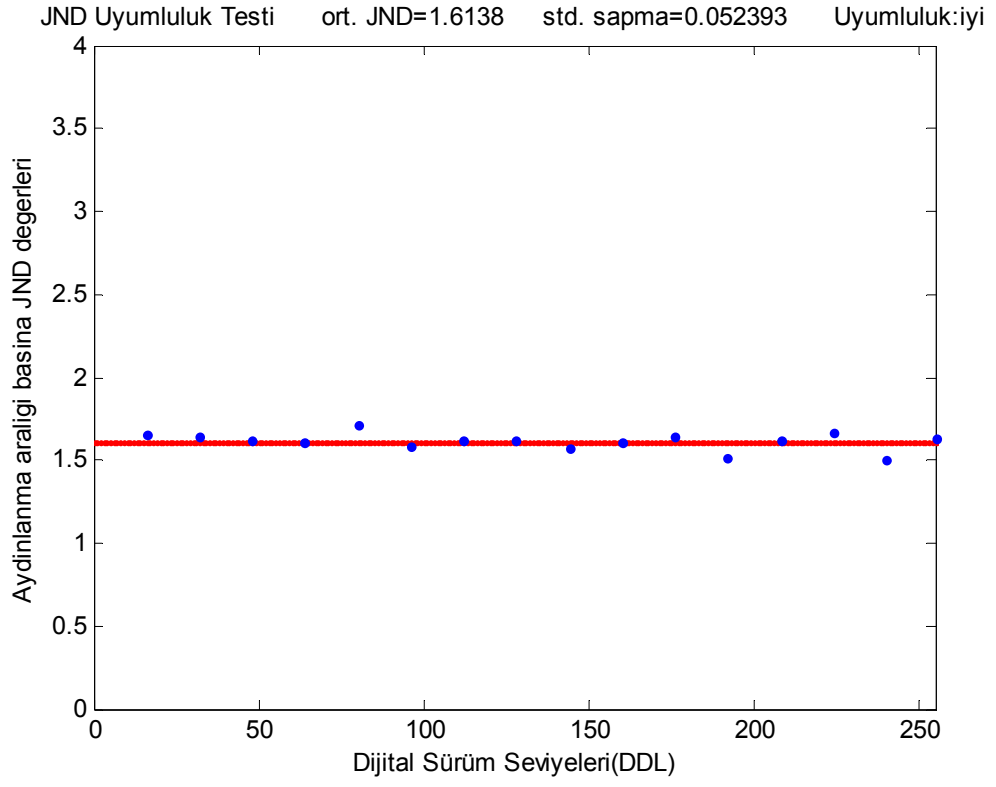




Grafik 4.33. 17 no'lu monitör için kalibrasyon kontrast tepkisi grafiği



Grafik 4.34. 17 no'lu monitör için izleme(tracking) kontrast tepkisi grafiği



Grafik 4.35. 17 no'lu monitör için aydınlanma aralığı başına düşen JND değerleri

Çizelge 4.6. Aydınlanma tepkisi verilerinin kalibrasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılması

Monitör No	Kalibrasyon verilerinin GSDF aydınlanma yanıt eğrisinden % sapmasının ortalaması	İzleme verilerinin GSDF aydınlanma yanıt eğrisinden % sapmasının ortalaması
1	2.99	2.88
2	4.26	4.59
3	1.01	0.85
4	2.32	2.16
5	2.84	2.34
6	2.18	1.76
7	11.98	0.50
8	27.81	0.71
9	0.40	0.26
10	0.98	1.28
11	9.40	0.53
12	10.88	0.57
13	1.23	0.54
14	31.58	0.39
15	29.48	0.84
16	41.58	0.99
17	12.93	1.24
18	10.54	0.31
19	0.27	0.35
20	0.31	0.34
21	NA	NA
22	NA	NA
23	12.88	0.77
24	13.14	0.59
25	NA	NA

26	NA	NA
27	42.15	0.64
28	0.86	0.87
29	3.01	2.92
30	1.92	2.12
31	3.37	3.37
32	0.42	0.54
33	0.43	0.44
34	NA	NA
35	NA	NA
Ortalamaların ortalaması (Minimum-Maksimum)	9.76 (0.27 - 42.15)	1.23 (0.26 – 4.59)

Çizelge 4.7. Kontrast tepkisi verilerinin kalibrasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılması

Monitör No	Kalibrasyon verilerinin GSDF kontrast yanıtından % sapmasının ortalaması	İzleme verilerinin GSDF kontrast yanıtından % sapmasının ortalaması
1	0.60	0.59
2	0.90	0.96
3	0.14	0.12
4	0.44	0.43
5	0.50	0.44
6	0.35	0.29
7	3.23	0.09
8	5.46	0.14
9	0.08	0.05
10	0.22	0.29

11	3.18	0.12
12	3.89	0.13
13	0.20	0.09
14	10.24	0.08
15	5.40	0.19
16	6.64	0.27
17	2.89	0.06
18	6.64	0.27
19	0.04	0.05
20	0.05	0.05
21	NA	NA
22	NA	NA
23	4.10	0.18
24	4.50	0.12
25	NA	NA
26	NA	NA
27	6.31	0.18
28	0.21	0.21
29	0.67	0.68
30	0.50	0.52
31	0.71	0.71
32	0.09	0.11
33	0.09	0.10
34	NA	NA
35	NA	NA
Ortalamaların ortalaması (Minimum – Maksimum)	2.35 (0.04 – 10.24)	0.26 (0.05 – 0.96)

Çizelge 4.8. PLI-DI ve JND verilerinin değerlendirilmesi

Monitör No	PLI	DI	JND min	JND max	Ortalama JND	JND standard sapma	Uyumluluk
1	1.61	2	2.41	2.71	2.50	0.073	Mükemmel
2	2.13	4	2.40	2.72	2.51	0.088	Mükemmel
3	1.15	1	2.36	2.54	2.46	0.052	Mükemmel
4	1.44	2	2.16	2.58	2.43	0.104	İyi
5	1.48	2	2.45	2.64	2.52	0.065	Mükemmel
6	1.34	2	2.43	2.66	2.53	0.059	Mükemmel
7	1.09	1	1.61	1.79	1.72	0.054	Mükemmel
8	1.13	1	1.82	2.03	1.95	0.067	Mükemmel
9	1.05	1	2.18	2.41	2.37	0.057	Mükemmel
10	1.25	2	2.30	2.41	2.35	0.034	Mükemmel
11	1.09	1	2.43	2.57	2.48	0.040	Mükemmel
12	1.10	1	2.34	2.51	2.41	0.044	Mükemmel
13	1.10	1	2.42	2.50	2.46	0.020	Mükemmel
14	1.07	1	2.30	2.50	2.46	0.048	Mükemmel
15	1.15	1	1.83	1.98	1.89	0.040	Mükemmel
16	1.18	1	1.90	2.08	1.96	0.051	Mükemmel
17	1.23	2	1.50	1.71	1.61	0.052	Mükemmel
18	1.05	1	1.53	1.66	1.58	0.035	Mükemmel
19	1.06	1	2.28	2.45	2.34	0.042	Mükemmel
20	1.06	1	2.26	2.43	2.37	0.055	Mükemmel
21	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
22	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
23	1.14	1	1.39	1.64	1.53	0.067	İyi
24	1.10	1	1.18	1.53	1.35	0.083	İyi
25	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
26	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
27	1.11	1	1.94	2.21	2.08	0.070	Mükemmel

28	1.16	1	1.97	2.40	2.19	0.980	Vasat
29	1.65	2	1.94	2.43	2.28	1.130	Vasat
30	1.44	2	1.60	2.37	2.11	0.166	İyi
31	1.78	3	1.89	2.39	2.24	0.141	İyi
32	1.09	1	2.32	2.45	2.38	0.039	Mükemmel
33	1.08	1	2.28	2.45	2.36	0.043	Mükemmel
34	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
35	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA

#### 4.2.4. Aydınlanma Uzaysal ve Açısal Bağımlılığı

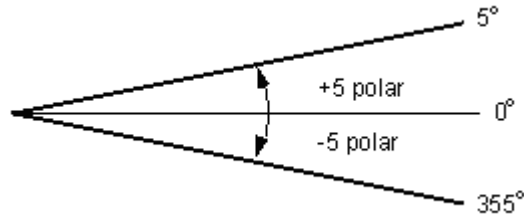
Bu test bölüm 3.4.4'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.9. Homojenliğin Görsel ve Kantitatif Değerlendirilmesi

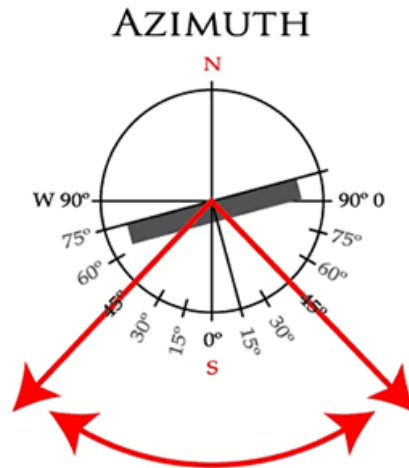
Monitör No	Görsel	Kantitatif		Kantitatif (cd/m <sup>2</sup> )				
		+/-	Max. Sapma	Sol üst	Sol alt	Merkez	Sağ alt	Sağ üst
1	+	+	% 15.81	494.80	498.50	537.80	489.10	459.00
2	+	+	% 12.82	482.90	477.70	536.20	478.70	471.60
3	-	+	% 20.83	566.60	533.10	577.20	468.30	524.20
4	-	+	% 11.81	522.50	512.00	551.60	490.10	492.90
5	+	+	% 11.38	537.90	535.90	574.10	513.40	512.30
6	+	+	% 10.41	532.30	527.60	574.00	517.20	517.70
7	+	+	% 16.40	199.90	215.20	235.60	217.30	210.90
8	+	+	% 16.05	122.10	128.50	143.40	130.20	125.70
9	+	+	% 5.86	395.20	412.60	399.30	407.70	389.10
10	+	+	% 7.37	373.10	393.70	383.10	380.70	365.70
11	+	+	% 28.56	478.80	385.70	468.80	482.10	514.20
12	+	-	% 41.68	459.70	322.50	416.90	433.30	492.30

13	+	+	% 11.85	377.90	413.10	425.50	406.00	379.90
14	+	+	% 14.37	389.70	426.30	434.10	418.80	375.90
15	+	+	% 19.01	117.10	128.40	141.70	126.10	118.90
16	+	+	% 15.55	144.00	141.30	164.30	141.70	140.60
17	-	+	% 17.66	123.90	135.10	147.90	134.50	129.00
18	-	+	% 18.37	121.10	132.90	145.60	134.50	129.20
19	+	+	% 9.49	420.40	446.80	452.50	441.30	411.50
20	+	+	% 12.76	436.80	472.50	464.30	485.30	427.10
21	+	+	% 1.63	267.10	268.40	271.50	268.10	269.40
22	+	+	% 0.75	267.40	266.70	267.40	266.10	268.10
23	+	+	% 27.58	97.50	105.00	128.70	116.20	107.60
24	+	-	% 34.12	62.70	77.00	88.50	86.20	73.70
25	+	+	% 0.79	554.2	558.6	557.1	557.1	558.6
26	+	+	% 1.84	570.4	563.0	560.0	565.9	564.5
27	+	+	% 19.44	204.80	224.10	248.90	217.70	206.10
28	+	+	% 25.12	302.5	310.9	321.2	249.5	250.6
29	+	-	% 30.6	336.3	314.2	354.6	260.5	303.7
30	+	-	% 30.37	330.4	295.9	354.2	260.8	295.9
31	+	+	% 24.70	346.1	342.3	363.0	283.2	316.6
32	+	+	% 7.07	505.9	495.6	520.2	519.5	531.9
33	+	+	% 8.19	502.8	473.1	508.2	504.3	513.5
34	+	+	% 10.88	419.9	444.8	468.2	461.0	445.1
35	+	+	% 11.38	424.7	419.3	469.9	454.1	455.1
Sapmanın ortalaması (Minimum - Maksimum)			% 15.79 (0.75 – 41.68)					





Şekil 4.1. Polar bakış açısının gösterimi (Shiro 2009)



Şekil 4.2. Azimuthal bakış açısının gösterimi (Shiro 2009)

Çizelge 4.10. Açısal Bağımlılık Verileri (0° derece monitörün tam karşısı olarak düşünülmüştür(cepheden), verilen açı değerleri ekran kontrastının bozulmaya başladığı açı değerleridir.)

Monitör No	Görsel				Kantitatif			
	Azimuthal		Polar		Azimuthal		Polar	
1	-60	60	-70	50	-23	30	-24	32
2	-70	70	-70	50	-25	30	-25	31
3	-70	70	-70	50	-26	42	-33	21
4	-70	70	-75	50	-30	36	-29	28
5	-70	70	-75	70	-26	33	-31	27
6	-70	70	-75	70	-27	30	-32	25
7	-80	80	-80	80	-25	22	-21	22
8	-50	40	-35	30	-20	26	-26	17

9	-70	70	-60	60	-35	33	-31	33
10	-70	70	-60	60	-33	33	-28	35
11	-70	70	-60	60	-26	27	-25	24
12	-70	70	-60	60	-27	28	-24	25
13	-85	85	-85	85	-31	32	-31	31
14	-85	85	-85	85	-31	30	-29	31
15	-50	50	-60	40	-25	27	-25	24
16	-50	50	-50	40	-25	27	-27	20
17	-60	60	-60	50	-31	24	-32	16
18	-60	60	-70	60	-23	31	-38	17
19	-80	80	-80	80	-31	31	-20	35
20	-80	80	-80	80	-33	29	-22	38
21	-70	70	-70	70	NA*	55	-57	NA*
22	-70	70	-70	70	-56	52	NA*	NA*
23	-60	60	-30	20	-24	21	-28	13
24	-60	60	-30	20	-26	22	-31	11
25	-70	70	-50	60	-25	25	-23	26
26	-70	70	-50	60	-26	26	-28	20
27	-80	80	-70	70	-21	26	-31	14
28	-80	80	-80	80	-30	33	-26	24
29	-80	80	-80	80	-31	32	-26	23
30	-80	80	-80	80	-31	37	-26	25
31	-80	80	-80	80	-29	33	-29	22
32	-70	70	-70	70	-28	33	-32	27
33	-70	70	-70	70	-29	33	-31	25
34	-80	80	-80	80	-20	42	-30	34
35	-80	80	-80	80	-16	40	-33	30
Ortalama	70.57	70.29	67.14	62.86	27.80	31.74	28.94	25.03

\* Bu CRT monitörler için değerlendirme yapılan bakış açısında (-60<sup>0</sup>,+60<sup>0</sup>), merkezdeki aydınlanma, aydınlanma oranının % 70'ine düşmemiştir.

#### 4.2.5. Ekran Çözünürlüğü

Bu test bölüm 3.4.5’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.11. Ekran Çözünürlüğünün Görsel Değerlendirmesi

Monitör No	Görsel		
	+/-	Cx	RAR
1	+	0	1
2	+	0	1
3	+	0	1
4	+	0	1
5	+	0	1
6	+	0	1
7	+	0	1
8	+	0	1
9	+	0	1
10	+	0	1
11	+	0	1
12	+	0	1
13	+	0	1
14	+	0	1
15	+	1	0.80
16	+	1	0.80
17	+	1	0.80
18	+	1	0.80
19	+	0	1
20	+	0	1
21	+	2	0.90
22	+	2	0.90
23	+	3	1.02

24	+	3	1.02
25	+	0	1
26	+	0	1
27	-	5	1.30
28	+	0	1
29	+	0	1
30	+	0	1
31	+	0	1
32	+	0	1
33	+	0	1
34	+	0	1
35	+	0	1

Çizelge 4.12. Ekran Çözünürlüğünün Kantitatif Değerlendirmesi

Monitör No	Kantitatif	Kantitatif (Nyquist çizgi çiftlerindeki aydınlanma oranı %)				
		Sol üst	Sol alt	Merkez	Sağ alt	Sağ üst
1	+	2.93	0.51	6.40	2.90	1.11
2	+	8.09	0.40	0.62	2.12	6.93
3	+	0.40	2.00	2.36	1.52	2.60
4	+	6.47	1.60	5.82	1.95	4.30
5	+	8.19	8.18	0.86	14.12	5.32
6	+	1.11	3.05	1.31	6.63	8.66
7	+	5.05	3.96	0.19	2.31	1.74
8	+	2.82	0.41	1.67	2.31	2.04
9	+	0.17	0.46	0.21	1.57	0.75
10	+	0.68	1.39	2.59	1.78	0
11	+	3.59	1.45	0.09	3.31	1.75
12	+	1.54	5.44	2.45	6.78	6.57
13	+	3.98	4.65	0.44	1.99	3.83

14	+	3.49	5.04	0.09	0.30	0.43
15	-	53.48	61.39	64.21	64.04	62.16
16	+	32.76	28.14	24.45	29.62	31.24
17	+	23.54	36.48	42.02	33.53	29.17
18	+	22.51	33.40	42.24	39.96	40.87
19	+	2.52	6.18	4.69	0.49	1.65
20	+	0.10	0.62	1.00	0.62	0.35
21	-	87.82	87.66	92.82	87.23	88.03
22	-	90.09	90.99	92.49	89.28	89.64
23	-	113.65	69.77	75.37	90.02	99.49
24	-	61.58	56.33	43.30	61.55	73.00
25	+	3.91	0.26	1.33	0.15	6.35
26	+	3.37	0.14	0.11	1.23	5.78
27	+	16.11	18.74	16.37	12.97	12.83
28	+	7.70	8.67	25.59	5.86	8.22
29	+	4.22	12.18	18.86	1.03	0.52
30	+	3.03	4.42	4.44	0	0.13
31	+	7.25	6.61	7.50	0.07	1.05
32	+	0.36	0.45	3.04	0.39	0.88
33	+	0.73	0.68	2.53	1.06	3.89
34	+	6.86	6.20	0	2.83	2.77
35	+	7.84	1.60	2.65	1.79	2.73
Ortalama sapma (Minimum - Maksimum)		17.08 (0.10- 113.65)	16.27 (0.14- 90.99)	16.86 (0- 92.82)	16.38 (0- 90.02)	17.34 (0- 99.49)

#### 4.2.6. Ekran Gürültüsü

Bu test bölüm 3.4.6'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.13. Ekran Gürültüsünün Görsel Değerlendirmesi

Monitör No	Görsel
1	+
2	+
3	+
4	+
5	+
6	+
7	+
8	+
9	+
10	+
11	+
12	+
13	+
14	+
15	+
16	+
17	-
18	-
19	+
20	+
21	+
22	+
23	+
24	+

25	+
26	+
27	+
28	+
29	+
30	+
31	+
32	+
33	+
34	+
35	+

#### 4.2.7. Parlama Maskelemesi

Bu test bölüm 3.4.7’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.14. Parlama Maskelemesinin Görsel ve Kantitatif Değerlendirmesi

Monitör No	Görsel	Kantitatif	
1	+	+	677.88
2	+	+	761.42
3	+	+	1937.08
4	+	+	4165.77
5	+	+	2168.92
6	+	+	1879.20
7	+	+	567.09
8	+	+	622.12
9	+	+	1762.38
10	+	+	3416.02
11	+	+	1265.4

12	+	+	1085.48
13	+	+	916.94
14	+	+	483.00
15	+	+	831.15
16	+	+	507.65
17	-	-	216.50
18	-	+	412.39
19	+	+	1378.76
20	+	+	1225.80
21	-	-	72.59
22	-	-	66.41
23	-	+	1142.69
24	-	+	1152.81
25	+	+	545.73
26	+	+	865.27
27	+	+	656.44
28	+	+	875.61
29	+	+	755.3
30	+	+	1021.43
31	+	+	1213.19
32	+	+	1107.89
33	+	+	777.09
34	+	+	552.99
35	+	+	392.63
Ortalama (Minimum- Maksimum)			1071 (66.41- 4165.77)



#### 4.2.8. Ekran Kromatikliği

Bu test bölüm 3.4.8’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.15. Ekran Kromatikliği Görsel ve Kantitatif Değerlendirmesi

Monitör No	Görsel	Kantitatif	
1	+	NA	NA
2	+	NA	NA
3	-	NA	NA
4	-	NA	NA
5	+	NA	NA
6	+	NA	NA
7	+	0.0162	-
8	+	0.0052	+
9	+	NA	NA
10	+	NA	NA
11	+	NA	NA
12	+	NA	NA
13	+	NA	NA
14	+	NA	NA
15	+	0.0082	+
16	+	0.0077	+
17	-	0.0082	+
18	-	0.0086	+
19	+	NA	NA
20	+	NA	NA
21	+	NA	NA
22	+	NA	NA
23	+	0.0117	-
24	+	0.0088	+

25	+	NA	NA
26	+	NA	NA
27	+	0.0095	+
28	+	NA	NA
29	+	NA	NA
30	+	NA	NA
31	+	NA	NA
32	+	NA	NA
33	+	NA	NA
34	+	NA	NA
35	+	NA	NA
Ortalama (Minimum - Maksimum)		0.0093 (0.0052-0.0162)	

Çizelge 4.16. Aynı iş istasyonundaki eş monitörlerin renk homojenlik parametresi

Monitör No	Renk Homojenlik Parametresi (Minimum-Maksimum)
1-2-3-4-5-6	0.0056 (0.0018-0.013)
9-10	0.001
11-12	0.004
13-14	0.0014
15-16	0.0076
17-18	0.003
19-20	0.0025
23-24	0.0099
28-29-30-31	0.0044 (0.0016-0.0064)
32-33	0.0027
34-35	0.0017

#### 4.2.9. CRT'ler için Ek Testler

Bu test bölüm 3.4.9.1'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.17. CRT Testleri

Monitör No	Artefakt	Moiré	Renk Artefaktı	Fiziksel Kusurlar	Titreme
21	+	+	+	+	+
22	+	+	+	+	+

#### 4.2.10. LCD'ler için Ek Testler

Bu test bölüm 3.4.9.2'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.18. LCD Testleri

Monitör No	Elektronik Çapraz Karışım	Piksel Kusurları (Ölü piksel)
1	+	+
2	+	+
3	+	- (3 adet ölü piksel)
4	+	+
5	+	+
6	+	- (3 adet ölü piksel)
7	+	+
8	+	+
9	+	+
10	+	+
11	+	+
12	+	+

13	+	+
14	+	+
15	+	+
16	+	+
17	+	+
18	+	+
19	+	+
20	+	+
23	+	+
24	-	- (1 adet ölü piksel)
25	+	+
26	+	+
27	+	+
28	+	+
29	+	+
30	+	+
31	+	+
32	+	+
33	+	+
34	+	+
35	+	+

#### 4.2.11. Çok Yönlü Değerlendirmeler

Bu test bölüm 3.4.10'de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.19. Çok Yönlü Değerlendirmeler

Monitör No	TG18-QC	TG18-BR
1	+	+
2	+	+

3	+	+
4	+	+
5	+	+
6	+	+
7	+	+
8	+	-
9	+	+
10	+	+
11	+	+
12	+	+
13	+	+
14	+	+
15	- (Örtüşme kaynaklı)	-
16	+	-
17	- (Örtüşme kaynaklı)	-
18	- (Örtüşme kaynaklı)	-
19	+	+
20	+	+
21	- (Örtüşme kaynaklı)	+
22	- (Örtüşme kaynaklı)	+
23	- (Örtüşme kaynaklı)	-
24	- (Örtüşme kaynaklı)	-
25	+	+
26	+	+
27	- (Örtüşme kaynaklı)	-
28	+	+
29	+	+
30	+	+
31	+	+
32	+	+
33	+	+

34	+	+
35	+	+

#### 4.2.12. MoniQA Değerlendirmesi

Bu test bölüm 3.5’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. Kriterler de bu bahsedilen bölümde anlatılmıştır.

Çizelge 4.20. MoniQA Test Sonuçları

Monitör No	Düşük Kontrast Değerlendirmesi		Genel Değerlendirme	
	Siyah arkaplan, beyaz daireler (4 tane)	Beyaz arkaplan, siyah daireler (4 tane)	Geçti/Kaldı (+/-)	Skor
1	4	4	+	100
2	4	4	+	94
3	3	3	+	99
4	4	4	+	94
5	4	4	+	100
6	4	4	-	89
7	3	3	+	99
8	4	3	+	97
9	4	4	+	100
10	4	4	+	100
11	4	4	+	99
12	4	4	+	99
13	4	4	+	100
14	4	4	+	99
15	4	3	+	85
16	3	3	+	96

17	1	3	-	24
18	3	3	-	27
19	4	4	+	100
20	4	4	+	100
21	3	4	-	79
22	4	4	-	79
23	0	3	-	16
24	0	3	-	17
25	4	4	+	100
26	4	4	+	98
27	3	3	-	77
28	4	3	+	98
29	4	3	+	98
30	4	3	+	98
31	4	3	+	99
32	4	4	+	99
33	4	4	+	99
Ortalama (Minimum- Maksimum)				86.61 (16- 100)

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Monitörlerin geometrik bozulma verileri incelendiğinde, tüm monitörlerin görsel testlerden geçmiş olduğu görülmektedir. CRT'ler kantitatif testlerden de geçmiş olup ölçülen desen çizgileri arasındaki fark AAPM TG18 tarafından önerilen tolerans değeri % 2'den azdır. Dolayısıyla test edilen monitörlerde geometrik bozulmanın görüntü performansına kötü yönde etkisi yoktur.

Ekran yansıma testine gelirsek; yukarıdaki bölümlerde anlatıldığı üzere (Bölüm 3.4.2.7.1) aynasal yansımaya neden olan etken, monitörün kendi iç dinamiklerinden değil ortamda bulunan ışık kaynakları ve yansıtıcı malzemelerden kaynaklanmaktadır. Çizelge 4.4 'ten de görülebileceği gibi testleri yapılan monitörlerden bir çoğu aynasal yansıma testinden kalmışlardır fakat burada sorunlu olan monitörler değildir. Bundan, monitörlerin bulunduğu ortamdaki (iş istasyonları) ışık seviyesi fazlalığı ve ışık kaynaklarının pozisyonlanmasına dikkat edilmediği sonucu çıkarılabilir. Burada hastanelere ve monitörü kullanacak personele önerilebilecek olan şey, iş istasyonlarındaki ışık seviyelerini azaltmaları ve ışık kaynaklarının pozisyonlanmasına dikkat etmeleridir. Zira görülmüştür ki; tüm iş istasyonlarında medikal monitörler, negatoskoplarla yan yana kullanılmaktadırlar. Negatoskoplar ise çok güçlü ışık kaynakları oldukları için ekrandaki aynasal yansımanın en önemli nedenlerindedir. Negatoskopların, monitörde yansımaya neden olmaması için ya monitörde gözlem yapılırken negatoskop kapatılmalı ya da monitörler ve negatoskoplar ayrı odalarda olmalıdırlar. İkinci şıkkın uygulanabilirliği zor olduğu için ilk şık akla daha yakın gelmektedir ve doktorlar da buna özen göstermelidirler. Dağınık yansımaya irdeleyecek olursak; bu yansıma türünde de esas etken ortam ışık seviyesidir. Bu testte kullanılan desenin ortam ışığının olduğu ve olmadığı durumda (perdeyle kapatılarak) karşılaştırılarak fark olup olmadığına bakılmış ve teste katılan LCD monitörlerde herhangi bir fark gözlemlenmemiştir. Yalnız 21 ve 22 nolu CRT monitörler (Gazi Hastanesi Mamo.) bu testten geçememişlerdir. Buradan da anlaşılacağı üzere CRT ekranlar, LCD ekranlara göre ortam ışığından daha çok etkilenirler ve ekranların önyüzlerinde anti-yansıtıcı kaplama ile kullanılmaları daha uygundur. Bu iki yansıma türünün



kantitatif testleri; karmaşık ekipman gerektirdiği ve gerekli geometrinin kurulumunun hastane ortamında zor olmasından dolayı yapılmamıştır.

Test edilen iş istasyonlarındaki çevre ışığı seviyesi, biri dışında (HRS) Çizelge 3.1 de verilen referans değerlerin altında çıkmıştır. Test edilen monitörlerin maksimum aydınlanma değerlerinin ortalaması  $379 \text{ cd/m}^2$ 'dir. ACR 1999, tarafından maksimum aydınlanma için önerilen tolerans değeri  $\geq 170 \text{ cd/m}^2$  dir. 7 monitörün maksimum aydınlanma değeri bu değer altında kalmıştır. Bu monitörlerin dördü MR görüntüleme amaçlı kullanılan monitördür. Maksimum aydınlanma değerleri genellikle monitörlerin ömürleri ve ayırma gücü tehlikeye sokulmayacak şekilde teknik ulaşılabilir maksimum aydınlanmalarının %50'sinde çalıştırılır. Jung 2004, çalışmalarında 20 LCD monitör için ortalama maksimum aydınlanmayı  $410 \text{ cd/m}^2$  olarak vermişlerdir. Bu çalışmada monitörler için bulunan ortalama aydınlanma oranları  $272.84 \text{ cd/m}^2$  olmakla beraber 10 tane monitör için bu değer AAPM tarafından aydınlanma oranı için önerilen değer altında çıkarken, 5 monitörün değeri de sınırda kalmıştır. AAPM tarafından aydınlanma oranı için önerilen değer  $\geq 250 \text{ cd/m}^2$  dir. Önceki bölümlerde belirtildiği gibi (Bölüm 3.2) VeriLUM sisteminin aydınlanma ölçümü yanında aynı zamanda monitörü DICOM 3.14 GSDF'e göre kalibre ettiği belirtilmişti. Aydınlanma tepkisi sonuçlarına bakılacak olursa kalibrasyondan önce, monitörlerin aydınlanma tepkisi yanıt eğrilerinin DICOM 3.14 GSDF aydınlanma yanıt eğrisinden % ortalama sapması 9.76 iken kalibrasyondan sonra % 1.23'e düşmüştür. 13 tane monitörde kalibrasyondan sonra aydınlanma tepkisi eğrisinde önemli ölçüde düzelme olmuştur. Benzer şekilde kontrast tepkisi sonuçlarına bakılacak olursa kalibrasyondan önce, monitörlerin kontrast tepkisi yanıt eğrilerinin GSDF kontrast tepkisi eğrisinden % ortalama sapması 2.35 iken kalibrasyondan sonra % 0.26'ya düşmüştür. Tüm monitörler için kontrast tepkisinin GSDF kontrast tepkisi eğrisinden % sapması AAPM TG-18 tarafından birinci sınıf monitörler için % 10'luk sapma sınırının altında kalmıştır. Jung 2004 tarafından 20 LCD monitör için yapılan çalışmada kontrast tepkisi için DICOM GSDF kontrast tepkisi eğrisinden ortalama sapmayı % 4.84 olarak bulmuştur.

Daha önce kalibrasyon programı olan VeriLUM anlatılırken, görüntüleme indeksinin 1'e yakın olmasının kalibrasyondan sonra aydınlanma tepkisi eğrisinin, istenilen yanıt fonksiyonuna iyi adapte edildiğinin bir göstergesi olduğu belirtilmişti. Çizelge 4.8 incelenirse monitörlerden 19 tane monitörün DI'ı 1, 8 tanesinin DI'ı 2, birer monitörün ise 3 ve 4'tür. Buradan anlaşılacağı üzere monitörlerin büyük bir kısmının istenilen eğriye (DICOM 3.14) en iyi şekilde uydurulmuştur. Aynı tablodan aydınlanma aralığı başına ölçülen JND'lerin, DICOM 3.14'e göre aynı aydınlanma aralığına karşı beklenen JND'lere olan uyumu 22 monitör için mükemmel 5 monitör için iyi, 2 monitör için ise vasat olduğu görülmektedir.

Monitörler için aydınlanmanın uzaysal bağımlılığı (homojenlik) sonuçları incelenecek olursa, monitörün merkezinde ve 4 köşesinden yapılan aydınlanma ölçümlerinden hesaplanan aydınlanmadaki maksimum sapma tüm monitörler için ortalama % 15.8 olarak bulunmuştur. AAPM tarafından birinci sınıf monitörler için önerilen sapma sınırı  $\leq$  % 30'dur. 2 tane monitör için bu değer aşılmıştır. Jung 2004 tarafından 20 LCD için yapılan çalışmada bu değer % 9.2 olarak bulunmuştur. Aydınlanmanın açısal bağımlılığı testlerine bakılacak olursa görsel ve kantitatif sonuçlar arasında büyük farklar gözlemlenmiştir. Görsel testlerde, polar ve azimut yönlerde TG18-CT deseninde kontrastın kaybolmaya başladığı açı değerleri dikey ve yatay yönde merkezden 70 derece iken, kantitatif ölçümlerde ise bu değer yaklaşık 30 derece olarak bulunmuştur. CRT monitörler için yapılan kantitatif testlerde LCD'lere göre polar ve azimut yönlerde daha geniş bir monitör inceleme açısına sahip oldukları görülmüştür. Açısal bağımlılığın CRT'ler için sorun teşkil etmediğini ve LCD'ler için büyük bir sorun olduğunu önceki bölümlerde belirtilmişti. Crespi 2006 tarafından bu test için bulunan açı değerleri yaklaşık 35 derecedir ve bu testte bulunan sonuçlarla uyum içindedir. Samei 2006, LCD'ler için yaptığı kantitatif testte kabul edilebilir inceleme açısının  $\pm 35^0$  bulunmuştur. Hatanaka 2009, yine LCD'ler için yaptığı çalışmasında 0-40<sup>0</sup> açıları arasında görüntü yorumlanma performansında önemli bir değişiklik olmazken 0-60<sup>0</sup> arasında ise istatistiksel olarak önemli bir fark olduğunu belirtilmiştir.

Ekran çözünürlüğünün görsel testinde ise 27. monitör dışında tüm monitörler kabul sınırları içerisinde. AAPM TG18 protokolünde birinci sınıf monitörler için Cx elemanlarının puanlanması her yerde 0 ile 4 arasındadır. Ayırma gücünün kantitatif ölçümünde ise aydınlanma metodu kullanılmıştır. Kantitatif testte, 15-21-22-23-24 no'lu monitörler AAPM TG18 protokolünde önerilen birinci sınıf monitörler için bölgeler arası fark  $< \% 30$ , ikincil monitörler için ise  $< \% 50$  sınırlarının dışarısında kalmıştır. Bunun nedeni de TG18-QC test deseninde yer alan Nyquist çizgi çiftlerinde aliasing (örtüşme) etkisi olmasıdır. Bu etki dikey ve yatay çizgi çiftleri arasında aydınlanma farkını arttırmaktadır. Ayırma gücünün kantitatif ölçüsü olan Nyquist sınırındaki yatay ve dikey çizgi çiftlerinden merkezde ve 4 köşede alınan aydınlanma değerlerindeki % ortalama sapma tüm monitörler için merkezde, sol alt, sol üst, sağ alt, sağ üstte sırasıyla % 16.8, % 16.3, % 17.1, %16.4 ve % 17.3 'tür. Ayırma gücünün çok iyi olmadığı MR monitörleri hesaplamalardan çıkartılırsa aynı değerler sırasıyla sırasıyla % 12.5, % 12.1, % 12.5, %11.2 ve % 11.8 'dir. Çizelge 4.9'a bakılacak olursa ayırma gücünün çok önemli olduğu mamografi monitörlerinde bu oran çok düşükken, ayırma gücünün çok önemli olmadığı MR monitörlerinde ise bu değer çok çok yüksektir.

Ekran gürültüsünü inceleyecek olursak, 17 ve 18 no'lu monitörler dışında, görsel testte tüm monitörler istenen kriterleri sağlamışlardır. Bu kriter, AAPM TG18 AFC desenindeki 4 bölgedeki farklı boyuttaki noktaların görülebilirliğini sorgular. Kantitatif test ise ekipman yetersizliği ve hastane ortamında uygulanabilirliğinin olmaması nedeniyle yapılmamıştır.

Parlama maskelemesi verilerine göz atacak olursak görsel testte 17-18-21-22-23-24 no'lu monitörler kabul sınırlarının dışında kalmışlardır. Kantitatif testte ise 17-21-22 no'lu monitörler başarısızdır. Önceki bölümlerde anlatıldığı gibi parlama maskelemesi CRT'ler için ortaya atılan bir terimdir ve LCD'lerde genelde gözlemlenmez çünkü parlama maskelemesinin kaynağı CRT'lerde kullanılan elektron demetiyle ilgilidir. Bu verilerde de görüldüğü üzere 21-22 no'lu CRT monitörler testte başarısız olmuş ve tezin doğruluğu kanıtlanmıştır. Yapılan kantitatif testte, parlama oranı değerlerinin ortalaması 1071 çıkmıştır ve kabul sınırı

olan 450 değerinden yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Jung 2004'te ise bu değer 2350 olarak belirtilmiştir.

Ekran kromatikliğinin görsel testinde, 3-4-17-18 no'lu monitörler testi geçememişlerdir. Ekran kromatikliğinin kantitatif testi tek bir ekran için yalnızca renkli monitörlerde, monokromatik monitörlerde ise aynı iş istasyonlarında kullanılan eş monitörlerde merkezde ölçülen beyaz desene karşı gelen kromatiklik değerleri ölçülmüştür. Bu ölçümlerden aynı iş istasyonlarında kullanılan eş monitörler arasındaki renk homojenlik parametresi hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalarda eş monitörler ve tek bir monitör ekranı boyunca bu parametrenin AAPM TG18 tarafından önerilen  $<0.01$  değerinden düşük olduğu görülmüştür. Renkli monitörler içinse ekran boyunca 5 noktadan ölçülen kromatiklik değerlerinde hesaplanan renk homojenlik parametresinin ortalaması 0.0093'tür. Monitörler ise tek tek ele alındığında 7 ve 23 no'lu monitörün renk homojenlik parametresi önerilen sınır değerinin altındadır. Görsel testlerde 3-4 ve 17-18 no'lu monitörlerin kendi aralarındaki renk uyumsuzluğundan dolayı başarısız oldukları gözlemlenmiştir. Ayrıca aynı iş istasyonundaki monitörlerin de renk homojenlik parametresinin kabul sınırlarının dahilinde olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 4.16).

TG18-QC görsel değerlendirmelerine alternatif olarak, MoniQA kalite kontrol yazılımı ile yapılan test sonuçları benzer sonuçlar vermiştir. Örneğin AAPM TG18 protokolüne göre genelde iyi sonuçlar veren monitörler, geçerli skorlar almıştır. 17-18-21-22-23-24-27 monitörleri için ilgili yazılımın geçerli skor olan 90 puanın altında kalmıştır. Bu monitörlerin TG18'e göre test sonuçları da diğer monitörlere göre daha düşük performanslı çıkmıştır. MoniQA ile yapılan düşük kontrast objelerin görünürlüğü testinde ise aynı monitörler diğer monitörlere göre daha düşük performans vermiştir. Kontrastla ilgili olan TG18-BR deseninden bu monitörler için elde edilen sonuçlar MoniQA'dan elde edilen sonuçlarla uyumludur.

Ek test verilerini inceleyecek olursak CRT'ler için olan kriterlerin hepsi sınırlar dahilindedir. LCD'lerde ise 3-6-24 no'lu monitörlerde ölü piksel tespit edilmiştir fakat bu değerlerde sınırlar dahilindedir. (ölü piksel  $< 10$ )

Çok yönlü monitör değerlendirmelerinde ise TG18-QC tabanlı değerlendirmede, 15-17-18-21-22-23-24-27 no'lu monitörler sınıfta kalmıştır, hepsinde de neden aynıdır: Nyquist çizgi çiftlerinde oluşan örtüşme (aliasing). TG18-BR tabanlı değerlendirmede de 8-15-16-17-18-23-24 ve 27 no'lu monitörler başarısız olmuştur. Bu testteki başarısızlığın nedeni de monitörlerin kontrast seviyesinin düşük olmasıdır çünkü TG18-BR deseni öncelikle kontrast parametresini test eder.

## KAYNAKLAR

- Anonim. 2007. T.C. MEGEP (Mesleki Eğitim ve Öğretim Sisteminin Güçlendirilmesi Projesi). Sıvı Kristal Gösterge (LCD) TV.
- Anonim. ImageSmiths. Inc. VeriLUM 5.2. "Video Display Calibration and Conformance Tracking" 2006.
- Anonim. 2005. AAPM TG18, "Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems." American Association of Physicists in Medicine (AAPM). task group 18.
- Anonim. NEMA PS3.14-2004. "DICOM Part 14: Grayscale Standard Display Function".
- Badano A. "Principles of Cathode-Ray Tube and Liquid Crystal Display Devices". RSNA 2003.
- Badano A, Flynn MJ. (2000). "A method for measuring veiling glare in high performance display devices." *Appl Optics* 39:2059-2066.
- Barrett HH, Swindell W. *Radiological Imaging: The Theory of Image Formation, Detection and Processing*. New York: Academic Press, 1981.
- Barten PGJ. *Contrast Sensitivity of the Human Eye and Its Effects on Image Quality*. Bellingham, WA: SPIE Press, 1999.
- Barten PGJ. (1993). "Spatio-temporal model for the contrast sensitivity of the human eye and its temporal aspects." *Proc SPIE* 1913:1, 1993.
- Barten PGJ. (1992). "Physical model for the contrast sensitivity of the human eye." *Proc SPIE* 1666:57-72.
- Blume H, Ho AMK, Stevens F, Steven PM. (2001). "Practical aspects of gray-scale calibration of display systems." *Proc SPIE* 4323:28-41.
- Boynton PA, Kelley EF. "Accurate contrast-ratio measurements using a cone mask." 1997 Society for Information Display (SID) Symposium, Digest of Technical Papers, May 11-16, 1997 Boston, MA, Sec. 32.1, pp. 823-826, 1997.
- Briggs SJ. (1987). "Soft-copy display of electro-optical imagery." *Proc SPIE* 762:153-169.

- Briggs SJ. Report D180-25066-1, Manual digital Test Target BTP #4. Boeing Aerospace company, Seattle, Washington, January 1979.
- Carrein G., "10 Reasons To Use A Medical Display System". Barco 2006.
- Castellano JA. (2005). Liquid Gold: The Story of Liquid Crystal Displays and the Creation of an Industry. World Scientific Publishing.
- Crespi A, Bonsignore F, Paruccini N, De Ponti E, Macchi I. "Acceptance tests of Diagnostic Displays in a PACS System according to AAPM TG18". *Physica Medica* Vol:XXII, N.1, January-March 2006.
- Dainty JC, Shaw R. Image Science: Principles, Analysis and Evaluation of Photographic-Type Imaging Processes. London: Academic Press, 1974
- Dwyer SJ, Stewart BK. "Clinical Uses of Grayscale Workstations" in Digital Imaging. WR Hendee and JH Trueblood (eds.). AAPM Medical Physics Monograph No. 22. Madison, WI: Medical Physics Publishing, pp. 241-264, 1993.
- Fetterly KA, Bernatz SN, Groth DS, Hangiandreou NJ. (1998). "Quantitative color measurements for PACS." *Proc SPIE* 2431:328-340.
- Flynn MJ, Couwenhoven M, Eyler WR, Whiting BR, Samei E, Foss DH, Slone R, Marom E. (2001). "Optimal image processing for digital radiography." *Proc SPIE* 4319:298-305.
- Flynn MJ, Badano A. (1999). "Image quality degradation by light scattering in display devices." *J Digit Imaging* 12:50-59.
- Gaskill JD. Linear Systems, Fourier Transforms and Optics. New York: John Wiley & Sons, 1978.
- Gennes PG, Prost J. (1993). The Physics of Liquid Crystals. Oxford: Clarendon Press.
- Hoke CD, Mori H, Bos PJ. "An ultra-wide-viewing angle STN-LCD with a negative-birefringence compensation film." *Proc International Display Research Conference (IDRC)*, pp. 21-24, 1997.
- IEC/CIE, Publication No. 15.2, Colorimetry. 2nd Edition. Vienna, Austria: International Commission on Illumination, Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), 1986.

- Indrajit IK., Verma BS. 2009. Monitor Displays in Radiology: Part 1. *Indian J Radiol Imaging*. Vol 19. Issue 1. 24-28.
- Jacobs J. and Rogge F, Kotre J, Marchal G, Bosmans H.  
 "Preliminary validation of a new variable pattern for daily quality assurance of medical image display devices". *Med. Phys.* 34 (7). July 2007.
- Jung H, Kim HJ, Kang WS, Yoo SK, Fujioka K, Hasegawa M, Samei E.  
 "Assessment of flat panel LCD primary class display performance based on AAPM TG 18 acceptance protocol." *Med. Phys.* 31 (7). July 2004.
- Kıran K. Likit Kristaller. ppt sunumu.
- Kohm KS, Cameron AW, Van Metter RL. (2001). "Visual CRT sharpness estimation using a fiducial marker set" *Proc SPIE* 4319:286-297
- Mc Graw-Hill Science and Technology Encyclopedia. (2002)
- Mertelmeier T, Kocher T. (1996). "Monitor simulations for the optimization of medical soft copies." *Proc SPIE* 2707:322-333.
- Moss H. *Narrow Angle Electron Guns and Cathode Ray Tubes*. San Diego: CA: Academic Press, 1968.
- Muka E, Blume H, Daly S. (1995). "Display of medical images on CRT soft-copy displays: A tutorial." *Proc SPIE* 2431:341-359.
- Nam MS, Wu JW, Choi YJ. "Wide-viewing-angle TFT-LCD with photo-aligned four-domain TN mode. "1997 Society for Information Display (SID) Symposium, Digest of Technical Papers, May 11-16, 1997 Boston, MA, Sec. 32.1, pp. 933-936, 1997.
- Oekel JJv. "Improving the contrast of CRTs under low ambient illumination with a graphite coating." 1995 SID International Symposium Digest of Technical Papers, May 23-25, 1995, Orlando, FL, XXVI, pp. 427-430, 1995.
- Onaygil Ş. *Aydınlatma Aygıt Tasarımı Temel İlkeleri Ders Notları* 2006.
- Robinson MG, Chen J, Sharp GD. *Polarization Engineering for LCD Projection*. (2005). John Wiley & Sons, Ltd.



- Roehrig H, Blume H, Ji TL, Sundareshan MK. (1993). "Noise of CRT Display Systems" Proc SPIE 1897:232-245.
- Roehrig H, Ji TL, Browne M, Dallas WJ, Blume H. (1990b). "Signal-to-noise ratio and maximum information content of images displayed by a CRT." Proc SPIE 1232:115-133.
- Rose A. Vision, Human and Electronic. New York: Plenum Press, 1974
- Samei E, Wright SL. (2004). "The effect of viewing angle response on DICOM compliance of LCD displays." Proc SPIE Med Imag 5371:170-177.
- Samei E, Wright SL. "Viewing angle performance of medical liquid crystal displays". Med Phys. 33 (3), March 2006.
- Shiro H, Morishita J, Hiwasa T, Dogomori K, Toyofuku F, Ohki M, Higashida Y. "Comparison of viewing angle and observer performances in different types of liquid-crystal display monitors" Japan Society of Medical Physics 2009
- Torun Y.. Dijital Radyolojinin Ana Prensipleri 2005.
- VESA, Video Signal Standard (VSIS), Version 1, Rev. 1, Draft 4, Milpitas, CA: Video Electronics Standard Association (VESA), February 14, 2000.
- Wakemoto H, Asada S, Kato N. (1997). "An advanced in-plane switching mode TFT-LCD." 1997 Society for Information Display (SID) Symposium, Digest of Technical Papers, May 11-16, 1997 Boston, MA, Sec. 32.1, pp. 929-932
- Weibrecht M, Spekowius G, Quadflieg P, Blume H. (1997). "Image quality assessment of monochrome for medical soft-copy display. Proc SPIE 3031:232-244.

EK – 1

JND	L(cd/m2)	JND	L(cd/m2)	JND	L(cd/m2)	JND	L(cd/m2)
1	0.0500	44	0.4605	87	1.4222	130	3.1367
2	0.0547	45	0.4759	88	1.4527	131	3.1875
3	0.0594	46	0.4916	89	1.4835	132	3.2387
4	0.0643	47	0.5076	90	1.5148	133	3.2905
5	0.0696	48	0.5239	91	1.5465	134	3.3429
6	0.0750	49	0.5405	92	1.5786	135	3.3958
7	0.0807	50	0.5574	93	1.6111	136	3.4493
8	0.0866	51	0.5746	94	1.6441	137	3.5033
9	0.0927	52	0.5921	95	1.6775	138	3.5579
10	0.0991	53	0.6100	96	1.7113	139	3.6131
11	0.1056	54	0.6281	97	1.7455	140	3.6688
12	0.1124	55	0.6466	98	1.7802	141	3.7252
13	0.1194	56	0.6654	99	1.8153	142	3.782
14	0.1267	57	0.6846	100	1.8508	143	3.8395
15	0.1342	58	0.7040	101	1.8868	144	3.8976
16	0.1419	59	0.7238	102	1.9233	145	3.9563
17	0.1498	60	0.7440	103	1.9601	146	4.0155
18	0.1580	61	0.7644	104	1.9975	147	4.0754
19	0.1664	62	0.7852	105	2.0352	148	4.1358
20	0.1750	63	0.8064	106	2.0735	149	4.1969
21	0.1839	64	0.8278	107	2.1122	150	4.2586
22	0.1931	65	0.8497	108	2.1514	151	4.3209
23	0.2025	66	0.8718	109	2.191	152	4.3838
24	0.2121	67	0.8944	110	2.2311	153	4.4473
25	0.2220	68	0.9172	111	2.2717	154	4.5115
26	0.2321	69	0.9405	112	2.3127	155	4.5763
27	0.2425	70	0.9640	113	2.3543	156	4.6417
28	0.2532	71	0.9880	114	2.3963	157	4.7078
29	0.2641	72	1.0123	115	2.4388	158	4.7745
30	0.2752	73	1.0370	116	2.4817	159	4.8419
31	0.2867	74	1.0620	117	2.5252	160	4.9099
32	0.2984	75	1.0874	118	2.5692	161	4.9785
33	0.3104	76	1.1132	119	2.6137	162	5.0479
34	0.3226	77	1.1394	120	2.6587	163	5.1179
35	0.3351	78	1.1659	121	2.7041	164	5.1886
36	0.3479	79	1.1928	122	2.7501	165	5.2599
37	0.3610	80	1.2201	123	2.7966	166	5.3319
38	0.3744	81	1.2478	124	2.8436	167	5.4046
39	0.3880	82	1.2759	125	2.8912	168	5.478
40	0.4019	83	1.3044	126	2.9392	169	5.5521
41	0.4161	84	1.3332	127	2.9878	170	5.6269
42	0.4306	85	1.3625	128	3.0369	171	5.7024
43	0.4454	86	1.3921	129	3.0866	172	5.7786

<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>
173	5.8555	218	10.1318	263	16.3596	308	25.1961
174	5.9331	219	10.2469	264	16.5249	309	25.4283
175	6.0114	220	10.3629	265	16.6914	310	25.6622
176	6.0905	221	10.48	266	16.8592	311	25.8979
177	6.1702	222	10.598	267	17.0283	312	26.1353
178	6.2508	223	10.7169	268	17.1987	313	26.3744
179	6.332	224	10.8369	269	17.3705	314	26.6153
180	6.414	225	10.9579	270	17.5436	315	26.858
181	6.4968	226	11.0799	271	17.718	316	27.1025
182	6.5803	227	11.2028	272	17.8938	317	27.3488
183	6.6645	228	11.3268	273	18.0709	318	27.5969
184	6.7496	229	11.4518	274	18.2494	319	27.8468
185	6.8354	230	11.5779	275	18.4293	320	28.0985
186	6.9219	231	11.705	276	18.6105	321	28.3521
187	7.0093	232	11.8331	277	18.7931	322	28.6075
188	7.0974	233	11.9622	278	18.9772	323	28.8648
189	7.1863	234	12.0925	279	19.1626	324	29.124
190	7.276	235	12.2237	280	19.3495	325	29.3851
191	7.3665	236	12.3561	281	19.5378	326	29.6481
192	7.4578	237	12.4895	282	19.7275	327	29.913
193	7.55	238	12.624	283	19.9187	328	30.1798
194	7.6429	239	12.7596	284	20.1113	329	30.4486
195	7.7366	240	12.8963	285	20.3054	330	30.7193
196	7.8312	241	13.0341	286	20.5009	331	30.992
197	7.9266	242	13.173	287	20.698	332	31.2667
198	8.0229	243	13.313	288	20.8965	333	31.5434
199	8.1199	244	13.4542	289	21.0966	334	31.822
200	8.2179	245	13.5965	290	21.2981	335	32.1027
201	8.3167	246	13.7399	291	21.5012	336	32.3854
202	8.4163	247	13.8844	292	21.7058	337	32.6702
203	8.5168	248	14.0302	293	21.912	338	32.957
204	8.6182	249	14.177	294	22.1197	339	33.2459
205	8.7204	250	14.3251	295	22.3289	340	33.5369
206	8.8235	251	14.4743	296	22.5398	341	33.83
207	8.9275	252	14.6247	297	22.7522	342	34.1251
208	9.0324	253	14.7763	298	22.9662	343	34.4224
209	9.1382	254	14.9291	299	23.1818	344	34.7219
210	9.2449	255	15.0831	300	23.399	345	35.0235
211	9.3525	256	15.2384	301	23.6179	346	35.3272
212	9.4611	257	15.3948	302	23.8383	347	35.6332
213	9.5705	258	15.5525	303	24.0605	348	35.9413
214	9.6809	259	15.7114	304	24.2842	349	36.2516
215	9.7922	260	15.8716	305	24.5097	350	36.5642
216	9.9044	261	16.033	306	24.7368	351	36.879
217	10.0176	262	16.1957	307	24.9656	352	37.196

<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>
353	37.5153	398	54.4798	443	77.6351	488	109.0364
354	37.8369	399	54.9205	444	78.2346	489	109.8473
355	38.1608	400	55.3643	445	78.8381	490	110.6637
356	38.487	401	55.8112	446	79.4458	491	111.4854
357	38.8155	402	56.2611	447	80.0576	492	112.3127
358	39.1463	403	56.7142	448	80.6735	493	113.1455
359	39.4795	404	57.1704	449	81.2936	494	113.9838
360	39.8151	405	57.6298	450	81.9179	495	114.8278
361	40.153	406	58.0923	451	82.5464	496	115.6773
362	40.4933	407	58.5581	452	83.1792	497	116.5326
363	40.8361	408	59.027	453	83.8163	498	117.3935
364	41.1813	409	59.4992	454	84.4577	499	118.2602
365	41.5289	410	59.9747	455	85.1034	500	119.1326
366	41.879	411	60.4534	456	85.7535	501	120.0109
367	42.2316	412	60.9354	457	86.4079	502	120.895
368	42.5866	413	61.4208	458	87.0668	503	121.785
369	42.9442	414	61.9094	459	87.7302	504	122.6809
370	43.3043	415	62.4015	460	88.398	505	123.5828
371	43.6669	416	62.8969	461	89.0703	506	124.4907
372	44.0321	417	63.3958	462	89.7472	507	125.4047
373	44.3998	418	63.898	463	90.4286	508	126.3247
374	44.7702	419	64.4037	464	91.1147	509	127.2508
375	45.1431	420	64.9129	465	91.8053	510	128.1831
376	45.5187	421	65.4256	466	92.5006	511	129.1215
377	45.8969	422	65.9418	467	93.2006	512	130.0662
378	46.2778	423	66.4615	468	93.9053	513	131.0172
379	46.6613	424	66.9848	469	94.6147	514	131.9745
380	47.0475	425	67.5117	470	95.3289	515	132.9381
381	47.4365	426	68.0422	471	96.048	516	133.9082
382	47.8281	427	68.5763	472	96.7718	517	134.8847
383	48.2225	428	69.114	473	97.5005	518	135.8676
384	48.6197	429	69.6555	474	98.2341	519	136.8571
385	49.0196	430	70.2006	475	98.9726	520	137.8531
386	49.4224	431	70.7495	476	99.7161	521	138.8557
387	49.8279	432	71.3021	477	100.4646	522	139.865
388	50.2363	433	71.8585	478	101.2181	523	140.881
389	50.6475	434	72.4187	479	101.9767	524	141.9037
390	51.0616	435	72.9827	480	102.7403	525	142.9331
391	51.4786	436	73.5505	481	103.5091	526	143.9694
392	51.8985	437	74.1222	482	104.283	527	145.0125
393	52.3213	438	74.6978	483	105.0621	528	146.0625
394	52.747	439	75.2773	484	105.8464	529	147.1195
395	53.1757	440	75.8608	485	106.6359	530	148.1835
396	53.6074	441	76.4482	486	107.4308	531	149.2545
397	54.0421	442	77.0396	487	108.2309	532	150.3326

<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>
533	151.4178	578	208.4179	623	284.8841	668	387.2793
534	152.5101	579	209.8851	624	286.8504	669	389.9105
535	153.6097	580	211.3618	625	288.8294	670	392.5587
536	154.7166	581	212.8482	626	290.8213	671	395.2241
537	155.8307	582	214.3444	627	292.8262	672	397.9068
538	156.9523	583	215.8503	628	294.8442	673	400.6069
539	158.0812	584	217.3661	629	296.8752	674	403.3245
540	159.2175	585	218.8919	630	298.9195	675	406.0596
541	160.3614	586	220.4276	631	300.977	676	408.8125
542	161.5128	587	221.9733	632	303.048	677	411.5833
543	162.6718	588	223.5292	633	305.1324	678	414.3719
544	163.8384	589	225.0952	634	307.2304	679	417.1787
545	165.0128	590	226.6715	635	309.342	680	420.0036
546	166.1948	591	228.2581	636	311.4673	681	422.8468
547	167.3847	592	229.855	637	313.6065	682	425.7085
548	168.5824	593	231.4624	638	315.7595	683	428.5886
549	169.788	594	233.0803	639	317.9266	684	431.4875
550	171.0015	595	234.7088	640	320.1077	685	434.4051
551	172.223	596	236.3479	641	322.303	686	437.3415
552	173.4526	597	237.9977	642	324.5126	687	440.297
553	174.6902	598	239.6583	643	326.7365	688	443.2717
554	175.936	599	241.3297	644	328.9749	689	446.2655
555	177.19	600	243.012	645	331.2278	690	449.2788
556	178.4522	601	244.7054	646	333.4953	691	452.3116
557	179.7227	602	246.4097	647	335.7776	692	455.364
558	181.0016	603	248.1252	648	338.0747	693	458.4361
559	182.2889	604	249.8519	649	340.3867	694	461.5282
560	183.5846	605	251.5899	650	342.7137	695	464.6402
561	184.8889	606	253.3392	651	345.0558	696	467.7724
562	186.2017	607	255.0999	652	347.4131	697	470.9249
563	187.5232	608	256.8721	653	349.7858	698	474.0977
564	188.8533	609	258.6559	654	352.1738	699	477.2911
565	190.1921	610	260.4512	655	354.5773	700	480.5052
566	191.5398	611	262.2583	656	356.9964	701	483.74
567	192.8963	612	264.0772	657	359.4312	702	486.9958
568	194.2617	613	265.9079	658	361.8818	703	490.2726
569	195.636	614	267.7506	659	364.3483	704	493.5706
570	197.0194	615	269.6052	660	366.8308	705	496.89
571	198.4119	616	271.472	661	369.3294	706	500.2308
572	199.8134	617	273.3509	662	371.8442	707	503.5932
573	201.2242	618	275.242	663	374.3754	708	506.9774
574	202.6442	619	277.1455	664	376.9229	709	510.3835
575	204.0735	620	279.0614	665	379.4869	710	513.8116
576	205.5122	621	280.9897	666	382.0676	711	517.2619
577	206.9603	622	282.9306	667	384.665	712	520.7344

<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>
713	524.2294	758	707.2613	803	951.7966	848	1278.495
714	527.7471	759	711.9615	804	958.0758	849	1286.885
715	531.2874	760	716.6921	805	964.3956	850	1295.329
716	534.8507	761	721.4531	806	970.7561	851	1303.827
717	538.437	762	726.245	807	977.1578	852	1312.381
718	542.0465	763	731.0678	808	983.6008	853	1320.99
719	545.6793	764	735.9217	809	990.0853	854	1329.654
720	549.3356	765	740.807	810	996.6118	855	1338.374
721	553.0155	766	745.7238	811	1003.18	856	1347.151
722	556.7192	767	750.6723	812	1009.791	857	1355.984
723	560.4469	768	755.6529	813	1016.445	858	1364.875
724	564.1986	769	760.6655	814	1023.142	859	1373.823
725	567.9746	770	765.7106	815	1029.882	860	1382.829
726	571.775	771	770.7882	816	1036.665	861	1391.893
727	575.6	772	775.8986	817	1043.493	862	1401.016
728	579.4497	773	781.042	818	1050.364	863	1410.197
729	583.3242	774	786.2187	819	1057.28	864	1419.438
730	587.2238	775	791.4287	820	1064.24	865	1428.739
731	591.1486	776	796.6724	821	1071.246	866	1438.1
732	595.0988	777	801.95	822	1078.296	867	1447.522
733	599.0744	778	807.2616	823	1085.392	868	1457.004
734	603.0758	779	812.6075	824	1092.534	869	1466.548
735	607.103	780	817.988	825	1099.722	870	1476.153
736	611.1563	781	823.4031	826	1106.957	871	1485.821
737	615.2357	782	828.8533	827	1114.238	872	1495.551
738	619.3415	783	834.3386	828	1121.567	873	1505.344
739	623.4738	784	839.8594	829	1128.942	874	1515.201
740	627.6328	785	845.4158	830	1136.366	875	1525.121
741	631.8187	786	851.0081	831	1143.837	876	1535.105
742	636.0316	787	856.6365	832	1151.357	877	1545.154
743	640.2717	788	862.3012	833	1158.925	878	1555.268
744	644.5392	789	868.0025	834	1166.542	879	1565.447
745	648.8343	790	873.7407	835	1174.208	880	1575.693
746	653.1571	791	879.5158	836	1181.924	881	1586.004
747	657.5079	792	885.3283	837	1189.689	882	1596.382
748	661.8867	793	891.1783	838	1197.505	883	1606.828
749	666.2939	794	897.0661	839	1205.371	884	1617.341
750	670.7295	795	902.9919	840	1213.289	885	1627.922
751	675.1937	796	908.9559	841	1221.257	886	1638.571
752	679.6868	797	914.9585	842	1229.277	887	1649.29
753	684.2089	798	920.9998	843	1237.348	888	1660.078
754	688.7602	799	927.0801	844	1245.472	889	1670.935
755	693.3409	800	933.1997	845	1253.648	890	1681.863
756	697.9512	801	939.3588	846	1261.877	891	1692.862
757	702.5913	802	945.5577	847	1270.16	892	1703.931

<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>	<b>JND</b>	<b>L(cd/m2)</b>
893	1715.073	927	2140.044	961	2669.471	995	3329.318
894	1726.286	928	2154.011	962	2686.874	996	3351.014
895	1737.573	929	2168.069	963	2704.391	997	3372.852
896	1748.932	930	2182.217	964	2722.022	998	3394.831
897	1760.365	931	2196.458	965	2739.767	999	3416.954
898	1771.872	932	2210.791	966	2757.627	1000	3439.221
899	1783.453	933	2225.217	967	2775.604	1001	3461.633
900	1795.109	934	2239.736	968	2793.697	1002	3484.191
901	1806.841	935	2254.35	969	2811.908	1003	3506.897
902	1818.649	936	2269.058	970	2830.238	1004	3529.75
903	1830.533	937	2283.862	971	2848.687	1005	3552.752
904	1842.494	938	2298.762	972	2867.255	1006	3575.903
905	1854.533	939	2313.759	973	2885.944	1007	3599.206
906	1866.65	940	2328.853	974	2904.755	1008	3622.661
907	1878.845	941	2344.045	975	2923.688	1009	3646.268
908	1891.119	942	2359.335	976	2942.745	1010	3670.03
909	1903.473	943	2374.725	977	2961.925	1011	3693.946
910	1915.906	944	2390.214	978	2981.23	1012	3718.018
911	1928.42	945	2405.804	979	3000.66	1013	3742.248
912	1941.016	946	2421.496	980	3020.217	1014	3766.635
913	1953.693	947	2437.289	981	3039.902	1015	3791.181
914	1966.452	948	2453.185	982	3059.714	1016	3815.888
915	1979.294	949	2469.184	983	3079.655	1017	3840.755
916	1992.219	950	2485.286	984	3099.726	1018	3865.785
917	2005.227	951	2501.494	985	3119.927	1019	3890.978
918	2018.32	952	2517.806	986	3140.26	1020	3916.335
919	2031.498	953	2534.225	987	3160.726	1021	3941.858
920	2044.762	954	2550.75	988	3181.324	1022	3967.547
921	2058.111	955	2567.382	989	3202.057	1023	3993.404
922	2071.547	956	2584.123	990	3222.924		
923	2085.07	957	2600.972	991	3243.928		
924	2098.68	958	2617.931	992	3265.068		
925	2112.379	959	2634.999	993	3286.346		
926	2126.167	960	2652.179	994	3307.762		

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ersin Kamberli

Doğum Yeri : Nazilli / AYDIN

Doğum Tarihi: 11.01.1985

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

### Eğitim Durumu

Lise : Kolej Ayşeabla Fen Lisesi (2000-2003)

Lisans : Başkent Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü (2003-2007)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı (2008-2011)