

**HASTA ÖZELLİKLERİNE GÖRE TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE
RADYASYON DOZ AZALTIMI**

Gizem Gül KOÇ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ENDÜSTRİ MÜHENDİSLİĞİ**

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2015

ANKARA

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksik atıf yapıldığını bildiririm.

Gizem Gül KOÇ

Üniveristesi : **TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi**
Enstitü : **Fen Bilimleri**
Ana Bilim Dalı : **Endüstri Mühendisliği**
Tez Danışmanları : **Prof. Dr. Tahir Hanalioğlu**
Tez Türü ve Tarihi : **Yüksek Lisans - ARALIK 2015**

Gizem Gül KOÇ

HASTA ÖZELLİKLERİNE GÖRE TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE DOZ AZALTIMI

ÖZET

Tanı ve tedavi amaçlı bilgisayarlı tomografi (BT) kullanımının artmasıyla BT incelemeleri esnasında hastaların aldığı x-ışın dozu da artmaktadır. Radyasyonun zararlı etkilerini azaltmak için hastanın aldığı radyasyon dozunun azaltılması önemli bir konudur. Bilgisayarlı tomografi doz azaltımı ile ilgili birçok çalışma olmasına rağmen bu konu henüz gelişme aşamasındadır. Hastanın maruz kaldığı mümkün olan en az radyasyon dozu ile en kaliteli görüntüyü elde etmek önemlidir. Bu çalışmada hastaya ait parametrelerin hastanın aldığı doza ve görüntü kalitesine etkisini belirlemek amaçlanmıştır.

Çalışmaya rutin toraks BT incelemesi yapılan 230 hasta alınmış, Toraks BT incelemeleri 16 detektörlü çok kesitli BT ile, sabit 110 kilovolt, otomatik değişken miliamper ve rutin çekim parametreleri kullanılarak elde olunmuştur. Cihazın otomatik verdiği doz bilgileri BT doz indeksi (CTDI), DLP, ve alınan doz, uygulanan BT inceleme parametreleri (efektif mAs, kesit kalınlığı sabit, uygulanan kernel sabit), hasta bilgileri (yaş, cins, vücut kitle indeksi) ve ölçümleri (vücut kalınlığı-1, vücut kalınlığı -2, toraks duvar kalınlığı, kemik yoğunluğu) kaydedilmiştir. Hastanın kişisel özelliklerinin hastanın aldığı doz miktarına ve görüntü kalitesi parametreleri üzerine etkileri, yapay sinir ağları, lineer regresyon analizi ile araştırılmıştır. MATLAB programı ile hasta özellikleri ve çıktılar arasında bir fonksiyonel ilişki elde edilmiş ve buna bağlı olarak matematiksel modelleme yaklaşımı uygulanmıştır.

University : TOBB University of Economics and Tecnology
Institution : Institute of Natural and Applied Science
Department : Industrial Engineering
Thesis Advisors : Prof. Dr. Tahir HANALIOĞLU
Type and Date Of The Thesis : Master's Degree, December 2015

Gizem Gül KOÇ

**RADIATION DOSE REDUCTION ON TORAX COMPUTER
TOMOGRAPHY (CT) ACCORDING TO PATIENT FEATURES**

ABSTRACT

By the increase of computed tomography (CT) which is used for diagnosis and treatment, also the dose patients receive during x-ray CT scan is have been increased. To reduce the harmful effects of radiation, reducing radiation dose which received by the patient is an important issue. Although there are many studies on computed tomography dose reduction, this topic is still under development. It is important to minimize the dose that patient is exposed and to achieve the highest quality of image. In this study, it is aimed to determine effects of the parameters of the patients on radiation dose and image quality.

The study included 230 patients who received routine CT examination and this CT examination is achieved by using a 16 slices CT scanner, fixed 110 kilovolts, automatic variable milliamp and parameters of routine and shooting. The information that device provides automatically about dose; CT dose index (CTDI), doe length product (DLP) and the dose received by the patient, the parameters of CT examination (effective mAs, fix slice thickness, applied stable kernel), information of the patient (age, gender, body mass index) and the measurements (body-thickness-1, body thickness-2, chest wall thickness, bone density) was recorded. The effect of patients' personal characteristics on the amount of the dose that patient received and on the image quality was investigated by linear analysis. The functional relations between patients' features and output parameters was obtained and accordingly mathematical modelling was established.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim süresince bana her konuda yardımcı olan ve tezin her aşamasında bana yol gösteren danışman hocam Prof. Dr. Tahir HANALIOĞLU'na tüm içtenliğimle teşekkür ederim.

Tez metnin iyileştirilmesi ve zenginleştirmesindeki katkılarından dolayı sayın hocam Prof. Dr. Ali KOKANGÜL'e teşekkür ederim.

Çalışmanın uygulama aşamasında, gerekli verileri sağlayarak yardımcı olan Prof. Dr. Zafer Koç'a teşekkür ederim.

Çalışmama katkıları olan arkadaşlarım Başak GEVER'e ve Cansu DAĞSUYU'na teşekkür ederim.

Çalışma süresince her konuda desteğini esirgemeyen aileme en içten sevgilerim ile çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
RESİMLER LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi.....	10
1.2. Çalışmanın Amacı ve Kapsamı.....	10
1.4. Orijinal Katkıları.....	10
2. BT DOZ AZALTIM GELİŞİMİ.....	12
3. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	19
4. MATERYAL VE METOD.....	23
4.1. Materyal.....	23
4.1.1. Çalışmada Kullanılan Veriler.....	23
4.1.2. Cihaz ve Parametreler.....	24
4.1.3. Ölçümler.....	25
4.1.4. Çalışmada Kullanılan Yazılımlar.....	31
4.2. Metod.....	31
4.2.1. Regresyon Analizi.....	31
4.2.2. Yapay Sinir Ağı.....	32
4.2.3. Çalışmada Önerilen Yaklaşım.....	34
4.2.4. Matematiksel Modelleme Yaklaşımı.....	40
5. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	42
5.1. Bulgular.....	42
5.1.1. İstatistiksel Analiz.....	43
5.1.2.1. Yapay Sinir Ağları.....	48
5.1.2.2. Yapay Sinir Ağları Yaklaşımının Testi.....	50
5.1.3. Çalışmada Önerilen Yaklaşımın Uygulanması.....	56
5.1.4. Matematiksel Modelleme Yaklaşımının Uygulanması.....	60
5.2. Tartışma.....	65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	68
7. KAYNAKLAR.....	69
8. EKLER.....	78
EK-1.....	79
EK-2.....	102
9. ÖZGEÇMİŞ.....	104

ÇİZELGELER LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 1.1. Radyasyon dozunu etkileyen BT teknik parametreleri.....	9
Çizelge 4.1. Kişisel Parametreler.....	24
Çizelge 4.2. Çıktı parametreleri.....	24
Çizelge 4.3. Tipik doz örnekleri.....	28
Çizelge 5.1. Hastaların kişisel ve çıktı parametreleri.....	43
Çizelge 5.2. Kullanılan Kişisel Parametreler.....	42
Çizelge 5.3. Kullanılan Çıktı parametreleri.....	42
Çizelge 5.4. Regresyon analizi sonuçları.....	44
Çizelge 5.5. Hasta vücut özellikleri ile CTDI arasında regresyon analiz sonuçları.....	45
Çizelge 5.6. Hasta vücut özellikleri ile DLP arasında regresyon analiz sonuçları.....	46
Çizelge 5.7. Hasta vücut özellikleri ile alınan doz arasında regresyon analiz sonuçları.....	47
Çizelge 5.8. Katman Sayının Değişimine Bağlı Regresyon Analizi Sonuçları.....	48
Çizelge 5.9.10 Yeni Hastanın Girdi ve Çıktı Parametreleri.....	51
Çizelge 5.10. CTDI için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	52
Çizelge 5.11. DLP için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	53
Çizelge 5.12. Yağ Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	53
Çizelge 5.13. Hava Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	53
Çizelge 5.14. Aort Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	54
Çizelge 5.15. Kas Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	54
Çizelge 5.16. Hava Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	54
Çizelge 5.17. Yağ Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	55
Çizelge 5.18. Aort Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	55
Çizelge 5.19. Kas Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	55
Çizelge 5.20. Skor için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	56
Çizelge 5.21. DLP.0.0014 için Mutlak Sapma, Bağlı Hata ve Uygunluk Yüzdesi.....	56
Çizelge 5.22. CTDI için fonksiyonlar ve R^2	57
Çizelge 5.23. DLP için için fonksiyonlar ve R^2	57
Çizelge 5.24. DLPx0.0014 için için fonksiyonlar ve R^2	58
Çizelge 5.25. Havastd için için fonksiyonlar ve R^2	58
Çizelge 5.26. Havasg için için fonksiyonlar ve R^2	59
Çizelge 5.27. Yağsg için için fonksiyonlar ve R^2	59
Çizelge 5.28. Yağstd için için fonksiyonlar ve R^2	60
Çizelge 5.29. Kadın Hastalarda Alınan Dozun Regresyon Analizi Sonuçları.....	62
Çizelge 5.30. Erkek Hastalarda Alınan Dozun Regresyon Analizi Sonuçları.....	63

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 4.1. Erkek – Kadın Hasta Sayısı.....	23
Şekil 4.2. Hastaların Vücut Kitle İndeksine Göre Dağılımı.....	25
Şekil 4.3. Cinsiyete Göre Vücut Kitle İndeksi Dağılımı.....	25
Şekil 4.4. Yapay Sinir Ağı Modeli.....	33
Şekil 4.5. Excel'e girilen veri örneği.....	35
Şekil 4.6. Verilerin ortalamasının alınması.....	35
Şekil 4.7. Verilerin ortalamalarının alınması.....	36
Şekil 4.8. Verilerin aralarının doldurulması.....	36
Şekil 4.9. Verilerin aralarının doldurulması.....	37
Şekil 4.10. Verilerin aralarının doldurulması.....	37
Şekil 4.11. Araları doldurulmuş veri örneği.....	38
Şekil 4.12. Verilerin 3'lü hareketli ortalamasının alınması.....	38
Şekil 4.13. Verilerin 3'lü ve 2'li ortalamasının alınması.....	39
Şekil 4.14. Verilerin son hali.....	39
Şekil 4.15. Matlab verilerin fonksiyonel ilişki grafiği çıktısı.....	40
Şekil 5.1. Yapay Sinir Ağı Modeli Sonuçları.....	48
Şekil 5.2. Regresyon Analizi Grafikleri.....	49
Şekil 5.3. Yapay Sinir Ağı Hata Histogramı.....	50
Şekil B.5.1. Erkek hastalarda vki ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	78
Şekil B.5.2. Kadın hastalarda vki ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	78
Şekil B.5.3. Kadın hastalarda vk1 ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	78
Şekil B.5.4. Erkek hastalarda vk1 ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	79
Şekil B.5.5. Erkek hastalarda vk2 ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	79
Şekil B.5.6. Kadın hastalarda vk2 ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	79
Şekil B.5.7. Kadın hastalarda dk ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	80
Şekil B.5.8. Erkek hastalarda dk ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	80
Şekil B.5.9. Erkek hastalarda mA ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	80
Şekil B.5.10. Kadın hastalarda mA ile CTDI arasındaki fonksiyon.....	81
Şekil B5.11. Kadın hastalarda vki ile DLP arasındaki fonksiyon.....	81
Şekil B5.12. Erkek hastalarda vki ile DLP arasındaki fonksiyon.....	81
Şekil B.5.13. Kadın hastalarda vk1 ile DLP arasındaki fonksiyon.....	82
Şekil B.5.14. Erkek hastalarda vk1 ile DLP arasındaki fonksiyon.....	82
Şekil B.5.15. Kadın hastalarda vk2 ile DLP arasındaki fonksiyon.....	82
Şekil B.5.16. Erkek hastalarda vk2 ile DLP arasındaki fonksiyon.....	83
Şekil B.5.17. Kadın hastalarda dk ile DLP arasındaki fonksiyon.....	83
Şekil B.5.18. Erkek hastalarda dk ile DLP arasındaki fonksiyon.....	83
Şekil B.5.19. Kadın hastalarda mA ile DLP arasındaki fonksiyon.....	84
Şekil B.5.20. Erkek hastalarda mA ile DLP arasındaki fonksiyon.....	84
Şekil B.5.21. Kadın hastalarda vki v ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	84
Şekil B.5.22. Erkek hastalarda vki ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	85
Şekil B.5.23. Kadın hastalarda vk1 ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	85
Şekil B.5.24. Erkek hastalarda vk1 ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	85
Şekil B.5.25. Kadın hastalarda vk2 ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	86
Şekil B.5.26. Erkek hastalarda vk2 ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	86

Şekil B.5.27. Kadın hastalarda dk ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	86
Şekil B.5.28. Erkek hastalarda dk ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	87
Şekil B.5.29. Kadın hastalarda mA ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	87
Şekil B.5.30. Erkek hastalarda mA ile DLP00014 arasındaki fonksiyon.....	87
Şekil B.5.31. Kadın hastalarda vki ile havastd arasındaki fonksiyon.....	88
Şekil B.5.32. Erkek hastalarda vki ile havastd arasındaki fonksiyon.....	88
Şekil B.5.33. Kadın hastalarda vk1 ile havastd arasındaki fonksiyon.....	88
Şekil B.5.34. Erkek hastalarda vk1 ile havastd arasındaki fonksiyon.....	89
Şekil B.5.35. Erkek hastalarda vk2 ile havastd arasındaki fonksiyon.....	89
Şekil B.5.36. Kadın hastalarda vk2 ile havastd arasındaki fonksiyon.....	89
Şekil B.5.37. Kadın hastalarda dk ile havastd arasındaki fonksiyon.....	90
Şekil B.5.38. Erkek hastalarda dk ile havastd arasındaki fonksiyon.....	90
Şekil B.5.39. Erkek hastalarda mA ile havastd arasındaki fonksiyon.....	90
Şekil B.5.40. Kadın hastalarda mA ile havastd arasındaki fonksiyon.....	91
Şekil B.5.41. Kadın hastalarda vki ile havasg arasındaki fonksiyon.....	91
Şekil B.5.42. Erkek hastalarda vki ile havasg arasındaki fonksiyon.....	91
Şekil B.5.43. Kadın hastalarda vk1 ile havasg arasındaki fonksiyon.....	92
Şekil B.5.44. Erkek hastalarda vk1 ile havasg arasındaki fonksiyon.....	92
Şekil B.5.45. Kadın hastalarda vk2 ile havasg arasındaki fonksiyon.....	92
Şekil B.5.46. Erkek hastalarda vk2 ile havasg arasındaki fonksiyon.....	93
Şekil B.5.47. Kadın hastalarda dk ile havasg arasındaki fonksiyon.....	93
Şekil B.5.48. Erkek hastalarda dk ile havasg arasındaki fonksiyon.....	93
Şekil B.5.49. Kadın hastalarda mA ile havasg arasındaki fonksiyon.....	94
Şekil B.5.50. Erkek hastalarda mA ile havasg arasındaki fonksiyon.....	94
Şekil B.5.51. Kadın hastalarda vki ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	94
Şekil B.5.52. Erkek hastalarda vki ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	95
Şekil B.5.53. Kadın hastalarda vk1 ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	95
Şekil B.5.54. Erkek hastalarda vk1 ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	95
Şekil B.5.55. Kadın hastalarda vk2 ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	96
Şekil B.5.56. Erkek hastalarda vk2 ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	96
Şekil B.5.57. Kadın hastalarda dk ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	96
Şekil B.5.58. Erkek hastalarda dk ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	97
Şekil B.5.59. Kadın hastalarda mA ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	97
Şekil B.5.60. Erkek hastalarda mA ile yagstd arasındaki fonksiyon.....	97
Şekil B.5.61. Kadın hastalarda vki ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	98
Şekil B.5.62. Erkek hastalarda vki ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	98
Şekil B.5.63. Kadın hastalarda vk1 ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	98
Şekil B.5.64. Erkek hastalarda vk1 ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	99
Şekil B.5.65. Kadın hastalarda vk2 ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	99
Şekil B.5.66. Erkek hastalarda vk2 ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	99
Şekil B.5.67. Kadın hastalarda dk ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	100
Şekil B.5.68. Erkek hastalarda dk ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	100
Şekil B.5.69. Kadın hastalarda mA ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	100
Şekil B.5.70. Erkek hastalarda mA ile yagsg arasındaki fonksiyon.....	101

RESİMLER LİSTESİ

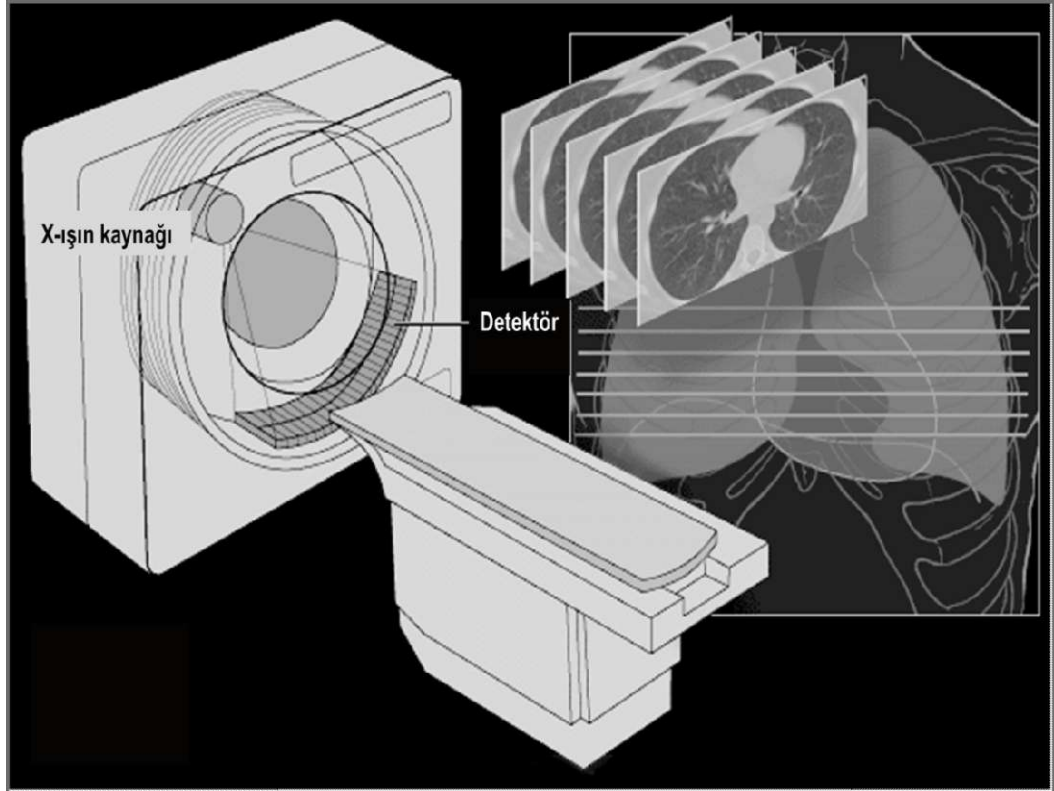
	Sayfa
Resim 1.1. BT cihazı ve toraks kesit görüntü örnekleri.....	1
Resim 1.2. BT cihazında spiral tarama hasta (masa) hareketleri.....	3
Resim 1.3. Spiral BT cihazında tüp ve detektör hareketleri.....	4
Resim 1.4. Abdominal BT’de doz optimisyonunda enerji teknikleri.....	7
Resim 1.5. Rutin toraks BT incelemede otomatik tüp akım modülasyonunun nisbi Tüp akımı ve nisbi görüntü gürültüsü olarak koronal düzlemdeki toraks- abdomen-pelvis BT.....	8
Resim 2.1. Hassas organlar için koruma.....	14
Resim 2.2. Ultra Düşük Doz BT MBIR Model-based iterative reconstruction (VEOGE).....	15
Resim 2.3. kVp azaltımı.....	16
Resim 2.4. Kitle Atenuasyon Eğrileri.....	17
Resim 2.5. kVp azaltımı.....	17
Resim 2.6. Otomatik Tüp Voltaj Seçimi.....	18
Resim 4.1. Vücut kalınlığı-1 ölçümü.....	26
Resim 4.2. Vücut kalınlığı-2 ölçümü.....	26
Resim 4.3. BT cihazının doz raporu örneği.....	26
Resim 4.4. Toraks duvarı ölçüm örneği.....	27
Resim 4.5. Kemik dansitesi ölçüm örneği.....	27
Resim 4.6. Ciltaltı yağ dokusu ve hava noiz ölçüm örneği.....	30
Resim 4.7. İnen aortada noiz ölçüm örneği.....	30

KISALTMALAR

AIDR 3D	Adaptive Iterative Dose Reduction 3D
ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
CNR	Contrast-to-noise ratio
CT	Computed tomography
CTDI_{vol}	Volume Computed tomography dose index
DLP	Dose-length product
FBP	Filtered back-projection
HU	Hounsfield units
IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space
MBIR	Model-Based Iterative Reconstruction
SAFIRE	Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction
SNR	Signal-to-noise ratio

1.GİRİŞ

Bilgisayarlı kesit görüntü oluşturma anlamına gelen Bilgisayarlı Tomografi kelime anlamıyla; eski yunanca kelimeler olan Tomo (kesit) ve Graphy (görüntü)'den oluşmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) Röntgen ışını (X-ışını) kullanarak çalışan bir yöntem olup hastalıkların tanı ve takibinde kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi vücudun belli bir bölgesinin kesit görüntüsünü oluşturabilme yeteneğine sahip ve diğer X-ışın cihazları gibi bir X-ışını tüpüne sahiptir. Bilgisayarlı tomografi cihazının sabit bir tüp yerine, bir gantri üzerine monte edilmiş hareketli bir tüpü vardır. Gantri içindeki tüp ve detektör hasta etrafında sürekli ve belirli bir hızda dönerek istenilen vücut bölgesini tarar. Bu tarama esnasında X-ışını tüpünden verilen ve BT detektörüne gelen veriler toplanarak görüntü işleme bilgisayarlarıyla BT görüntüleri oluşturur [1-4].



Resim 1.1. BT cihazı ve toraks kesit görüntü örnekleri (1)

Bilgisayarlı tomografi cihazı gantri, kabinetler, görüntü işleme ve operatör bilgisayarları olmak üzere toplam üç ana kısımdan oluşur.

Gantri, BT'nin ilk ve en önemli bileşeni olup dönen halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tüpün karşı tarafında da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantri yapısındaki X-ışını tüpü ve karşıdaki detektör belirli bir hızla dönerek ve belirli zaman ve dozda ışın gönderir ve detektörden sinyalleri alır, görüntüleri oluşturmak üzere kabinetlere gönderir [1-4].

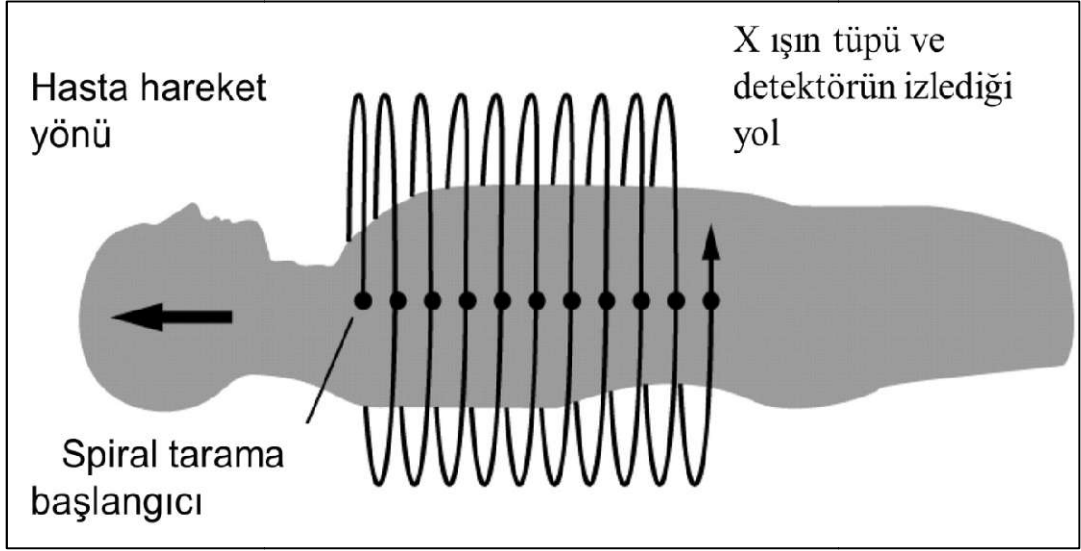
Kabinetler, gantrinin dönüş sürekliliğini sağlayan kısımlarını taşırlar, bunun yanında görüntü bilgisayarı ile gantrinin veri akışı için arayüzü oluşturur. Kabinetlerde gantri hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları bulunur.

Görüntü İşleme ve Operatör Bilgisayarları ise cihazın üçüncü ve son bileşenidir. BT cihazında bulunan bilgisayarlar cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalardır. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla görüntü işlem bilgisayarına gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen sinyalleri yorumlar. Yorumlanan sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan operatör bilgisayarına iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları alınabilir ya da görüntüler (sekanslar) yeniden oluşturulabilir [1-4].

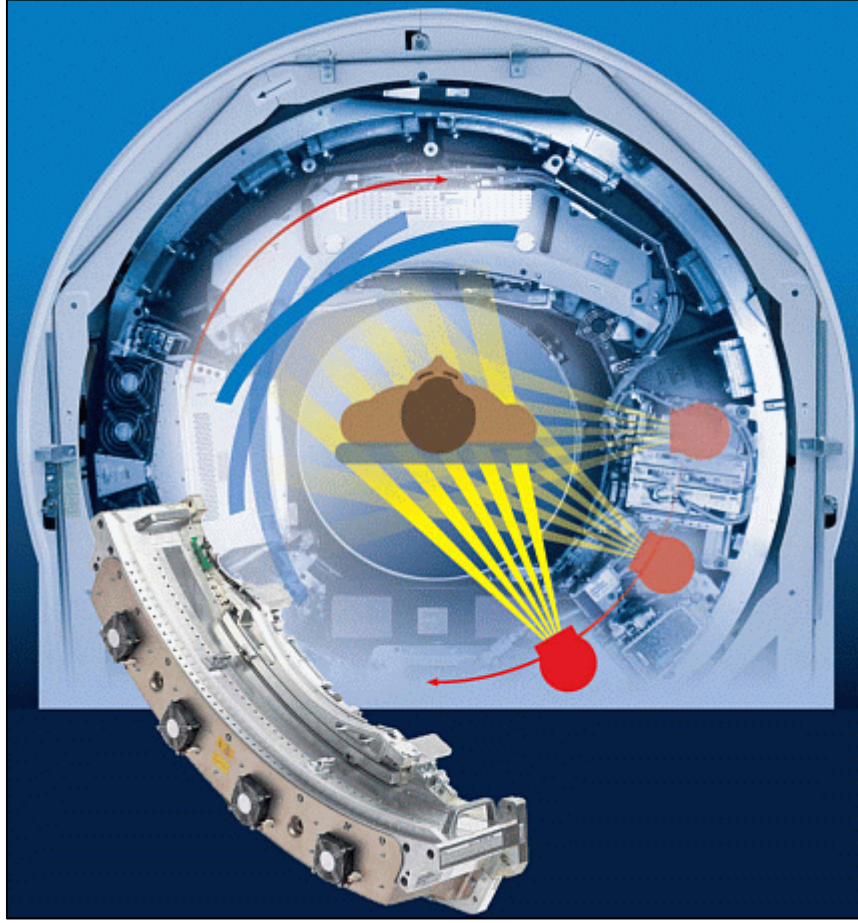
İnceleme sırasında hasta bilgisayarlı tomografi cihazının masasına hareket etmeksizin yatırılır. İstenilen görüntüyü elde etmek için ihtiyaç duyulan kesitlere uygun gelecek şekilde masa elle ya da uzaktan kumanda ile cihazın "gantri" ünitesi içindeki açıklığına alınır. Bir bilgisayara bağlı olan bu Cihaz; X-ışını tüpünü masa uygun kesit pozisyonuna geldiği anda aktifleştirerek gantri'de bulunan detektörleriyle hastadan geçen ve görüntü bilgilerini taşıyan X-ışını demetlerini absorbe eder.

Detektörden algılanan X-ışını absorpsiyon bilgileri sayısal veriler şeklinde kaydedilir ve BT cihazının görüntü bilgisayarlarında işlenerek BT görüntüleri oluşturulur. Sonuçta dokuların birbiri ardı sıra kesitsel görüntüleri oluşturulur. Oluşturulan görüntüler bilgisayar ekranından izlenebilir ya da bu görüntüler tekrar bilgisayar

ekranına getirmek üzere elektronik kayıt ortamlarında depolanır, gerektiğinde filme aktarılabilir.



Resim 1.2. BT cihazında spiral tarama hasta (masa) hareketleri [5]



Resim 1.3. Spiral BT cihazında tüp ve detektör hareketleri [6]

BT'nin görüntü verisi elde etme yöntemi: X-ışınları demet halinde ve homojen bir ortamdan geçerken, ortam ile etkileşime bağlı olarak azalım (doku tarafından emilir) gösterir. Görüntü bir gri-skala resmi olarak bilgisayar yardımıyla yeniden üretilir. Burada yüksek emilim değeri gri skalada açık (aydınlık) tonlarda, düşük emilim değeri ise koyu (karanlık) tonlarda görünür. Görüntüleme için vücut dokusunun emilim değeri, aşağıdaki formül ile açıklanan suyun emilim değerinden kaynaklanan bağıl değeri gösteren, binlerce parça BT değeri olarak verilir. $BT \text{ değeri} = (m \times m / w / m \times w) 1000 [HU]$ + X=Dokunun doğrusal zayıflatma sabiti W=Suyun doğrusal zayıflatma sabitidir. HU= Hounsfield Unit= BT zayıflama değerini gösteren birimdir. Havanın zayıflatma değeri (-)1000 HU, suyun zayıflatma değeri sıfır HU olarak alınır. Skala üzerindeki değer çok yoğun kemik dokuları sayesinde +1000 HU değerlerini aşar, metaller +3000 HU'lere çıkar. Her bir parçanın hacmi için zayıflatma değerinin hesaplanması amacıyla vücut bölümünden geçen radyasyon

emilimi farklı açılardan ölçülür ve bu ölçülen değerler kullanılarak hesaplamalar yapılır. Bilgisayar içinde görüntü, bir verinin karşılığıdır ve çeşitli kriterlere göre hesaplamalar için kullanılabilir veya üzerinde bazı değişiklikler yapılabilir. Son 15 yıl içinde BT teknolojik gelişmeler sayesinde sık kullanılan bir yöntem olmuştur ve geleneksel x-ışını sisteminin kabiliyetini büyük oranda geliştirmiştir.

BT görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten ibarettir. Matriks boyutu BT cihazlarının teknolojik gelişimine paralel olarak 256x256, 512x512 veya 1024x1024 olabilir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacme sahiptir ve voksel organizmayı geçen X-ışınının atenuasyonunu (zayıflamasını) gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer "Hounsfield units (HU)" olarak adlandırılır ve temelde +1000 ila -1000 arasındaki değerleri kapsar. Bu değerlerin ortasındaki 0 sayısı genel olarak suyu temsil ederken yağ dokusu ve hava skalanın negatif, yumuşak dokular, kan ve kompakt kemik pozitif yönünde yer alır.

Bilgisayarlı tomografi (BT) hastalıkların tanı ve takibinde kullanılmakta olup özellikle toraks (göğüs) ve abdominal (karın) görüntülemelerde kullanım alanı çok geniştir. Son 20 yılda BT teknolojisindeki (helikal BT vb.) gelişimiyle tanı ve tedavi amaçlı BT kullanımı bütün dünyada hızlı bir şekilde artmaktadır [1-10]. Örneğin Amerika Birleşik Devletlerinde (ABD) yıllık BT kullanım oranı 7 kat artarak 1981 yılında 2.8 milyon 20 milyona yükselmiştir [11-13]. Buna paralel olarak BT incelemeleri esnasında hastaların aldığı toplam x-ışın dozu artışıyla ilişkili olarak kanser riski de halk sağlığı açısından gündemdedir [14-23]. Radyolojik görüntülenmesinde büyük oranda kullanılan iyonizan radyasyon, klinik tanıda değerli veriler sağlayan ve aynı zamanda güçlü mutajenik etkisi olan hücre zedeleyicisidir. İyonizan radyasyon iki şekilde oluşur: 1. Elektromanyetik dalgalar (x ışını ve gamma ışını) 2. Yüksek enerjili nötronlar ile yüklü partiküller (α , β ve protonlar). İyonizan radyasyonun bütün şekilleri hücrelerdeki etkilerini çarpıştıkları atom ve moleküllerde elektronların yerini değiştirerek gösterir ve böylece iyonizasyon meydana gelir. Hedeflenen atoma enerji transferi veya herhangi bir kaynaktan gelen ışınal enerji saniyenin çok küçük bir kısmında oluşmasına rağmen, biyolojik etkiler dakikalar içinde değil, yıllar sonra bile ortaya çıkabilir. İyonizan radyasyonun oluşturduğu hasar genellikle suyun radyoliziyle oluşan serbest radikallerin indüksiyonuyla

olabildiği gibi (*dolaylı hedef teorisi*) DNA'yı doğrudan da zedeleyebilir (*doğrudan hedef teorisi*). Serbest radikaller hücre membranları ve nükleik asitlerle birleşerek mutasyon ya da hücre ölümünü indükleyen otokatalitik reaksiyonu başlatırlar [24-32]. Işınsal enerji DNA, nükleus ve sitoplazmada değişim yaratır, kromatinlerde hasar oluşturur, mitozu etkiler ve hücreler arası iletişim bozukluğuna neden olur [24-29]. Işına maruz kalan hücreler tarafından interlökin -1 (IL-1), interlökin -6, IL-6, Tümör Nekroz Faktör (TNF- β) ve Platelet-derived growth factor (PDGF) gibi proinflamatuvar ve profibrotik sitokinler salınır [30].

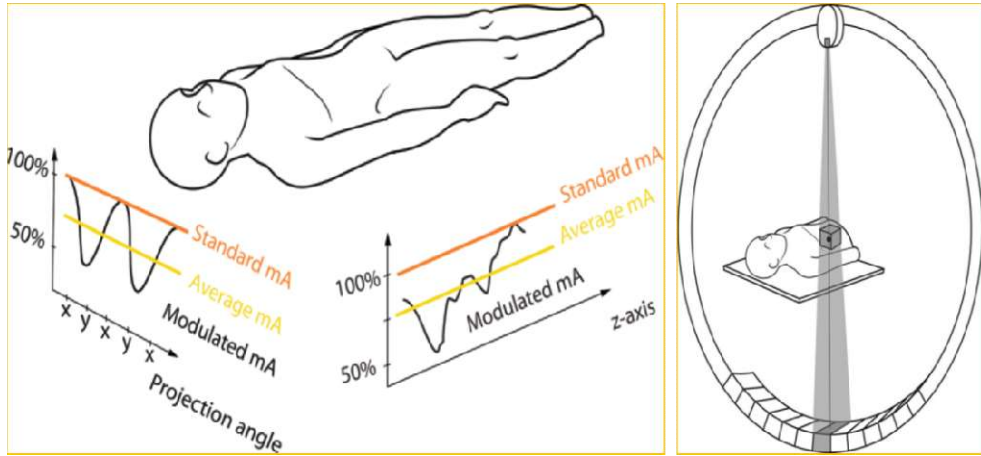
İyonizan radyasyonun biyolojik etkileri hücre siklusunu durdurmak, hücre ölümünü programlamak, kromozomal kırılma, gen amplifikasyonu, delesyon ve mikroçevrede değişim yaratmak şeklindedir [24,30]. Birkaç gün süreyle ışınsal enerjiye maruz kalındığında hızlı bölünen hücrelerin bulunduğu dokularda daha fazla, az sayıda bölünen hücrenin bulunduğu dokularda daha az zedelenme olur. Dokulardaki zedelenmenin düzeyini alınan doz miktarı, hücrelerin kendini yenileme kapasitesi ve oksijen etkisi belirler [24,25]. Radyasyon sonrası oluşabilecek iki tür hasar vardır. 1) Letal hasar; onarılamayacak kadar büyük olup, hücreyi hemen ölüme götürür. 2) Subletal hasar; bir sonraki bölünmede ya da olumsuz ortam koşullarının devamı halinde hücre ölümü gelişebilir ve uygun koşullarda onarılması mümkündür [24,28]. Kanser oluşumunu artıran veya latent dönemi kısaltan nedenler, yıllık maruz kalınan radyasyonun dozu ve ilk maruz kalınan yaştır [24,27].

Bu nedenle BT protokollerinin optimize edilerek hastanın aldığı radyasyon dozunun azaltımı önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir [33, 34].

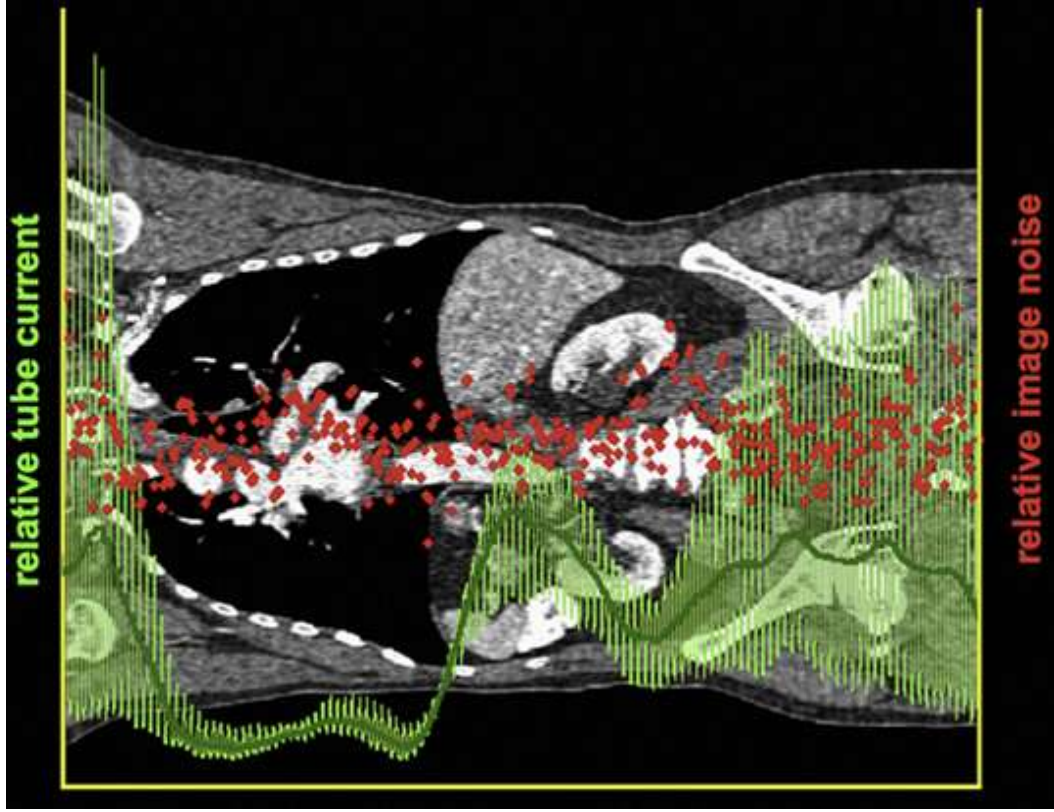
BT cihazında üretilen ve hastanın aldığı dozu etkileyen birçok faktör vardır (Tablo 1). Bunlar üç ana grupta toplanabilir; birincisi BT cihazının yapısı ve görüntü oluşturmada kullanılan programlar, ikincisi BT inceleme parametreleri, üçüncüsü hasta vücut özellikleridir. Genelde cihazın yapısı (başlıcaları; gantri ve tüp özellikleri, dedektör yapısı ve duyarlılığı, x-ışını filtreleri) ile görüntü oluşturmada ve doz azaltımında kullanılan programlar üretici firma dışında değiştirilemezken, BT inceleme parametreleri hastaya uygun seçilebilmektedir. BT doz azaltımı için kullanılan birçok yöntem vardır; bunlar:

1. Tüp akımını azaltmak veya otomatik tüp akım modülasyonu (otomatik ekspozur kontrolü) ile doz azaltımı (Resim 1.4.,1.5.) [35].

2. Tüp voltajını azaltmak veya otomatik tüp voltaj seçimi (adaptif kilovoltaj) ile doz azaltımı [19,20].
3. Konvansiyonel görüntü oluşturma protokolü olan filtered back projection (FBP) yerine iteratif rekonstrüksiyon algoritmi kullanılarak doz azaltımı [36-41]. Bunlara örnek; ASIR adaptive statistical image reconstruction, IRIS iterative reconstruction in image space, SAFIRE Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction, AIDR 3D üç boyutlu adaptif iteratif doz azaltımıdır [42-44].
4. Meme ve göz gibi radyasyona duyarlı organlar için özel koruma kalkanı (Shielding).
5. Vücut boyutuna uygun doz azaltımı.
6. Özel klinik uygulamalar için doz azaltım tekniği [45,46].
7. Model-based iterative reconstruction (MBIR) son gelişme olup ileri derecede doz azaltımı sağlamaktadır [47].



Resim 1.4. Abdominal BT’de doz optimisyonunda enerji teknikleri [35]



Resim 1.5. Rutin toraks BT incelemede otomatik tüp akım modülasyonunun nisbi tüp akımı ve nisbi görüntü gürültüsü olarak koronal düzlemdeki toraks- abdomen-pelvis BT [35].

BT görüntü kalitesi ve doz azaltımı karşılıklı olarak gözetilmesi gereken bir konu olup doz azaltılınca görüntü kalitesinden taviz verilmekte başka bir deyişle yeterli görüntü kalitesi varsa doz azaltımı mümkün olmaktadır.

Doz azaltımı için BT inceleme parametrelerinde seçimleri yaparken hastanın yaşı, boyu, ağırlığı, vücut kitle indeksi [ağırlık /boy² (kg/m²)] ya da incelenecek vücut bölgesinin kalınlığı veya yoğunluğu gibi hasta özelliklerinin bilinmesi önemlidir. Hasta özelliklerine ve yapılacak inceleme tipine uygun olarak BT inceleme parametrelerinden x-ışını tüp akımı (miliamper; mA), tüp gerilimi (pik kilovoltaj; kVp), tarama yoğunluğu olarak tanımlanabilecek pitch değeri (tüpün 360 derece dönüş süresinde masa hızının ışın demet kalınlığına oranı), ve tarama sayısı (ilgili vücut bölgesinin kaç faz/kere tarandığı), otomatik tüp voltaj seçimi, otomatik tüp akım modülasyonu (otomatik ekspozur kontrolü) x-ışın filtreleri, iteratif rekonstrüksiyon protokolleri uygulanabilmekte, detektör boyutu farklı

seçilebilmekte, tek faz görüntüleme, endikasyona dayalı görüntüleme ile doz azaltımı sağlanabilmektedir.

Çizelge 1.1. Radyasyon dozunu etkileyen BT teknik parametreleri

BT teknik parametreleri	Tanım	BT dozu üzerine etkisi
x-ışın tüp akımı (mA)	Tüpe uygulanan elektrik akımı	Radyasyon dozu tüp akımı ile doğru orantılı
x-ışın tüpü rotasyon zamanı= ışın verilme süresi	Gantrinin tam bir dönüş süresi	Radyasyon dozu tüp rotasyon zamanı ile doğru, rotasyon hızı ile ters orantılı
x-ışın tüp akımı x süresi (mAs)	Tüp akımı ile ışın verme toplam süresi çarpımı	Radyasyon dozu tüp akımı ve x-ışını süresi (mAs) ile doğru orantılı Radyasyon dozu tüp pik kilovoltajı
x-ışın tüp pik kilovoltajı (kVp)	Tüpe uygulanan voltaj (gerilim)	(kVp) üs kuvvetiyle değişir. kVp nin 2 kat atması hasta vücut yapısına göre 2,5-3,1 kat doz artışına neden olur
Pitch	Tüpün 360° dönüşü esnasında masa hareket uzunluğunun toplam ışın demet kalınlığına oranı	Radyasyon dozu pitch ile ters orantılı
Oluşturulan kesit kalınlığı	Elde edilen kesit görüntü kalınlığı	Radyasyon dozu diğer faktörler değişmedikçe kesit kalınlığı ile ilişkili değildir. Ancak kesit kalınlığı azaldıkça gürültü artacağı için gürültü sabit tutulursa kesit kalınlığı ile ters orantılıdır. Ör. 2,5mm kesit kalınlığı aynı gürültü oranı için 5mm ye kıyasla 2 kat doz gerektirir.
Gürültü indeksi (GI)	Görüntüdeki zemin gürültüsü (noiz)	Radyasyon dozu Gürültü indeksinin kare kökü ile ters orantılıdır. GI ni %5 azaltmak dozda %10,8 artışa neden olur. GI ni %5 artırmak dozda %9,3 azalmaya neden olur.

1.2. Problemin Tanımı

Çalışma kapsamında; toraks BT incelemesi yapılan hastaların vücut özellikleri, aldığı doz miktarı ve görüntü kalitesi parametrelerine göre problem tanımlanmıştır.

Toraks BT incelemelerinde hastaların aldığı radyasyon dozunu ve ilişkili zararı azaltabilmek için hasta özelliklerine göre çekim parametrelerini ayarlamak gerekmektedir. Bunu yapabilmek için gerekli olan hasta özelliklerinin hastanın aldığı doza ve görüntü kalitesine ayrı ayrı etkisi ile görüntü kalitesine oranla doza etkisi tam ayrıntılı olarak bilinmemektedir.

1.3. Çalışmanın Amacı

X-ışınları kansere neden olabildiği için insan açısından önemli bir sağlık problemidir. Nitekim her mSv için kansere yakalanma oranı yaklaşık 5/100.000 olup bu oran küçük çocuklarda üç misli artar. 15 yaş altı çocuklarda yapılan bir çalışmada yılda 600.000 abdominal/ beyin BT incelemesi yapıldığı öngörülürse bu bireylerden 500'ü kanserden ölecek demektir [8-25].

Literatürde BT doz azaltımı ile ilgili birçok çalışma [3-25] olmasına rağmen halen çalışmaların devam etmesi konunun önemini göstermekte, bu konunun henüz gelişme aşamasında olduğunu düşünmekteyiz. Günümüzde BT protokolleri ve geliştirilen yazılımlarla hafif ve orta derecede doz azaltımı yapılabileceği gösterilmiş (32-40) olup güncel beklenti ileri derecede doz azaltımı sağlamaktır [40-66]. BT doz azaltımında kullanılacak teknikler ve yazılımların geliştirilebilmesi için gerekli parametrelerin belirlenmesi ve doz azaltımına katkısının bilinmesi önem taşımaktadır. BT protokollerini optimize ederek daha ileri düzeyde radyasyon doz azaltımını sağlamak mümkün olduğunu düşünmekteyiz.

Hastanın maruz kaldığı mümkün olan en az radyasyon dozu ile en kaliteli görüntüyü elde etmek önemlidir. Bu çalışmada hastaya ait parametrelerin hastanın aldığı doza ve görüntü kalitesine etkisini belirlemek amaçlanmıştır.

1.4. Orijinal Katkıları

BT doz azaltımı ile ilgili araştırmaların devam ettiğini düşünmekteyiz. Günümüzde BT protokolleri ve geliştirilen yazılımlarla hafif ve orta derecede doz azaltımı yapılabileceği gösterilmiş olup güncel beklenti ileri derecede doz azaltımı

sağlamaktır. BT doz azaltımında kullanılacak teknikler ve yazılımların geliştirilebilmesi için gerekli parametrelerin belirlenmesi ve doz azaltımına katkısının bilinmesi önem taşımaktadır. BT protokollerini optimize ederek daha ileri düzeyde radyasyon doz azaltımını sağlamak mümkün olduğunu düşünmekteyiz. Dozu etkileyen tüm parametrelerin katkısını belirlemek yeni protokollerin geliştirilmesine olanak sağlarken daha önce kullanılmayan parametrelerin önemini de ortaya koyacak niteliktedir.

Bu çalışmadaki amacımız, rutin toraks ve abdomen BT incelemelerinde doz azaltımı için kullanılacak parametrelerin doz azaltımındaki etkisini belirlemektir. Bu sayede görüntü kalitesinden fazla ödün vermeden kabul edilebilir düzeyde görüntü kalitesiyle daha düşük hasta dozu ile BT incelemeyi sağlamak için yapılabilecek düzenlemeleri belirlemek mümkün olacaktır. Bu sayede hasta özelliklerine uygun doz azaltımı günlük uygulamada yapılabilir. Bu bilgiler ışığında ek olarak yeni doz azaltım programları ve yazılımları yapılabileceğini düşünüyoruz. Ayrıca ilgili cihaz firmasından teknik destek sağlanarak cihazda ve yazılımda yapılabilecek değişiklikler gelecekte daha az dozla BT inceleme yapılabilmesini sağlayabilir. Böylece radyasyonun insanlara verdiği zararı daha da azaltmak mümkün olacaktır.

2. BT DE DOZ AZALTIM GELİŞİMİ

Günümüzde önde gelen BT cihaz firmaları mümkün olan bütün doz azaltımı yöntemlerini BT piyasasında uygulamak için çaba harcamaktadır. Doz azaltımında her BT cihaz firması kendi çözümlerini sürekli geliştirmektedir. Sonuç olarak, birçok doz azaltım tekniği kullanılmaktadır. Hastaların sağlıklarını arttırmak ve geliştirmek için dünyanın dört bir yanındaki üniversiteler, kamu klinikleri ve özel radyoloji merkezlerindeki uzmanlarla birlikte araştırmadaki gelişmeleri pratik ve günlük rutin kliniklere getirmek için uğraşmaktadır. En yeni teknolojiye ek olarak, BT doz azaltımı, doz azaltımı yöntemleri ve faktörleri ile ilgili aşinalığı geliştirmek için eğitim gerektirmektedir.

Buna ek olarak, gerçek zamanlı açılabilir doz modülasyon tarama sırasında hastanın gerçek vücut inceliğini ölçer ve buna göre mevcut tüpü ayarlar. Bunu sadece vücudun farklı bölgeleri için değil aynı zamanda dönüş sırasında farklı açılar içinde gerçekleştirmektedir. Vücut kalınlığı ön-arka vücut kalınlığından daha fazla olduğundan, özellikle toraksta omuz seviyesi ve pelvik (leğen kemiği) bölgede leğen kemiği-kalça seviyesinde dozun azaltılması için çok önemlidir.

Kalp Spiral BT için EKG Kontrollü Doz Modülasyonu

Bu yöntemle ile birlikte tam spiral BT tarama sırasında doz azaltımı hastanın EKG'sinden bilgiler alınarak modüle edilmektedir. Hastanın kalp atım döngüsünde çekime en uygun aralık seçilerek sadece o dönemde ışın verileceği için BT tüpüne verilen voltaj gerilimi sadece o dönemde %100'e ulaşır. Geri kalan zamanda mevcut düzey en az %4'e kadar indirgenebilir, ayrıca bu azalım yöntemi radyasyon doz azaltımını ortalama %30-%50 civarında artırır.

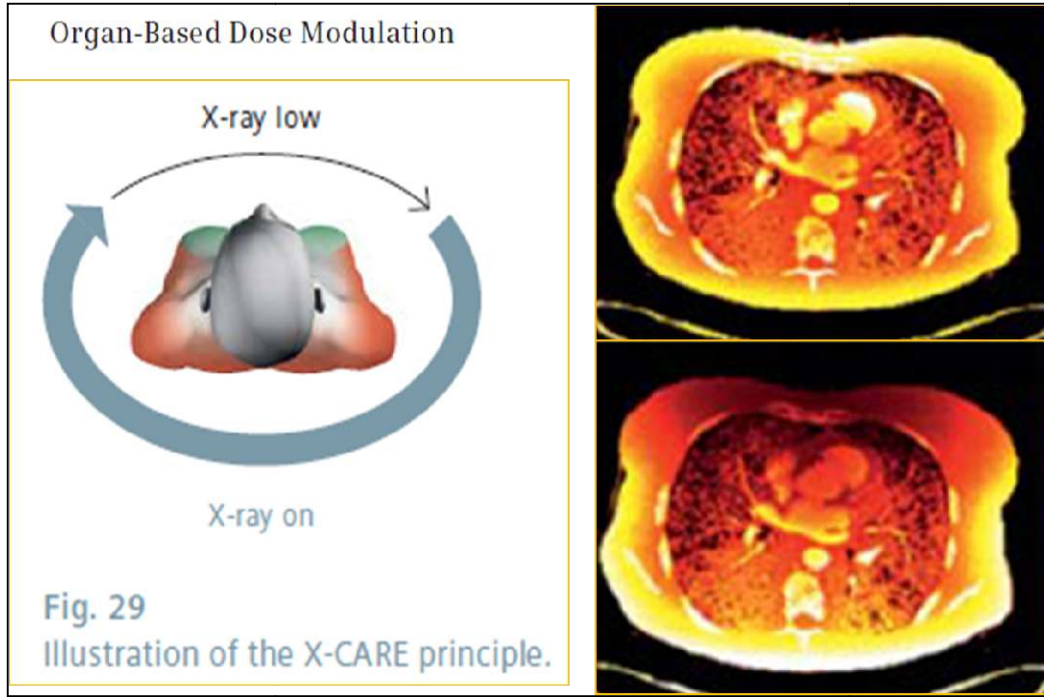
EKG - Tetiklemeli ve Çift Tüplü Spiral BT

Çift Kaynaklı BT (DSCT) tüm kalp hacmini kapsayan bir dedektör kullanmadan, tek bir kalp atışında tüm kalbi tarayan bir yöntem sunmaktadır. Tek bir kaynak BT ile, spiral pitch 2.0 altına sınırlandırılmıştır. Bir alan detektörü kullanmaksızın, bir kalp atımında tüm kalp hacmini kapsayacak şekilde tarama imkânı sağlar. Tek tüplü bir BT ile sipiral pitch değeri 2,0 altında sınırlı iken z-ekseni boyunca aralıksız hacim tarama imkânı vardır. Pitch artırılırsa, meydana görülen örnekleme boşluğu iyi

seçilen dar kesitli görüntü duyarlılığı ile fazla görüntü artefaktı olmaksızın görüntü oluşturmada bozulmaya neden olur. DSCT ile bir çeyrek rotasyon sonrası ikinci ölçüm sistemiyle oluşturulan veriler bu boşluğu doldurmada kullanılabilir. Bu yolla iki detektörle kapsanan bir tarama alanı (scan field of view =SFOV) içinde pitch değeri 3,4 e çıkarılabilir. Bu yolla yüksek pitch nedeniyle fazladan veri oluşturulmaz, görüntü oluşturmak için her ölçüm sistemi ile bir çeyrek rotasyon verisi kullanılır ve her bir kesit görüntünün zamansal çözünürlüğü (=temporal rezolüsyon) çeyrek rotasyon zamanıdır. Çift tüplü BT Cihazı 0,28 s gibi daha düşük gantri rotasyon süresi sağlar. 3,4s gibi yüksek Pitch değeri ve 450mm/s masa hızı ile daha kısa sürede tarama imkânı verir. Üst üste çakışan veri çok azdır ve bu sayede hastanın aldığı ışın dozu çok azalır.

Organ Bazlı Doz Modülasyonu

X-ışınına duyarlı organları koruma amaçlı doz azaltım programlarıdır. Örneğin; yeni modifiye doku ağırlık faktörlerine göre kadın meme dokusu eskiden tahmin edildiğinden daha fazla ışına duyarlıdır ve primer görüntüleme hedefi olmasa da toraks incelemelerinde gereğinden çok ışın almaktadır. Bunu önlemek için Siemens X-CARE, organ-hedefli doz modülasyon yöntemi ile ışına duyarlı organların aldığı doz azaltılabilmektedir. Bu yöntemle hastanın ön tarafına verilen ışın sınırlandırılabilen, görüntüde bozulma olmaksızın meme ve göz dozu %30-40 azaltılabilmektedir.



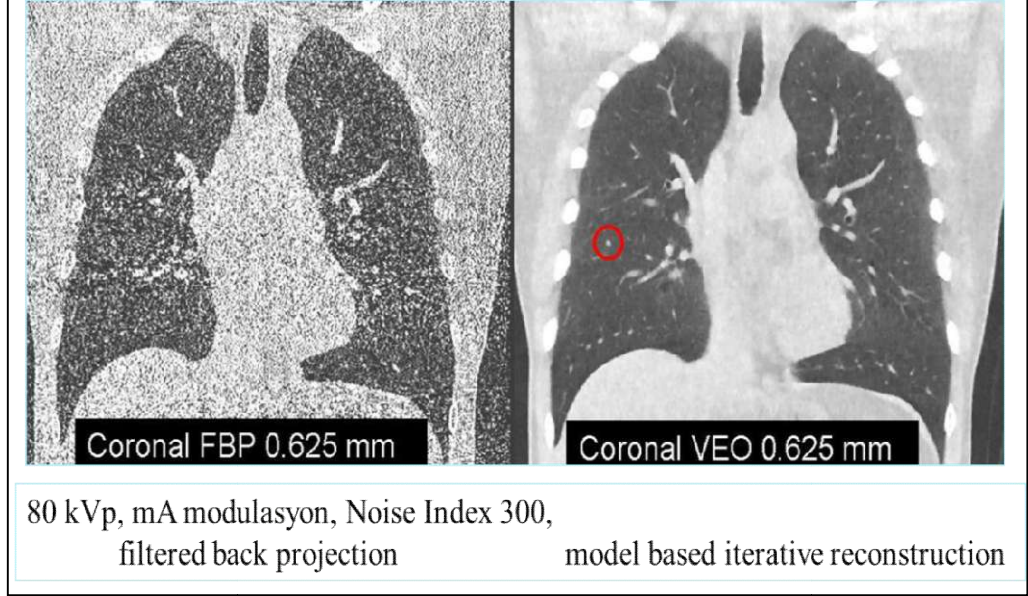
Resim 2.1. Hassas organlar için koruma (Örnek; meme) [67]

İteratif Görüntü Oluşturma Teknikleri

BT de görüntü kalitesi esas olarak uzaysal çözünürlük ve görüntüdeki gürültü ile belirlenir. BT de konvansiyonel görüntü oluşturma yöntemi olan – filtered back-projection (FBP) – ticari değerini kabettiği için sınırlıdır: Yüksek uzaysal çözünürlük yüksek görüntü gürültüsü ile gelir. Diğer taraftan iteratif görüntü oluşturma algoritmeleri olan örneğin ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction; GE Healthcare) ve IRIS (Iterative Reconstruction in Image Space; Siemens) bu iki parametreyi ayırmaya izin vermektedir. Görüntü oluşturma işleminde görüntü gürültüsünü azaltmak için uzaysal çözünürlükte bozulma olmaksızın çok sayıda tekrarlamalı (iteratif) düzeltme döngüsü geliştirilmiştir.

Model-based iterative reconstruction (MBIR) algoritmeleri, örneğin SAFIRE* (Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction; Siemens), Veo* (GE Healthcare) ile görüntü kalitesinde veya görüntü detayında kayıp olmaksızın görüntü gürültüsünü belirgin azaltan özgün yöntemlerdir ve rutin klinik kullanımda radyasyon dozunu %60 a kadar azaltmaya olanak sağlar (Resim 2.2.) Yüksek kontrastlı alanlarda uzaysal çözünürlüğü artırırken düşük kontrastlı alanlarda görüntü gürültüsünü azaltarak, kullanıcının doz azaltmasına olanak sağlar. Re-projeksiyon yöntemi ile

oluşturulan görüntüdeki iyileşme alanları yenilenir ve bu işlem tekrarlanarak (3-5 defa da) her defasında görüntü kalitesi adım adım iyileşir.



Resim 2.2. **Ultra Düşük Doz BT MBIR** (Model- tabanlı iteratif rekonstrüksiyon (VEO Genenal Elektrik) [68]

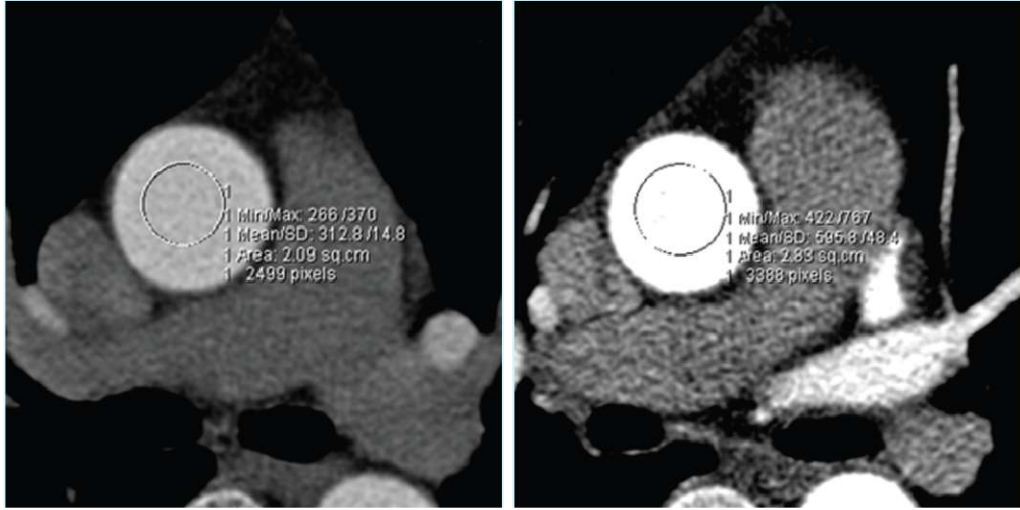
Otomatik Doz- Optimize Edilmiş X-Işını Seçimi

Tüp Voltajı

Konvansiyonel doz azaltımı sadece x-ışını tüpü akımını kontrol ederek doz azaltırken. X-ışın tüp voltajını çekim anında otomatik ayarlayarak doz azaltımı büyük potansiyele sahiptir ve kontrast-gürültü oranını optimize ederek bunu sağlamaktadır.

BT görünüş kalitesi üç parametreye dayanmaktadır: kontrast, gürültü ve keskinlik (uzaysal çözünürlük). Bu parametrelerden herhangi birinde iyileşme daha iyi görüntü sağlamakta ve daha kesin tanı konmasını sağlamaktadır. Örneğin kontrast yüksek ve gürültü az olduğunda görüntü kalitesi artar. Ek olarak iyotlu kontrast madde kullanımı da özellikle anjiyografide daha belirgin olmak üzere kontrastı artırır. Düşük enerjili x-ışınları iyot tarafından daha iyi absorbe edildiği için azaltılmış tüp voltajı ile kontrast daha da artmaktadır (Resim 2.3). Bu durumda düşük gürültü seviyesini korumak için tüp akımını ayarlamak gerekmektedir. BT anjiyografide 120 kV yerine 80 veya 100 kV seçildiğinde kontrast-gürültü oranında iyileşme yanında radyasyon dozu

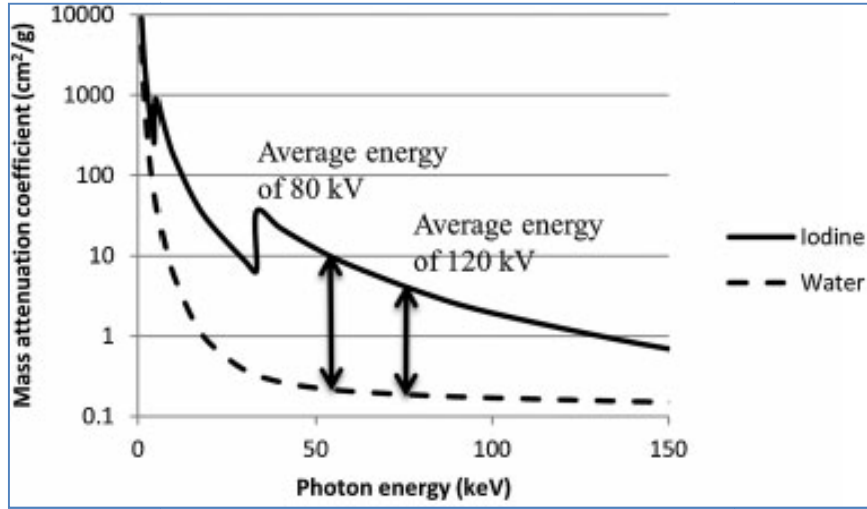
da belirgin olarak azalmaktadır (Resim 2.4., 2.5.). Ancak büyük vücutlu hastalarda iyot kontrastı azalmasına rağmen görüntü çözünürlüğünü artırmak için yüksek tüp voltajı seçilmektedir. Doz azaltım teknikleri kombine kullanılarak daha başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir (Resim 2.6).



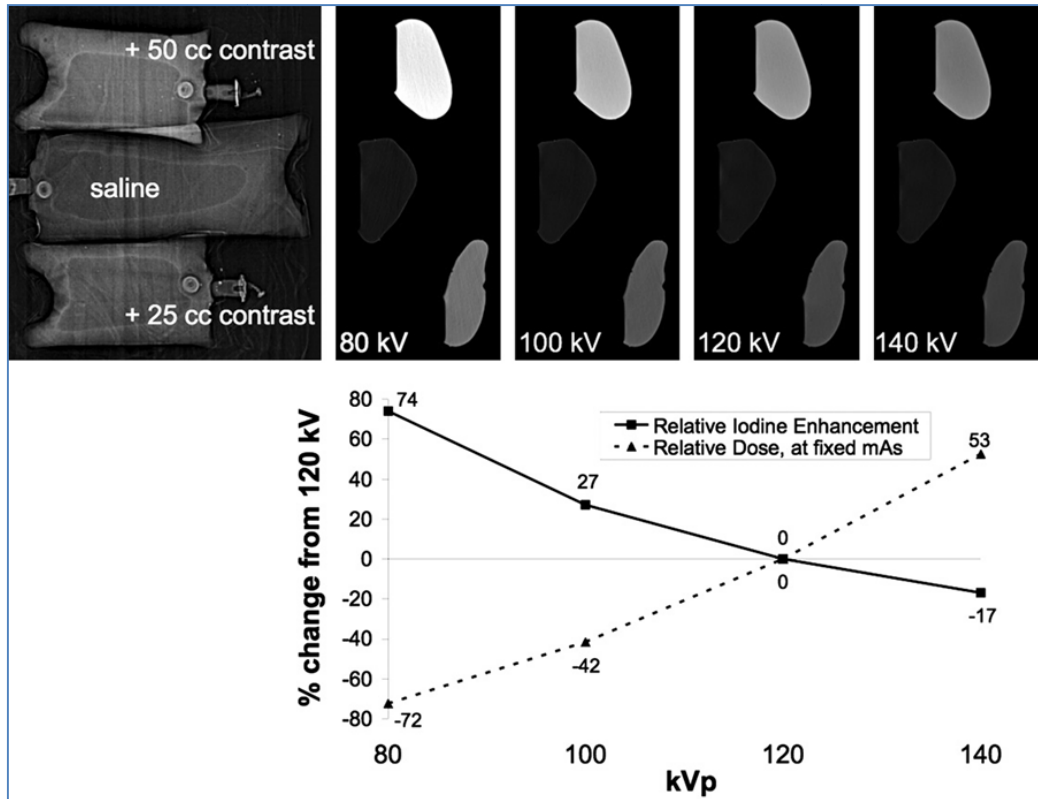
140-kVP (312 HU)
İyot kontrastı 80 kV'de 2 kat

80- kVP (595 HU)

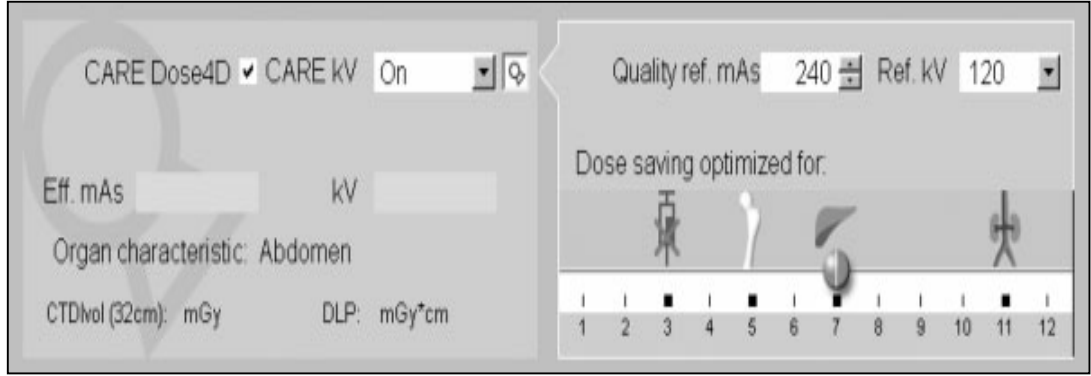
Resim 2.3. **kVp azaltımı** Alınan ışın dozu tüp voltajı 120 kV yerine 80 kV veya 100 kV seçilerek önemli ölçüde azaltılabilir ancak iri hastalarda görüntü kalitesi yeterli olmayabilir [69].



Resim 2.4. Tanısal sınırlarında kitle atenuasyon eğrileri. İyot ve su arasındaki atenuasyon miktarı farkı tüp potansiyeli 80 kV de iken 120 kV ye göre daha fazladır. BT değerleri doğal olarak su atenuasyonuna normalize edildiği için, 80 kV de iyot un daha parlak olacağı anlamına gelmektedir. Not: Dikey eksende logaritmik skala kullanılmıştır. BT, bilgisayarlı tomografi [70].



Resim 2.5. kVp azaltımı Alınan ışın dozu tüp voltajı 120 kV yerine 80 kV veya 100 kV seçilerek önemli ölçüde azaltılabilir [33].



Resim 2.6. Ticari bir otomatik t p potansiyeli seçim sisteminin (CARE kV, Siemens Healthcare) kullanıcı arayüzü. Kaydırma çubuğu kullanıcının incelemeye-özel görüntü kalitesi seçimini sağlamaktadır. 3 ün seçilmesi kontrast madde verilmeden yapılacak incelemesi, 5 in seçimi kemik incelemesi, 7 nin seçimi kontrastlı karın incelemesi, 11 in seçimi ise anjiyografik inceleme içindir [70].

3. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Literatürde BT doz azaltımı ile ilgili birçok çalışma [34,38,39,40,41,42-47,48-54] bulunmaktadır.

Schindera ST. ve ark. (2013) [34], Abdominal BT anjiyografide otomatik tüp voltaj seçiminin görüntü kalitesi ve radyasyon dozu üzerindeki etkisini bir fantom çalışması ile araştırmışlardır. Kontrast madde ile doldurulmuş abdominal aort fantomunu değişik boyutlardaki silindirik su kapları içerisine yerleştirerek küçük, orta ve büyük boy hastaları simüle etmişlerdir. Fantomlar standart 120 kilovolt abdominal BT anjiyografi ile ayrıca taranmıştır. Abdominal aorta içerisindeki atenüasyon (X ışın zayıflaması), zemin ve görüntü gürültüsü ölçülmüş, kontrast-gürültü oranı hesaplanmış ve üç bağımsız okuyucu toplam görüntü kalitesini değerlendirmiştir. Değişken simüle vücut boyutlarında standart 120 kilovolt abdominal BT anjiyografiye kıyasla otomatik tüp voltaj seçimi görüntü kalitesinde bozulma olmadan belirgin radyasyon doz azaltımı sağlamıştır.

Chang W. ve ark. (2013) [46], karaciğer BT incelemesinde model tabanlı iteratif rekonstrüksiyon algoritmi (MBIR) ile görüntü kalitesine kıyasla doz azaltımını araştırmışlardır. Karaciğer metastazı şüphesi ile BT inceleme istenen 103 hastada, yarım doz iteratif rekonstrüksiyon protokolü (MBIR), referans doz (filtered back projeksiyon-FBP), yarım doz FBP, ve adaptif istatistiksel iterative rekonstrüksiyon (ASIR) protokolü kullanmışlardır. Hastaların 73'ünde referans doz BT, FBP ve yarım doz portal faz BT hem FBP hem de MBIR ile, kalan 30 hastada ise sırasıyla yarım doz BT, FBP, ASIR ve MBIR protokolü ile görüntü oluşturulmuştur. BT atenüasyon katsayısı (X ışın zayıflaması) ve ortalama görüntü gürültüsü farklı yerlerden ölçülmüş (karaciğer, aorta, ana portal ven ve cilt altı yağ dokusu), ek olarak kontrast-gürültü oranları hesaplanmıştır. Yarım doz MBIR protokolü yarım doz ASIR ve yarım doz FBP'ye kıyasla en az görüntü gürültüsü, daha yüksek kontrast gürültü oranı ve daha iyi görüntü kalitesi göstermiştir. Bu protokollerin hepsi klasik FBP'ye kıyasla daha az görüntü gürültüsü, yüksek kontrast gürültü oranı ve benzer görüntü kalitesi göstermişlerdir.

Kataria B. ve ark. (2013) [38], 45 olguyu hem standart düşük doz, hem %30 azaltılmış abdominal BT tekniği kullanarak iki kez tarayarak görüntüleri hem iteratif rekonstrüksiyon hem de filtered back projeksiyon (FBP) ile oluşturmuşlardır. Dört

radyolog birbirinden bağımsız olarak beş görsel kriter kullanarak görüntü kalitesini değerlendirmişlerdir. İteratif rekonstrüksiyon algoritminin abdominal BT’de görüntü kalitesini artırdığını fakat doz azaltımının nisbeten düşük olduğunu saptamışlardır. Bu nedenle bu protokolünün etkinliğinin tam olarak belirlenemediğini bildirmişlerdir.

Hu XH. ve ark. (2011) [39], kontrastsız toraks BT’de iteratif rekonstrüksiyon algoritmi ile radyasyon dozunun % 40 azaltıldığını araştırmışlardır. Sudan oluşturulmuş BT fantomları 120 kVp /150 miliamper x saniye (mAs) ve 100 kVp/270 mas referans alınarak tüp akımı %10’luk basamaklar halinde % 40’a kadar doz azaltımı sağlanarak görüntüler elde etmişlerdir. FBP ve iterative rekonstrüksiyon in image space (IRIS) ile oluşturulmuş görüntülerde gürültüyü değerlendirmişlerdir. Fantoma ek olarak ayrıca 90 hasta kontrast BT ile incelenmiş olup bunlardan 30’u standart protokol (120 kVp/120 mAs), 30’u düşük doz (100 kVp/110 mAs) diğer 30 hastayı ise düşük doz (120 kVp/67mAs) ile incelemişlerdir. Tüm görüntüler FBP ve IRIS ile ayrı ayrı oluşturulmuş kernel olarak da B30 ve I30 kullanılmıştır. Sinyal gürültü oranı ve kontrast gürültü oranları iki ayrı yerden ölçülmüş subjektif ve objektif görüntü kalitesi değerlendirilmiştir. Sonuç olarak FBP’ye kıyasla IRIS görüntü kalitesini koruyarak veya azaltarak kontrastsız toraks BT’de % 30’a ulaşan doz azaltımı sağlamıştır.

Willeminck MJ. ve ark. (2013) [40], 2006-2012 yılları arasında medline, EMBASE üzerinden iteratif rekonstrüksiyon içeren orijinal araştırmaları meta analiz yapmışlardır. İteratif rekonstrüksiyon subjektif ve objektif olarak radyasyon dozunu azalttığı kadar görüntü kalitesini de artırmakta kanaatine varmışlardır. Gelecek çalışmalarda iteratif rekonstrüksiyonun daha çok doz azaltımı üzerinde yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Singh S. ve ark. (2013) [42], non-lineer adaptif filtrelerle (NLAF), radyasyon doz azaltımını araştırmışlardır. Ek olarak 150, 110, 75 ve 40 mAs ile dört ayrı görüntü serisi elde etmişlerdir. Yirmidört olguda 10 cm’lik bir alanı 64 kesitli bir BT ile taramışlardır. NLAF’ler üç düşük dozda (100, 75 ve 40 mAs) görüntü oluşturmada kullanılmıştır. İki radyalog dozlardan habersiz olarak filtresiz ve filtreli görüntü kalitelerini değerlendirmişlerdir. Objektif gürültü, BT atenuasyon değerleri, hasta kilosu ve transvers çapları, BT doz indexi (CTDIvol), DLP (doz length product)

değerleri ölçülerek kaydedilmiştir. NLAF uygulaması ile lezyon seçilebilirliği ve görüntü kalitesini koruyarak toraks BT’de tüp akımının 40 mAs’a kadar düşmesini sağlayabildiği gösterilmiştir.

Ohno Y ve ark. (2012) [44], azaltılmış ve düşük doz toraks BT’ de üç boyutlu adaptif iteratif doz azaltımı (AIDR 3D) kullanarak standart doz ile görüntü kalitesini karşılaştırmışlardır. İki gruba ayırdıkları 37 hastada farklı protokoller uygulamışlardır. İlk protokolda görüntülemeler AIDR 3 D kullanmaksızın standart doz (150 mAs) ile elde edilirken, ikinci grupta hem AIDR 3 D kullanarak hem de kullanmaksızın düşük doz (25 mAs) ve azaltılmış doz (50 mAs) BT görüntüleri elde edilmiştir. AIDR 3D’nin görüntü gürültüsünü azaltmada ve görüntü kalitesini artırmada etkin olduğunu göstermişlerdir.

Al-Hinnawi AR. ve ark. (2013) [45], toraks-pelvik BT’de yarım doz bilateral non-linear filtre (BF) kullanarak doz azaltımını irdelemiştir. Torakstan pelvise kadar iki ayrı protokol uygulamışlardır. Birincisi tam doz BT ile BF’li yarım doz BT’yi karşılaştırmışlardır. BF’nin % 50 doz azaltımına neden olduğu ve görüntü kalitesini artırdığı belirlenmiştir.

Vardhanabhuti V, ve ark. (2013) [47], standart ve düşük doz toraks BT’de FBP, ASIR ve MBIR algoritmi kullanılarak yapılan protokollerde görüntü kalitesini araştırmışlardır. Otuz olgu, bir normal 2 kez düşük doz ile taranmış olup bu üç görüntünün hepsi FBP, ASIR ve MBIR protokolleri uygulanarak elde edilmiştir. Objektif ve subjektif görüntü kalitesi karşılaştırılarak DLP ve etkin dozlar kaydedilmiştir. MBIR, diğer protokollere kıyasla üst düzeyde gürültü azaltımı ve görüntü kalitesinde artma sağlamıştır. Bu sayede doz azaltımını olanaklı hale getirdiği bildirilmiştir.

Shuman WP. ve ark. (2013) [48], MBIR, ASIR ve FBP protokollerini kullanarak karaciğer BT’de görüntü kalitesini karşılaştırmışlardır. Bu amaçla 36 hastada rutin 3 fazlı BT görüntüsü elde etmişlerdir. Oluşturulan görüntüler karşılaştırılırken lezyon çapı, yoğunluğu, komşu doku yoğunluğu ve görüntü gürültüsü ölçülmüştür. İki radyolog tarafından yapılan değerlendirmelerde MBIR, ASIR ve FBP kıyasla karşılaştırılabilir oranda lezyon karakterizasyonu ve subjektif lezyon izlenebilirliği ile belirgin oranda düşük zemin gürültüsü ve yüksek kontrast gürültü oranı

göstermiştir. Aynı dozda daha kaliteli görüntü oluşturması bu protokolün diğer protokollere kıyasla daha fazla doz azaltımına imkan tanıdığını göstermiştir.

Pickhardt PJ ve ark. (2012) [52], 45 erişkin hastaya standart doz akabinde hemen çok düşük doz BT uygulamışlardır. FBP, ASIR ve MBIR ile oluşturulan ileri derecede düşük doz görüntüler, standart doz FBP ile elde edilen görüntüler ile karşılaştırmışlardır. MBIR protokolü ile elde edilen görüntüler diğer iki yöntemden daha üstün bulunmuştur.

Lee KH ve ark. (2012) [53], kontrastlı BT incelemede atenüasyon bazlı otomatik tüp voltaj seçimi ve tüp akım modülasyonunu birlikte kullanarak doz azaltımına yol açıp açmadığını irdelemişlerdir. Otomatik tüp akım modülasyonuna kıyasla otomatik tüp akım seçimi ve otomatik tüp akım modülasyonunun birlikte kullanımı görüntü kalitesini koruyarak doz azaltımına imkan tanıdığını belirtmişlerdir.

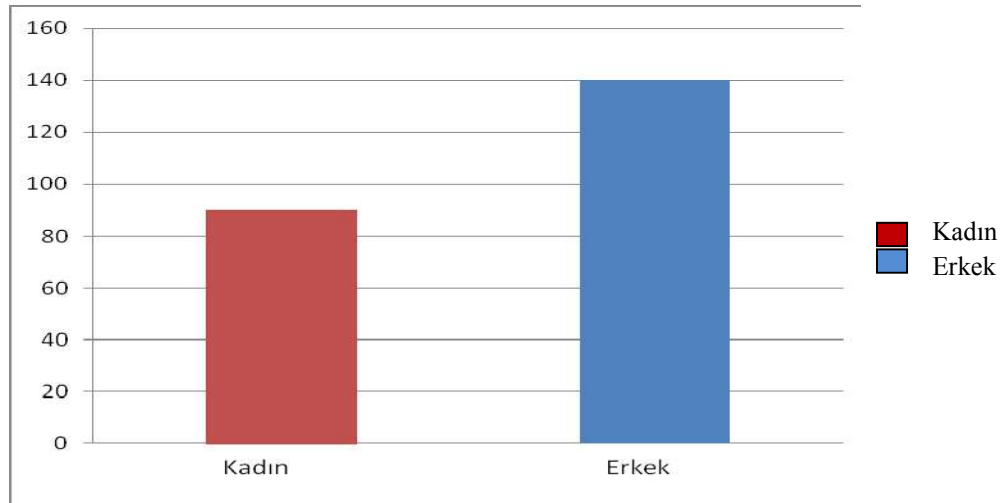
4. MATERYAL VE METOD

4.1. Materyal

4.1.1. Çalışmada Kullanılan Veriler

Belirlenen amaç doğrultusunda önce örneklem hesabı yapılarak hasta sayısı belirlenmiştir. Örneklem hesabı için Win Epi 2.0 programı kullanılmıştır. Retrospektif olarak rastgele seçilen 20 dosya tarandı ve pilot çalışma varsayımından yola çıkılarak örneklem hesabı sonucunda çalışmamız için %95 güven aralığı ve % 80 güç ile 228 hasta alınması yeterli görülmüştür. Belirlenen sayı doğrultusunda bölgemizde faaliyet göstermekte olan büyük bir hastanede rutin toraks BT incelemesi yapılan ardışık 230 hasta dikkate alınmıştır.

Çalışmaya alınan 230 hastanın 140'ı (%61) erkek 90'ı (539) kadın, yaş ortalaması 54.8 ± 15.1 yaştır. Erkeklerin yaş ortalaması 57.2 ± 15.3 , kadınların yaş ortalaması 51.1 ± 14.0 yaştır (Şekil 4.1.).



Şekil 4.1. Erkek – Kadın Hasta Sayısı

Çizelge 4.1.'de hastadan elde edilen kişisel parametreler gösterilmiştir. Bu parametreler, hastanın aldığı doz miktarını ve elde edilen görüntünün kalitesini belirlemek için girdi verileri olarak kullanılmıştır.

Çalışmanın başında hedeflenen amaç, parametreler arasında bir fonksiyonel ilişki bulup bunu bir optimizasyon modeline dönüştürerek minimum doz ve maximum görüntü kalitesini bulabilmektir.

Çizelge 4.1. Kişisel Parametreler

Yaş
Cinsiyet
VKI
Vücut Kalınlığı-1 ön-arka (VK1)
Vücut Kalınlığı-2 yan (VK2)
Duvar Kalınlığı (DK)
Kemik Yoğunluğu (KY)

Kişisel parametrelerin hastanın aldığı doz miktarına ve görüntü kalitesine etkisi bir çok programda araştırılmıştır.

Çizelge 4.2. Çıktı parametreleri

DLP
CTDI
DLPx0.0014
Yağ Dansitesi Std, Sinyal Gürültü Oranı (S/G)
Kas Dansitesi Std, S/G
Hava Dansitesi Std, S/G
Aort Dansitesi Std, S/G
Skor

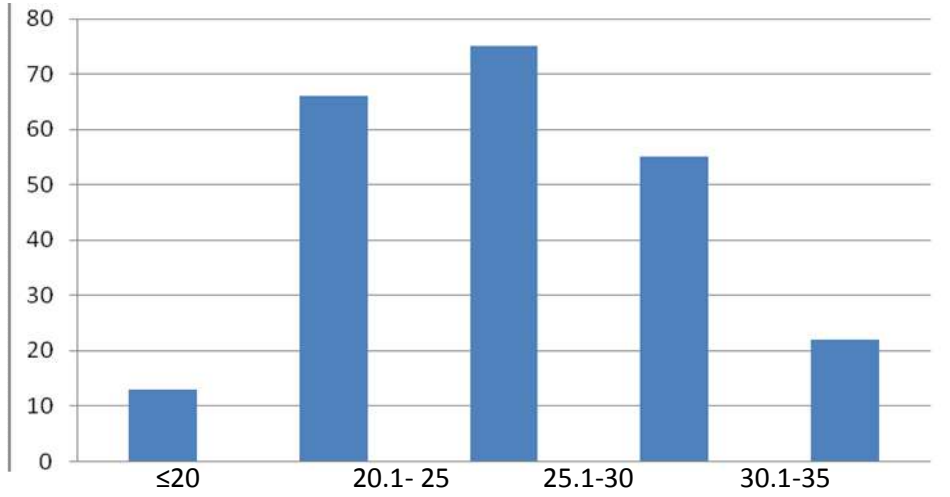
4.1.2. Cihaz ve Parametreler

Bu çalışmadaki tüm toraks BT incelemeleri 16 detektörlü çok kesitli spiral BT (Emotion 16, Siemens, Almanya) ile yapılmıştır. Tüm hastalarda sabit 110 kilovolt ve cihazın hastaya göre otomatik ayarladığı değişken miliamper kullanılmış olup bu veriler sabit veri olarak kabul edilmiştir.

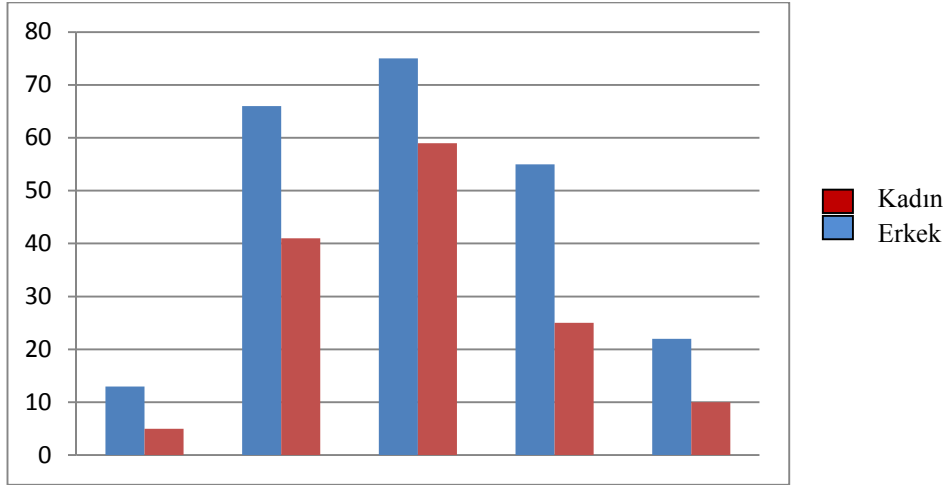
Hastaların hepsinde rutin çekim parametrelerinde hiçbir değişiklik yapılmadan incelenmiş ve rutinde alınan doz ve rutinde dozu etkileyen parametreler ile doz ilişkisi hesaplanmıştır. Hiçbir hastaya ek çekim yapılmamış günlük rutin BT incelemelerindeki veriler ve parametreler kullanılmıştır. Bu incelemelerde hasta bilgileri (Çizelege 4.1.), cihazın verdiği BT doz bilgileri (Çizelge 4.2.) ve uygulanan BT inceleme parametreleri (kVp sabit, kesit kalınlığı sabit, uygulanan kernel sabit) kaydedilmiştir.

4.1.3. Ölçümler

Her bir hastanın boyu ve kilosu ölçülerek vücut ağırlığının (kg), boy uzunluğunun metre cinsinden karesine bölünmesiyle vücut kitle indeksi (VKİ) hesaplanmıştır. Hastalar vücut kitle indeksi ≤ 20 kg/m², 20.1- 25 kg/m², 25.1-30 kg/m², 30.1-35 kg/m², > 35 kg/m² olmak üzere toplam beş gruba ayrılmıştır (Şekil 4.2.,4.3.).



Şekil 4.2. Hastaların Vücut Kitle İndeksine Göre Dağılımı



Şekil 4.3. Cinsiyete Göre Vücut Kitle İndeksi Dağılımı



Resim 4.1. Vücut kalınlığı-1 ölçümü Resim 4.2. Vücut kalınlığı-2 ölçümü

Her hastada ön-arka ve yan vücut kalınlığı rutinde elde olunan kılavuz BT görüntüleri (scanogram) üzerinden ölçülerek veri olarak kaydedilmiştir (Resim 4.1. ve 4.2.). Hasta ile ilgili doz verileri ($CTDI_{vol}$, DLP) BT cihazında tarama sonrası otomatik olarak elde edilen doz rapor sayfasından kaydedilmiştir (Resim 4.3.).

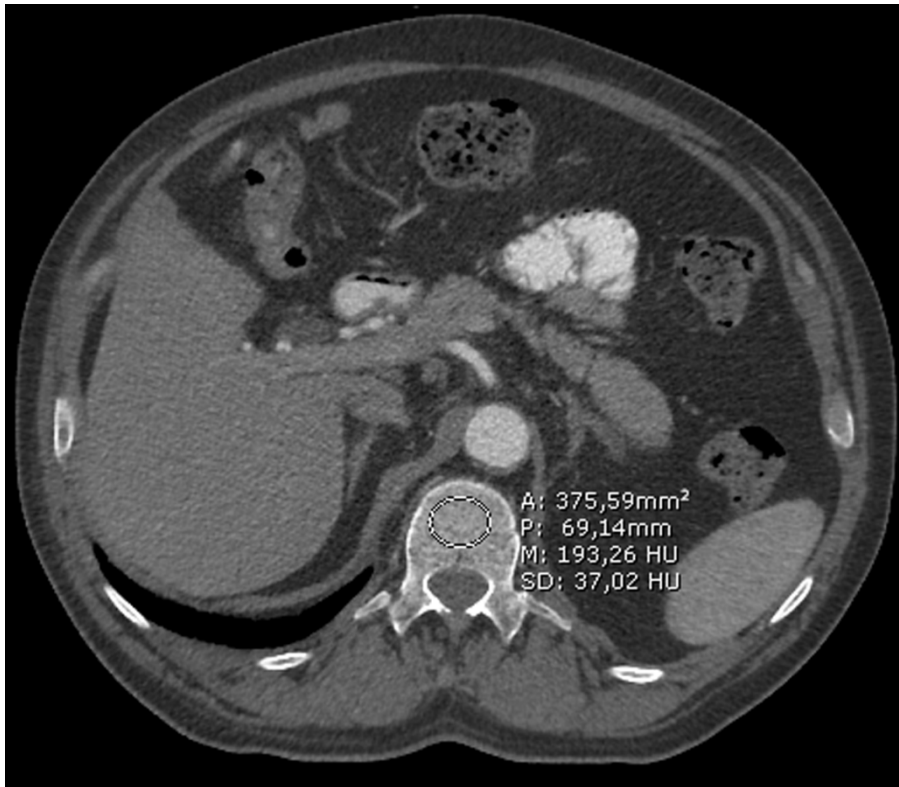
Total mAs 2039		Total DLP 238.57 mGycm					
Scan	kV	mAs / ref.	$CTDI_{vol}$ mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm	
Patient Position H-SP							
Topogram	1	130			5.3	0.6	
PreMonitoring	2	110	20	1.33(a)	1.33	0.6	5.0
I.V. Bolus							
Monitoring	3	110	20	11.93(a)	11.93	0.6	5.0
Thorax IV Kont	12	110	73 / 70	5.25(a)	225.31	0.6	1.2

Resim 4.3. BT cihazının doz raporu örneği

Hastanın toraks duvar kalınlığı kesit görüntü üzerinde göğüs kemiği manubrium kısmı hizasında toraks sağ arka duvarından ölçüldü (Resim 4.4.). Hastanın kemik yoğunluğu kesit görüntü üzerinde T12 vertebra (omugra) köprüsünden ölçülmüştür (Resim 4.5.).



Resim 4.4. Toraks duvarı ölçüm örneği



Resim 4.5. Kemik dansitesi ölçüm örneği

Hastanın aldığı dozun hesaplanması:

Hastanın aldığı doz “*hacim BT doz indeksi*” (CTDI_{vol}) ve “*doz length product*” (DLP), aşağıda belirtilen doz formülü kullanılarak hesaplanmıştır [31].

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI_{vol}) = CTDI x 1/pitch

(Hastanın taranan bölüm uzunluğu ilişkisi) Dose length product (DLP) = CTDI_{vol} x L
birimi = miliGray (mGy) x cm

L= taranan vücut kısmı uzunluğu

pitch değeri = (kısaca tarama yoğunluğudur, tütün 360 derece dönüş süresinde masa hızının ışın demet kalınlığına oranı)

Doz (D)= Radyasyon enerjisi x maddenin kg ı

Etkin doz (Efektif Doz) = $\sum D_{org} \times W_{org}$

Etkin doz (Efektif Doz) = ışınlanan tüm organların aldığı dozların toplamıdır. Her doku için DLP nin doku ağırlık faktörü ile çarpımı sonucu elde edilmiştir.

Etkin Doz (E) = DLP x f birimi = miliSievert (mSv)

Ortalama ağırlık faktörleri (f)

1. Baş: f = 0,0021 mSv/(mGy cm)
2. Boyun: f = 0,0059 mSv/(mGy cm)
3. Toraks: f = 0,0014 mSv/(mGy cm)
4. Abdomen ve Pelvis: f = 0,015 mSv/(mGy cm)

Çizelge 4.3. Tipik doz örnekleri

Protokol	CTDI_{vol}	Etkin Doz
Baş Rutin 120 kV, 340 mAs, 12 cm	59,7 mGy	1,5 mSv
Toraks Rutin 120 kV, 120 mAs, 30 cm	9,2 mGy	3,9 mSv
Abdomen Rutin 120 kV, 180 mAs, 30 cm	13,8 mGy	6,2 mSv

Deterministik radyasyon zararlarının başlangıç dozları

> 1 Sv DNA da değişikliklerle kemik iliği zararlanması

2–10 Sv Başağrısı, ateş, enfeksiyonlar, saç dökülmesi, bulantı, kusma, katarakt

10–15 Sv Şiddetli barsak zararlanması

Uygulanan parametreler; sabit 110 kVp, efektif mAs (otomatik tüp akım modülasyonu), kesit kalınlığı (sabit 1.25mm) cihaz verilerinden kaydedilmiştir.

Görüntü kalitesinin ölçülmesi:

Görüntü kalitesini kantitatif olarak değerlendirmek için görüntülerdeki gürültü (noiz) ve sinyal gürültü oranı (SGO) hesaplanmıştır. [23].

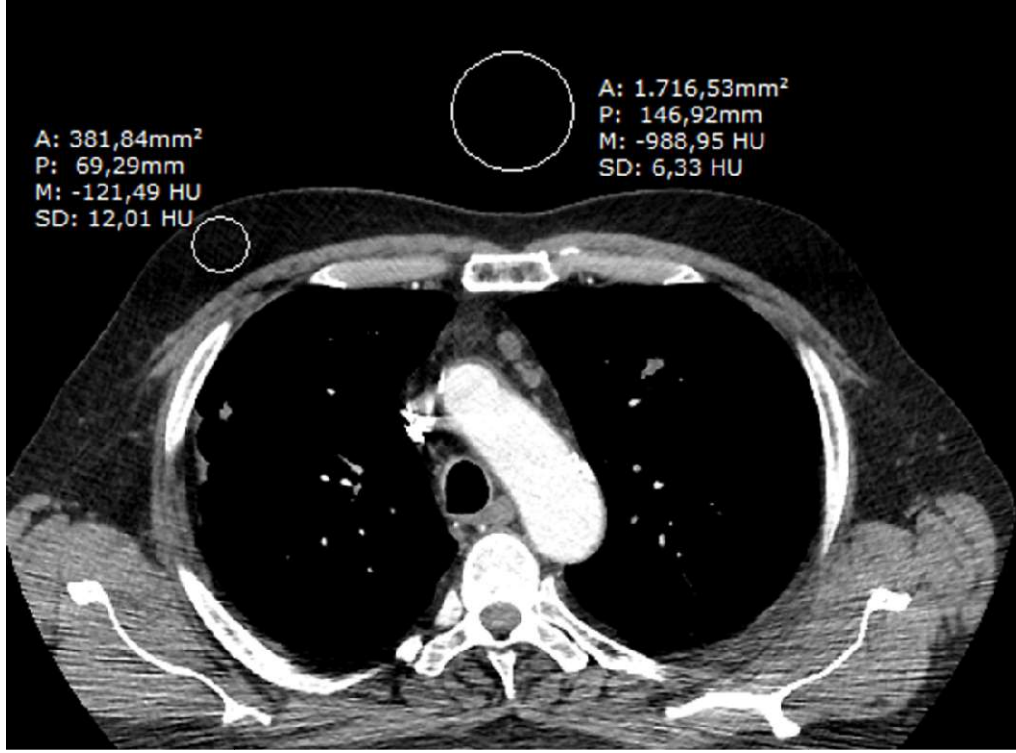
Görüntüdeki gürültü (noiz): Ciltaltı yağ dokusu, homojen kas dokusu ve aorta dan yapılan ROI (region of interest; mean \pm SD) atenuasyon ölçümleri SD ortalaması ile hesaplanmıştır (Resim 4.6. ve 4.7.).

Sinyal gürültü oranı (SGO):

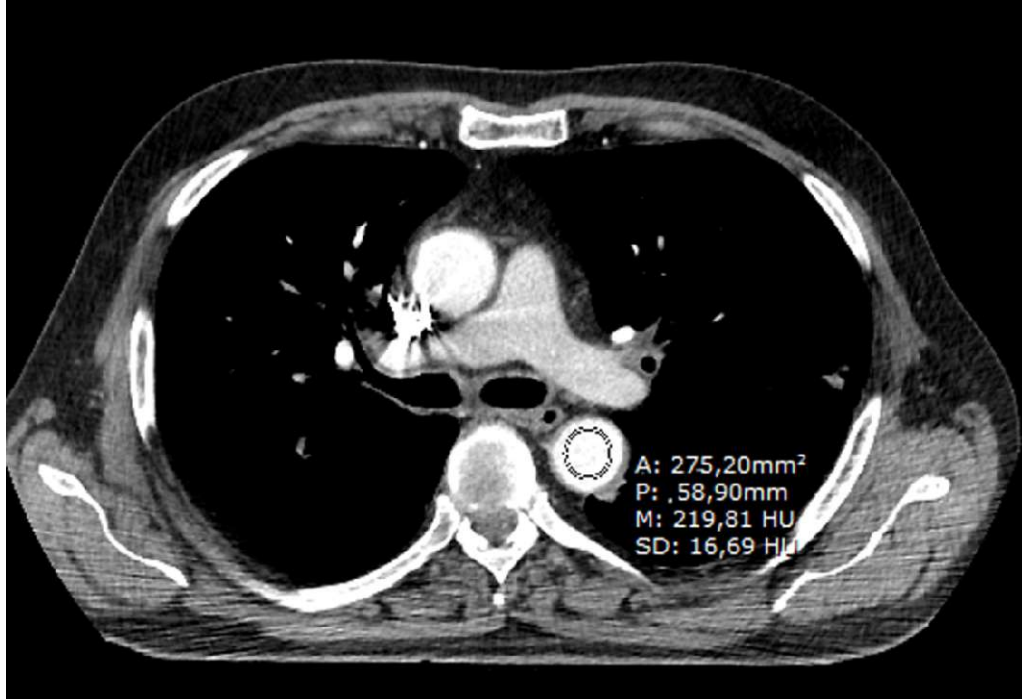
SGO = BT atenuasyonu / SD aorta dan yapılan ölçümlerden hesaplanmıştır.

BT atenuasyonu: BT de verilen x-ışınının vücudu geçerken zayıflama miktarıdır. BT görüntüsünün herhangi bir yerinden alan çizerek yapılan ölçümle elde edilmiştir.

Ayrıca 2 radyolog tarafından kalitatif olarak görüntü kalitesi 5 kademeli görsel skorlanarak değerlendirildi. Tüm görüntü kalite ölçümleri (Çizelge 4.3.) kaydedilmiştir.



Resim 4.6. Ciltaltı yağ dokusu ve hava noiz ölçüm örneği



Resim 4.7. İnen aortada noiz ölçüm örneği

4.1.4. Çalışmada Kullanılan Yazılımlar

Çalışma hastaların kişisel parametreleri ve ölçülen çıktı parametreleri Excel veri tabanına kaydedilmiştir. Excel’de verilerin değerlendirilmesi ile hastaların vücut kitle indeksine göre gruplandırma yapılmıştır.

Çalışmada parametreler arasında bir fonksiyonel ilişki bulmak ve regresyon modeli kurmak amacıyla SPSS 20.0 programı kullanılmıştır. Verilerin analizini yapmak ve yeni gelen hastaların çıktı parametrelerini tahmin edebilmek için Matlab 2013 programında yapay sinir ağları kullanılmıştır. Daha sonra ise fonksiyonel ilişki elde edebilmek için veriler düzenlenerek, Matlab programında curve fit uygulaması kullanılarak fonksiyonlar bulunmuştur.

4.2. Metod

Çalışmada ilk önce problem tanımlanarak hastaların verileri toplanmıştır. Problemin çözümünde regresyon modeli, istatistiksel analizler, yapay sinir ağları ve elde edilen matematiksel formüllerin kullanımıyla matematiksel modelleme yaklaşımları kullanılmıştır.

4.2.1. Regresyon Analizi

Regresyon analizi, iki ya da daha çok değişken arasındaki ilişkiyi ölçmek için kullanılan analiz metodudur. Eğer tek bir değişken kullanarak analiz yapılıyorsa buna tek değişkenli regresyon, birden çok değişken kullanılıyorsa çok değişkenli regresyon analizi olarak isimlendirilir. Regresyon analizi ile değişkenler arasındaki ilişkinin varlığı, eğer ilişki var ise bunun gücü hakkında bilgi edilebilir.

Regresyonda, değişkenlerden biri bağımlı diğerleri bağımsız değişken olmalıdır. Buradaki mantık eşitliğin solunda yer alan değişkenin sağında yer alan değişkenlerden etkilenmesidir. Sağda yer alan değişkenlerse diğer değişkenlerden etkilenmemektedir. Burada etkilenmemek matematiksel anlamda bu değişkenleri bir doğrusal denkleme koyduğumuzda etki yapması anlamındadır.

Basit Doğrusal Regresyon Modeli: $Y = a + bc + ei$

Çoklu Regresyon Modeli: $Y = a + bX1 + cX2 + dX3 + \dots + ei$

Y : Bağımlı değişken

$X1, X2, X3, \dots$: Bağımsız değişkenler

a, b, c, d, \dots : Katsayılar

e_i : Hata terimi

Regresyon analizi ile elde edilen regresyon modelleri matematiksel modellerde amaç fonksiyon ve/veya kısıtlayıcı denklemler olarak kullanılabilir.

Regresyon analizleri istatistiksel paket programlarda hızlı bir şekilde yapılabilir. Çalışma kapsamında hastaların kişisel parametreleri ve çıktı parametrelerine bağlı regresyon analizi SPSS 15.0 programında hesaplanmıştır. Çalışmanın başlangıcında regresyon analizi sonuçları, parametreler arasında anlamlı bir fonksiyonel ilişki elde etmek ve bir denklem kurmak için kullanılmıştır.

Kişisel parametrelere göre SPSS programında lineer regresyon analizi ile, Çizelge 7'deki çıktı parametrelerinin etkisine ayrı ayrı bakılmıştır. Hastanın kişisel özelliklerinin hastanın aldığı doz miktarına (mSv; $DLP \times 0.0014$), CTDI, DLP ve görüntü kalitesi parametreleri üzerine etkileri araştırıldı.

4.2.2. Yapay Sinir Ağı

Yapay sinir ağları, insan beyninden esinlenerek geliştirilmiş, ağırlıklı bağlantılar aracılığıyla birbirine bağlanan ve her biri kendi belleğine sahip işlem elemanlarından oluşan paralel ve dağıtılmış bilgi işleme yapılarıdır. Yapay sinir ağları, bir başka deyişle, biyolojik sinir ağlarını taklit eden bilgisayar programlarıdır.

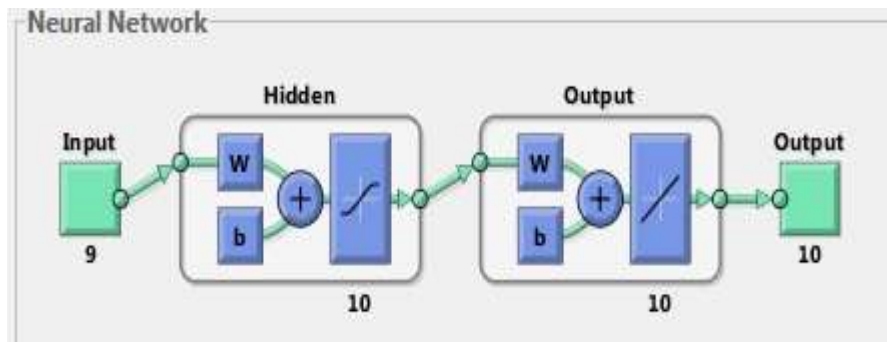
Yapay sinir ağının yapısında, nöron (Yapay sinir hücresi), bağlantılar ve öğrenme protokolü olmak üzere üç bileşen bulunur. Nöron, bir yapay sinir ağının temel işlem elemanıdır. Ağ içerisinde yer alan nöronlar, probleme etki eden faktörlere göre bir veya bir den fazla girdi alırlar ve problemden beklenen sonuç sayısı kadar çıktı verirler. Nöronların birbirleriyle bağlantılar aracılığıyla bir araya gelmeleri yapay sinir ağını oluşturmaktadır (Şekil 4.4.). Genel bir yapay sinir ağı sisteminde nöronların aynı doğrultu üzerinde bir araya gelmeleri katmanları oluşturur.

Bir yapay sinir ağında, birbirleriyle bağlantılı sinir hücrelerinin yer aldığı girdi katmanı (input layer), çıktı katmanı (output layer) ve gizli katman (hidden layer) olmak üzere temelde üç katman bulunmaktadır. Girdi katmanı ilk katmandır ve dışarıdan gelen verilerin yapay sinir ağına alınmasını sağlar. Bu veriler istatistikte bağımsız değişkenlere karşılık gelmektedir. Girdi katmanı probleme etki eden parametrelerden oluşmaktadır ve girdi katmanındaki nöron sayısı parametre sayısına

göre şekillenmektedir. Son katman çıktı katmanı olarak adlandırılır ve bilgilerin dışarıya iletilmesi işlevini görür. Çıktı değişkenleri, istatistikte bağımlı değişkenlere karşılık gelir. Modeldeki diğer katmanlar ise girdi katmanı ile çıktı katmanı arasında yer alır ve gizli katman olarak adlandırılır. Gizli katmanda bulunan nöronların dış ortamla bağlantıları yoktur. Yalnızca girdi katmanından gelen sinyalleri alırlar ve çıktı katmanına sinyal gönderirler. Gizli katman ve gizli katman(lar)da yer alacak nöronların sayısının seçimi, kurulan ağın performansı açısından önemlidir.

Yapay sinir ağları, klasik bilgisayar belleği gibi belirli bilgileri belirli yerlerde saklama yerine öz şeklindeki bilgileri nöronlar arasındaki bağlantılar üzerindeki (rassal sayı olarak) ağırlık değerleri ile ağ üzerinde dağıtarak saklarlar. Belirli bir problemi, programlama yerine direkt olarak mevcut örnekler üzerinden eğitilerek öğrenirler. Bir ağda öğrenme kısaca, istenen bir işlevi yerine getirecek şekilde ağırlıkların ayarlanması sürecidir. Temelde öğrenme yöntemleri danışmanlı ve danışmansız olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Danışmanlı öğrenmede, yapay sinir ağı kullanılmadan önce eğitilmelidir. Eğitim işlemi, sinir ağına giriş ve çıkış bilgileri sunmaktan oluşur. Ağ giriş bilgisine göre ürettiği çıkış değerini, istenen değerle karşılaştırarak ağırlıkların değiştirilmesinde kullanılacak bilgiyi elde eder. Girilen değerle istenen değer arasındaki fark hata değeri olarak önceden belirlenen değerden küçük oluncaya kadar eğitime devam edilir. Hata değeri istenen değer altına düştüğünde tüm ağırlıklar sabitlenerek eğitim işlemi sonlandırılır.

Çalışma kapsamında, regresyon modeli sonuçlarını elde etmek ve daha sonraki hastaların çıktı parametrelerini tahmin edebilmek amacıyla Matlab'ta yapay sinir ağları kullanılmıştır.



Şekil 4.4. Yapay Sinir Ağı Modeli

MATLAB programında çıktı parametrelerinin etkisi ayrı ayrı analiz edilmektense bütün çıktı parametreleri bir arada alınarak değerlendirme yapılmıştır.

6'sı kadın 4'ü erkek yaş ortalamaları $53,7 \pm 16,8$ olan ardışık 10 yeni hasta verileri ve toraks BT incelemesi ölçümleri kaydedildi. Matlab'ta yapay sinir ağıyla 10 yeni hastanın kişisel parametreleri kullanılarak, çıktı parametreleri öngörüsü ve başarı oranı araştırılmıştır.

4.2.3 Çalışmada Önerilen Yaklaşım

Girdi parametreleri ile çıktı parametreleri arasındaki fonksiyonel ilişkiyi elde etmek amacıyla toplanan veriler SPSS ve MATLAB paket programları kullanılarak analiz edilmiştir. Aort ve kas standar sapmaları, aort ve kas sinyal gürültü oranları, skor dışında kalan çıktı parametreleri ile çıktı parametreleri arasında güvenilir bir fonksiyonel ilişki elde edilememiştir. Bunun üzerine aşağıdaki yaklaşım önerilmiştir. Bilgisayarlı tomografi incelemesi yapılmak üzere radyoloji bölümüne gelen hastalara göre en uygun dozu bularak yani dozu optimize ederek hasta özellikleri ile çıktı parametreleri arasında bir fonksiyonel ilişki elde edebilmek için çalışmada yeni bir yaklaşım önerilmiştir. Bu doğrultuda excel veri tabanına kadın ve erkek olmak üzere 230 hastanın CTDI, DLP, DLPx00014, hava std, hava sg, yağ std, yağ sg ' ye ait verileri yanı sıra bu parametrelere karşılık gelen vücut kitle indeksi, vücut kalınlığı¹ ve vücut kalınlığı², duvar kalınlığı ve miliamper değerleri girilmiştir.

Farklı bireylere ait aynı değerlerin ortalaması alınarak yeni bir excel sütunu yaratılmıştır. Akabinde verilerin araları interpolasyon ile doldurulmuştur. Elde edilen verilerin 3'lü ve 2'li hareketli ortalamaları alınmıştır. Bu işlem dört kez tekrarlanmıştır. Daha sonra veriler aralarındaki fonksiyonel ilişkinin bulunabilmesi veriler için Matlab programına aktararak analiz edilmiştir. Buraya kadar anlattığımız işlemler bir bağımsız değişken ve çıktı üzerinden aşağıda ayrıntılı olarak verilmektedir.

1. Kadın hastaların duvar kalınlığı-DLP değerleri excel veri tabanına yazıldı (Şekil 4.5.).
2. Aynı değerlerin (örnekte ikişer adet 30, 32 ve 33 değerleri bulunmaktadır) ortalamaları alındı (Şekil 4.6., Şekil 4.7.).

3. Veriler arasındaki boşluklar (20 ile 24 arası gibi) interpolasyon işlemi uygulanarak dolduruldu (Şekil 4.8.-4.11.)
4. Daha sonra verilerin 3'lü ve 2'li ortalamaları alındı ve bu işlem dört kez tekrar edildi (Şekil 4.12.- 4.14.).
5. Veriler istatistiksel analiz edilerek fonksiyonel ilişkiler elde edildi ve bu fonksiyonel ilişkilerin grafikleri çizdirildi (Şekil 4.15.).

A1			
	A	B	C
1	DK	DLP	
2	20	76,88	
3	24	113,54	
4	27	85,66	
5	30	140,52	
6	30	109,28	
7	31	132,76	
8	32	152	
9	32	91,97	
10	33	128,73	
11	33	122,11	
12			
13			

Şekil 4.5. Excel'e girilen veri örneği

STDSAPMA								
	A	B	C	D	E	F	G	H
1	DK	DLP		DK	DLP			
2	20	76,88		20	76,88			
3	24	113,54		24	113,54			
4	27	85,66		27	85,66			
5	30	140,52		30	=ORTALAMA(B5:B6			
6	30	109,28						
7	31	132,76						
8	32	152						
9	32	91,97						
10	33	128,73						
11	33	122,11						
12								
13								

Şekil 4.6. Verilerin ortalamasının alınması

D9					
	A	B	C	D	E
1	DK	DLP		DK	DLP
2	20	76,88		20	76,88
3	24	113,54		24	113,54
4	27	85,66		27	85,66
5	30	140,52		30	124,9
6	30	109,28		31	132,76
7	31	132,76		32	121,985
8	32	152		33	125,42
9	32	91,97			
10	33	128,73			
11	33	122,11			
12					

Şekil 4.7. Verilerin ortalamalarının alınması

STDSAPMA												
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP				
2	20	76,88		20	76,88		20	76,88				
3	24	113,54		24	113,54		24	=ORTALAMA(H2;\$H\$6)				
4	27	85,66		27	85,66		22					
5	30	140,52		30	124,9		23					
6	30	109,28		31	132,76		24	113,54				
7	31	132,76		32	121,985		25					
8	32	152		33	125,42		26					
9	32	91,97					27					
10	33	128,73					28					
11	33	122,11					29					
12							30					
13							31					
14							32					
15							33					
16												

Şekil 4.8. Verilerin aralarının doldurulması

STDSAPMA												
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP				
2	20	76,88		20	76,88		20	76,88				
3	24	113,54		24	113,54		21	95,21				
4	27	85,66		27	85,66		22	104,38				
5	30	140,52		30	124,9		23	108,96				
6	30	109,28		31	132,76		24	113,54				
7	31	132,76		32	121,985		25	=ORTALAMA(H6;\$H\$9				
8	32	152		33	125,42		26					
9	32	91,97					27	85,66				
10	33	128,73					28					
11	33	122,11					29					
12							30	124,90				
13							31	132,76				
14							32	121,99				
15							33	125,42				
16												

Şekil 4.9. Verilerin aralarının doldurulması

STDSAPMA												
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP				
2	20	76,88		20	76,88		20	76,88				
3	24	113,54		24	113,54		21	95,21				
4	27	85,66		27	85,66		22	104,38				
5	30	140,52		30	124,9		23	108,96				
6	30	109,28		31	132,76		24	113,54				
7	31	132,76		32	121,985		25	99,60				
8	32	152		33	125,42		26	92,63				
9	32	91,97					27	85,66				
10	33	128,73					28	=ORTALAMA(H9;\$H\$12				
11	33	122,11					29					
12							30	124,90				
13							31	132,76				
14							32	121,99				
15							33	125,42				
16												

Şekil 4.10. Verilerin aralarının doldurulması

A1		DK							
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP	
2	20	76,88		20	76,88		20	76,88	
3	24	113,54		24	113,54		21	95,21	
4	27	85,66		27	85,66		22	104,38	
5	30	140,52		30	124,9		23	108,96	
6	30	109,28		31	132,76		24	113,54	
7	31	132,76		32	121,985		25	99,60	
8	32	152		33	125,42		26	92,63	
9	32	91,97					27	85,66	
10	33	128,73					28	105,28	
11	33	122,11					29	115,09	
12							30	124,90	
13							31	132,76	
14							32	121,99	
15							33	125,42	
16									

Şekil 4.11. Araları doldurulmuş veri örneği

STDSAPMA		=ORTALAMA(B2:B4)						
	A	B	C	D	E	F	G	
1	DK	DLP		DK	DLP			
2	20	76,88						
3	21	95,21						
4	22	104,375						
5	23	108,9575						
6	24	113,54						
7	25	99,6						
8	26	92,63						
9	27	85,66						
10	28	105,28						
11	29	115,09						
12	30	124,9						
13	31	132,76						
14	32	121,985						
15	33	125,42						
16								

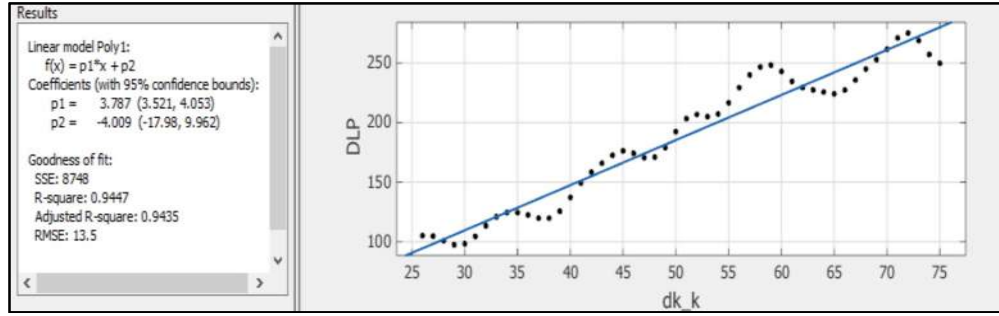
Şekil 4.12. Verilerin 3'lü hareketli ortalamasının alınması

STDSAPMA											
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP			
2	20	76,88		22	92,16		23	=ORTALAMA(E2:E3			
3	21	95,21		23	102,85		24	ORTALAMA(sayı1; [sayı2]; ...)			
4	22	104,375		24	108,96		25				
5	23	108,9575		25	107,37		26				
6	24	113,54		26	101,92		27				
7	25	99,6		27	92,63		28				
8	26	92,63		28	94,52		29				
9	27	85,66		29	102,01		30				
10	28	105,28		30	115,09		31				
11	29	115,09		31	124,25		32				
12	30	124,9		32	126,55		33				
13	31	132,76		33	126,72						
14	32	121,985									
15	33	125,42									
16											

Şekil 4.13. Verilerin 3'lü ve 2'li ortalamasının alınması

A1										
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	
1	DK	DLP		DK	DLP		DK	DLP		
2	20	76,88		22	92,16		23	97,50		
3	21	95,21		23	102,85		24	105,90		
4	22	104,375		24	108,96		25	108,16		
5	23	108,9575		25	107,37		26	104,64		
6	24	113,54		26	101,92		27	97,28		
7	25	99,6		27	92,63		28	93,58		
8	26	92,63		28	94,52		29	98,27		
9	27	85,66		29	102,01		30	108,55		
10	28	105,28		30	115,09		31	119,67		
11	29	115,09		31	124,25		32	125,40		
12	30	124,9		32	126,55		33	126,64		
13	31	132,76		33	126,72					
14	32	121,985								
15	33	125,42								
16										

Şekil 4.14. Verilerin son hali



Şekil 4.15. Matlab verilerin fonksiyonel ilişki grafiği çıktısı

4.5.4. Matematiksel Modelleme Yaklaşımı

Optimizasyon ya da matematiksel modelleme; izin verilen bir set içerisinde reel ya da tamsayılı değişkenlere ait değerlerinin sistematik bir biçimde seçilerek reel bir fonksiyonu minimize ya da maksimize etmek için araştırılan problemleri çözmeye çalışır. Başlıca alt alanları:

- Doğrusal programlama,
- Tamsayılı doğrusal programlama,
- Dinamik programlama,
- Quadratik programlama,
- Doğrusal olmayan programlama,
- Konveks programlama ve
- Stokastik programlama olarak sıralanabilir (<http://tr.wikipedia.org>) (71).

Doğrusal programlama (DP), sınırlı kaynakların kullanımını optimum kılmak için tasarlanmış bir matematiksel modelleme yöntemidir. DP modelinin 3 temel elemanı; karar değişkenleri, amaç fonksiyonu ve kısıtlardır. Doğrusal programlamada amaç ve kısıt fonksiyonlarının tümü doğrusaldır. Grafik çözüm yöntemi ve simpleks yöntemi doğrusal programlamada kullanılan başlıca çözüm yöntemleridir (Taha, 2000).

Doğrusal olmayan programlama (DOP), klasik optimizasyon teorisi, kısıtlanmış kısıtlanmamış fonksiyonların maksimum ve minimum (uç) noktalarını belirlemek için diferansiyel hesabı kullanmaktadır. Bu teorelinin temeli doğrusal olmayan programlama protokollerinin geliştirilmesidir. Eşitsizlik kısıtları için Kuhn-Tucker koşulları, kısıtlanmamış en uç noktaların belirlenmesi için gerekli ve yeterli koşullar,

eşitlik kısıtları olan problemler için Jakobiyen ve Lagranj yöntemleri geliştirilmiştir. DOP kullanılan başlıca kısıtlanmamış protokolleri doğrudan arama yöntemi ve gradyan yöntemi (Taha, 2000)'dir [72].

Çalışmada, hastalar için uygun dozun bulunması için geliştirilen matematiksel model, modeldeki değişkenler aşağıda verilmiştir;

$$\begin{aligned} \min \quad & DLP(vki, vk1, vk2, dk, ma) \\ & havastd(ma) \leq \text{hedefdeğer} \\ & havasg(ma) \geq \text{hedef değer} \\ & yagstd(ma) \leq \text{hedef değer} \\ & yagsg(ma) \geq \text{hedef değer} \end{aligned}$$

Önerilen yaklaşım sonucunda çıktı parametreleri ile hasta özellikleri arasındaki elde edilen fonksiyonel ilişkiler kullanılarak, Lingo 15.0 programında her hasta için uygun dozun hesaplanması sağlanmıştır. Hasta özellikleri kişiye bağlı parametreler olduğu için hasta BT incelemesine geldiğinde, kişisel parametreler modele girilir. Bahsedildiği gibi minimum dozun amaç fonksiyonu olduğu modelde ma karar değişkenidir. Böylece bilgisayarlı tomografi çekiminde kişinin maruz kalacağı minimum radyasyonu sağlayarak optimum doz hesaplanmış olacaktır. Hedef değer ise ilgili fonksiyondaki çıktı parametre (havasg, havastd, yagsg, yagstd) verilerinin ortalaması olarak alınmıştır.

5. BULGULAR VE TARTIŞMA

5.1. Bulgular

Hasta özellikleri ve çıktı parametreleri Çizelge 5.1.'de özetlenmiştir. Bütün bu veriler istatistiksel açıdan irdelendiğinde kişisel parametrelerden; cinsiyet, kemik yoğunluğu ve kemik yoğunluğu std nin çıktı parametreleri aralarında güvenilir bir fonksiyonel ilişki elde edilememiştir. Buna karşılık, on iki çıktı parametresinden ancak yedi çıktı parametresinde sağlıklı bir ilişki elde edilmiştir. Bunlar sırasıyla CTDI, DLP, DLPx0.0014, havastd, havasg, yağstd, yağsg'dir. Aşağıda Kasstd, kassg, aortstd, aortsg ve skor olmak üzere kalan diğer beş çıktı parametrelerine bakıldığında, hasta özellikleri ile ilgili aralarında bir ilişki bulunamamıştır. Gerçektende bu yapılar artefakt oranlarının fazla ve komşu yapılardan dolayı değerlendirmelerinin güç olması neeniyle değerlendirilmeleri zorluk arz etmektedir. Kullanılan girdi ve çıktı parametreleri Çizelge 5.2. ve 5.3.'de gösterilmiştir.

Çizelge 5.2. Kullanılan Kişisel Parametreler

Yaş
VKI
Vücut Kalınlığı-1 ön-arka
Vücut Kalınlığı -2 yan
Duvar Kalınlığı

Çizelge 5.3. Kullanılan Çıktı parametreleri

DLP
CTDI
DLPx0.0014
Yağ Dansitesi Std, S/G
Hava Dansitesi Std, S/G

Çizelge 5.1. Hastaların kişisel ve çıktı parametreleri (N=230 hasta için)

	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
vki	15,00	44,10	27,9083	5,26284
yas	17,00	87,00	54,8435	15,10146
kalinlik1	269,00	509,00	405,9565	41,10491
kalinlik2	174,00	321,00	242,0739	22,37178
duvarkalinlgi	20,00	97,00	51,4478	12,16855
kemikyogunlugu	47,00	317,00	159,6870	54,87896
kemikyogstd	29,00	181,00	48,1478	14,93464
mA	12,00	179,00	78,2043	23,62067
ctdi	2,29	12,91	5,7375	1,69807
dlp	76,88	591,93	201,4853	67,40493
yagstd	10,00	39,00	18,1130	3,79327
havastd	7,00	38,00	11,8130	3,44702
aortstd	11,00	54,00	24,1261	4,54735
kasstd	10,00	77,00	31,8826	12,54335
havasg	-143,00	-24,08	-89,6077	19,67300
yagsg	-12,30	-,55	-6,4701	1,58583
aortsg	4,20	19,18	10,0057	2,61337
kassg	,10	5,90	1,5557	,77252
skor	3,00	5,00	4,8435	,39850
dlpx0.0014	,11	,83	,2823	,09480

5.1.1. İstatiksel Analiz

Regresyon analizi ile hastaların kişisel özelliklerinin CTDI üzerine %91, DLP ve DLPx0.014 (alınan doz) üzerine %71 oranında etkili olduğu bulunurken diğer parametreler üzerine anlamlı etkisi bulunamadı ve bir fonksiyonel ilişki elde edilemedi (Çizelge 5.5. - 5.7.). CTDI ile VKİ, vücut kalınlığı-1 ve toraks duvar kalınlığı arasında anlamlı bir ilişki (sırasıyla $p<0.0001$; $p<0.0001$; $p=0.031$) bulundu (Çizelge 5.5). DLP ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki ($p=0.009$) bulundu (Çizelge 5.6.). Alınan doz (DLPx0.0014) ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki ($p=0.011$) bulundu (Çizelge 5.7.). Alınan doz ile VKİ ve vücut kalınlığı-1 arasında paralellik görüldü ancak istatistiksel açıdan (sırasıyla $p=0.098$; $p=0.071$) anlamlı düzeyde değildir.

Yukarıdaki açıklamalardan da anlaşıldığı üzere bütün girdi ve çıktılar arasında anlamlı bir fonksiyonel ilişki elde edilememiş, ancak bazı girdi ve çıktı parametreleri arasında istatistiksel anlamlılık elde edilmiştir (Çizelge 5.4.).

Sonuç olarak bütün veriler dikkate alındığında regresyon analizi ile güvenilir bir fonksiyonel ilişkilerin bulunması mümkün olmadığı için yapay sinir ağı kullanılmıştır.

Çizelge 5.4. Regresyon analizi sonuçları

Girdi - Çıktı Parametreleri	p
CTDI – Vücut kitle indeksi	< 0.0001
CTDI – Vücut kalınlığı-1	< 0.0001
CTDI – Duvar kalınlığı	0.031
DLP – Cinsiyet	0.009
DLPx0.0014 – Cinsiyet	0.011
DLPx0.0014 – Vücut kitle indeksi	0.098
DLPx0.0014 – Vücut kalınlığı-1	0.071

Çizelge 5.5. Hasta vücut özellikleri ile CTDI arasında regresyon analiz sonuçları

Model	R	R Square	Model Summary Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,956 ^a	,914	,910	,50840

a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki

ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	603,443	9	67,049	259,408	,000 ^a
	Residual	56,863	220	,258		
	Total	660,306	229			

a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki
b. Dependent Variable: ctdi

Coefficients ^a					
	Unstandardized Coeff		Std Coeff		
	B	Std. Error	Beta	t	sig
Yas	,004	,003	,035	1,291	,198
Cinsiyet	-,092	,079	-,026	-1,161	,247
Vücut kitle indeksi	,059	,011	,182	5,203	,000
Vücut kalınlığı 1	,007	,001	,165	5,125	,000
Vücut kalınlığı 2	1,160E-5	,003	,000	,005	,996
Toraks duvar kalınlığı	,009	,004	,067	2,170	,031
Kemik yoğunluğu	4,699E-6	,001	,000	,006	,995
mA	,044	,003	,616	15,595	,000

Çizelge 5.6. Hasta vücut özellikleri ile DLP arasında regresyon analiz sonuçları

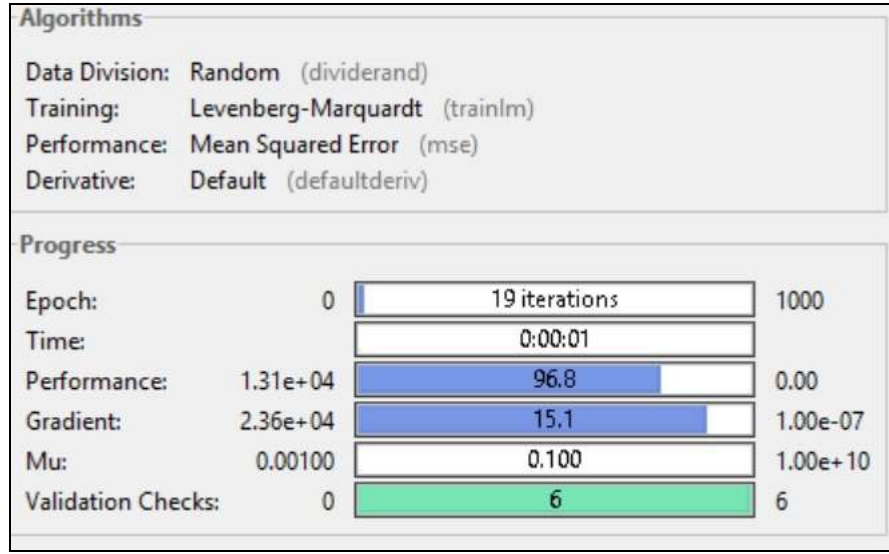
Model Summary						
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate		
1	,847 ^a	,718	,706	36,54283		
a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki						
ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	746660,921	9	82962,325	62,126	,000 ^a
	Residual	293783,305	220	1335,379		
	Total	1040444,226	229			
a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki						
b. Dependent Variable: dlp						
Coefficients ^a						
	Unstandardized Coeff		Std Coeff			
	B	Std. Error	Beta	t	sig	
Yas	-,074	,222	-,017	-,336	,737	
Cinsiyet	15,005	5,676	,108	2,644	,009	
Vücut kitle indeksi	1,374	,811	,107	1,694	,092	
Vücut kalınlığı 1	,161	,096	,098	1,684	,094	
Vücut kalınlığı 2	,186	,180	,062	1,032	,303	
Toraks duvar kalınlığı	,446	,309	,080	1,443	,151	
Kemik yoğunluğu	,036	,060	,029	,603	,547	
mA	1,673	,204	,586	8,196	,000	

Çizelge 5.7. Hasta vücut özellikleri ile alınan doz arasında regresyon analiz sonuçları

Model Summary						
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate		
1	,846 ^a	,715	,703	,05163		
a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki						
ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	1,471	9	,163	61,342	,000 ^a
	Residual	,586	220	,003		
	Total	2,058	229			
a. Predictors: (Constant), ma, kemikyogunlugu, cinsiyet, kemikyogunlugustd, yas, duvarkalinligi, vctkalinligi1, vctkalinligi2, vki						
b. Dependent Variable: dlp0.0014						
Coefficients ^a						
	Unstandardized Coeff		Std Coeff			
	B	Std. Error	Beta	t	sig	
Yas	,000	,000	-,016	-,329	,742	
Cinsiyet	,021	,008	,106	2,568	,011	
Vücut kitle indeksi	,002	,001	,106	1,661	,098	
Vücut kalınlığı 1	,000	,000	,107	1,817	,071	
Vücut kalınlığı 2	,000	,000	,059	,982	,327	
Toraks duvar kalınlığı	,001	,000	,081	1,443	,150	
Kemik yoğunluğu	4,970E-5	,000	,029	,590	,556	
mA	,002	,000	,582	8,100	,000	

5.1.2.1. Yapay Sinir Ağları

Dikkate alınan hastalar üzerinde bireysel bazda uygulanacak dozun mA oranının belirlenmesi amacıyla yapay sinir ağları kullanılmıştır. MATLAB ile yapay sinir ağları kullanılarak analiz sonucunda tüm çıktı parametreler üzerine %98 oranında etkili olduğu bulunmuştur (Şekil 5.2.).

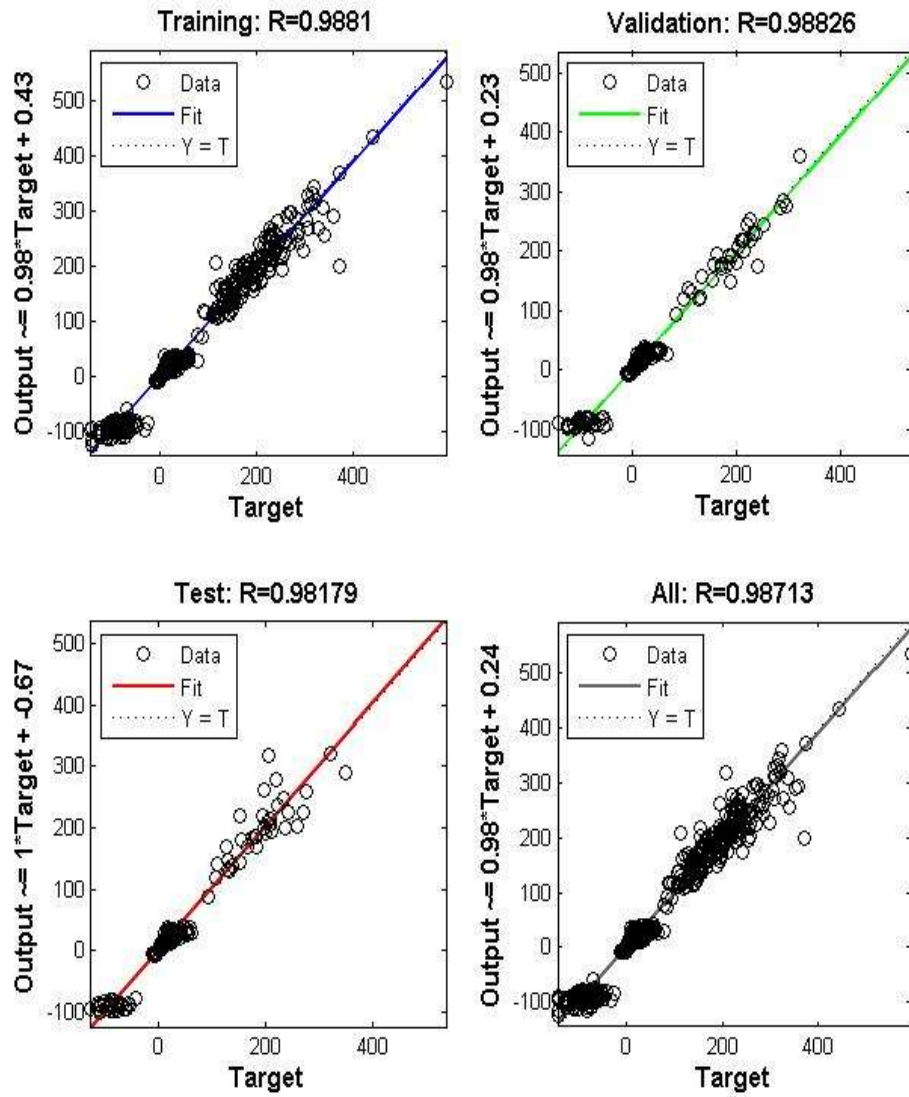


Şekil 5.1. Yapay Sinir Ağı Modeli Sonuçları

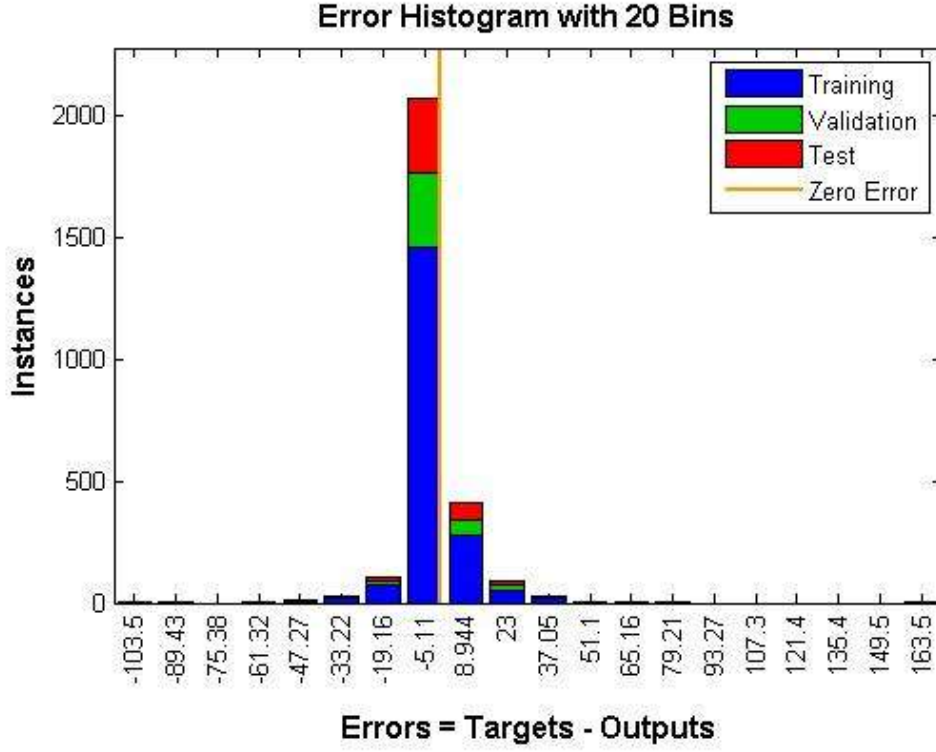
Çizelge 5.8. Katman Sayının Değişimine Bağlı Regresyon Analizi Sonuçları

Katman	Training	Validation	Test	All
5	0.98	0.95	0.96	0.97
6	0.97	0.96	0.97	0.97
7	0.98	0.97	0.97	0.98
8	0.99	0.98	0.97	0.98
9	0.98	0.93	0.97	0.97
10	0.98	0.98	0.97	0.98
11	0.99	0.97	0.97	0.98
12	0.97	0.97	0.94	0.96
13	0.98	0.97	0.96	0.98
14	0.98	0.97	0.98	0.98
15	0.98	0.98	0.94	0.98

Çizelge 5.8.'de de görüldüğü üzere yapay sinir ağında katman sayısı değiştirilerek regresyon sonuçları karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre en iyi çıktıyı veren katman sayısının 10 olduğu görülmüştür. Katman sayısının giderek artırılıp azaltılarak sonuçların kötüleştiği gözlemlenmiştir.



Şekil 5.2. Regresyon Analizi Grafikleri



Şekil 5.3. Yapay Sinir Ağı Hata Histogramı

5.1.2.2. Yapay Sinir Ağları Yaklaşımının Testi

6'sı kadın 4'ü erkek yaş ortalamaları $53,7 \pm 16,8$ olan ardışık 10 yeni hasta verileri ve toraks BT incelemesi ölçümleri kaydedildi. MATLAB'ta yapay sinir ağıyla 10 yeni hastanın kişisel parametreleri kullanılarak, çıktı parametreleri öngörüsü ve başarı oranı araştırılmıştır. Bu 10 yeni hastanın girdi ve çıktı parametreleri Çizelge 5.9.'da gösterilmiştir.

Çizelge 5.9. 10 yeni hastanın girdi ve çıktı parametreleri

Hasta	Y	C	VKİ	VK1	VK2	DK	KY	KYSD	ma	CTDI	DLP	YDSS	HDSS	ADSS	PSKD SS	Hava S/G	Yağ S/G	AORT S/G	Kas S/G	S/G Ort	GKG (1-5)	DLPx 0.0014
1	71	K	27,2	383	240	53	91	37	10,33	4,96	152,57	24	11	27	26	-90,64	-4,58	8,56	1,69	-21,24	4	0,21
2	68	E	16	355	209	41	106	25	5,33	2,3	98	16	11	27	31	-90,82	-3,06	3,59	2,10	-22,05	4	0,14
3	56	E	27,2	394	235	49	143	52	11,17	5,41	177,44	15	9	24	30	-110,89	-7,87	13,33	1,47	-25,99	5	0,25
4	36	K	23,4	347	200	45	249	48	8,00	3,9	144,92	15	9	24	25	-99,80	-8,19	14,70	2,04	-22,81	5	0,20
5	20	K	20,5	353	201	22	195	43	7,67	3,31	159,47	19	8	27	24	-99,80	-8,19	14,70	2,46	-22,71	5	0,22
6	56	K	29,3	373	228	41	138	40	12,50	6,05	185,73	17	8	27	27	-124,50	-6,06	7,52	1,74	-30,32	4	0,26
7	51	E	29,5	396	253	53	166	42	11,67	5,73	183,07	18	11	24	23	-90,73	-6,50	11,71	2,04	-20,87	5	0,26
8	73	E	21,1	351	234	46	207	27	6,67	2,89	119,15	15	9	20	23	-111,22	-6,20	15,35	1,91	-25,04	5	0,17
9	43	K	28,9	393	248	52	273	43	11,17	5,41	166,89	17	11	19	24	-90,64	-7,00	15,37	2,38	-19,97	5	0,23
10	63	K	38,9	376	248	54	165	56	14,33	6,83	185,12	20	13	34	38	-76,77	-5,70	6,00	0,97	-18,87	4	0,26

Y: yaş C: cins, VKİ: vücut kitle indeksi, VK1: vücut kalınlığı, VK2: vücut kalınlığı², DK: duvar kalınlığı, KY: kemik yoğunluğu, KYSS: kemik yoğunluğu standart sapması, ma: miliamper, CTDI: CT doz indeksi, DLP: Doz length product, YDSS; yağ dansitesi standart sapması, HDSS: hava dansitesi standart sapması, ADSS: aort dansitesi standart sapması, PSKDSS: paraspinal kas dansitesi standart sapma, Hava S/G: hava sinyal/gürültü oranı, Yağ S/G: yağ sinyal gürültü oranı, Aort S/G: aort sinyal gürültü oranı, Kas S/G: kas sinyal gürültü oranı, S/G ort: sinyal/grültü oranı ortalama, GKG: görüntü kalitesi görsel (1-5 skor - 5 en iyi), DLPx0.0014: alınan doz

Toraks BT cihazının hesapladığı (CTDI) ile yapay sinir ağlarından elde edilen (\overline{CTDI}) iki değer karşılaştırılarak mutlak sapma, bağıl hata ve uygunluk yüzdesi hesaplanmıştır.

$$\text{Mutlak Sapma} = |\text{Cihazın Ölçtüğü} - \text{Yapay Sinir Ağı}|$$

$$\text{Bağıl Hata} = \frac{\text{Mutlak Hata}}{\text{Cihazın Ölçtüğü}} \times 100$$

$$\text{Uygunluk Yüzdesi} = 100 - \text{Bağıl Hata}$$

Çizelge 5.10. CTDI için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	CTDI	\overline{CTDI}	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	4.95	4.96	0.01	0.20	99.80
2	3.01	3.02	0.01	0.33	99.67
3	5.41	5.41	0	0	100
4	3.76	3.9	0.14	3.72	96.28
5	2.89	3.31	0.42	14.53	85.47
6	5.45	6.05	0.6	11	89
7	5.78	5.73	0.05	0.87	99.13
8	4.46	4.06	0.40	8.97	91.03
9	6.5	6.02	0.48	7.38	92.62
10	5.4	5.02	0.38	7.04	92.96

Örnek olarak;

Çizelge 5.10.' da yer alan CTDI için birinci hastadaki mutlak sapma, bağıl hata ve uygunluk yüzdesinin hesaplanması

$$\text{Mutlak Sapma} = |4.95 - 4.96| = 0.01$$

$$\text{Bağıl Hata} = \frac{0.01}{4.96} \times 100 = 0.20$$

$$\text{Uygunluk Yüzdesi} = 100 - 0.20 = 99.80 \text{ şeklindedir.}$$

Bunun gibi bütün diğer çıktı parametreleri için mutlak sapma, bağıl hata ve uygunluk yüzdesi hesaplanmıştır. Alınan doz (DLPx0.0014) %90, CTDI %95, görüntü kalite skoru %90, sinyal gürültü oranı %90 oranında doğrulukla öngörülmüştür. DLP %89 öngörülmüştür (Çizelge 5.11. - 5.21.).

Çizelge 5.11. DLP için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	DLP	\overline{DLP}	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	160.32	152.57	7.75	4.83	95.17
2	133.1	98	35.1	26.37	73.63
3	164.97	177.44	12.47	7.56	92.44
4	160.07	144.92	15.15	9.46	90.54
5	158.52	155.47	3.05	19.24	80.76
6	188.27	185.73	2.54	1.35	98.65
7	204.44	183.07	21.37	10.45	89.55
8	105.87	119.15	13.28	12.54	87.46
9	191.55	166.89	24.66	12.87	87.13
10	190.11	185.12	4.99	2.62	97.38

Çizelge 5.12. Yağ Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Yağ Std	$\overline{Yağ Std}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	18.59	24	5.41	29.10	70.90
2	17.75	16	1.75	9.86	90.14
3	18.72	15	3.72	19.87	80.13
4	18.72	15	3.72	19.87	80.13
5	17.81	19	1.19	6.68	93.32
6	17.8	17	0.8	4.49	95.51
7	16.45	18	1.55	9.42	90.58
8	17.55	15	2.55	14.52	85.48
9	20.55	17	3.55	17.27	82.73
10	19.76	20	0.24	1.21	98.79

Çizelge 5.13. Hava Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Hava Std	$\overline{Hava Std}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	12.13	11	1.13	9.31	90.69
2	10.19	11	0.81	7.95	92.05
3	11.63	10	1.63	14.00	86.00
4	10.62	9	1.62	15.25	84.75
5	10.12	8	2.12	20.94	79.06
6	10.33	9	0.33	12.86	87.14
7	11.18	11	0.18	1.61	98.39
8	9.65	9	0.65	6.74	93.26
9	7.98	8	0.25	3.13	96.87
10	12.65	13	0.35	2.77	97.23

Çizelge 5.14. Aort Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Aort Std	$\widetilde{Aort\ Std}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	24.83	27	2.17	8.74	91.26
2	22.14	27	4.86	21.95	78.05
3	25.47	24	1.47	5.77	94.23
4	21.72	24	2.28	10.50	89.50
5	20.42	21	0.58	2.84	97.16
6	23.33	27	3.67	15.73	84.27
7	23.92	24	0.08	0.33	99.67
8	24.99	20	4.99	19.97	80.03
9	25.41	19	6.41	25.23	74.77
10	29.52	34	4.48	15.18	84.82

Çizelge 5.15. Kas Dansitesi Standart Sapması için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Kas Std	$\widetilde{Kas\ Std}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	32.37	26	6.37	19.68	80.32
2	27.38	31	3.62	13.22	86.78
3	32.41	30	2.41	7.44	92.56
4	28.95	25	3.95	13.64	86.36
5	31.03	24	7.03	22.66	77.34
6	31.66	27	4.66	14.71	85.29
7	25.76	23	2.76	10.71	89.29
8	24.89	23	1.89	7.59	92.41
9	27.26	24	3.26	11.96	88.04
10	29.4	38	8.6	29.25	70.75

Çizelge 5.16. Hava Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Hava S/G	$\widetilde{Hava\ S/G}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	-85.82	-90.64	4.82	5.62	94.38
2	-101.09	-90.82	10.27	10.16	89.84
3	-90.28	-110.89	20.61	22.83	77.17
4	-98.16	-99.8	1.64	1.67	98.33
5	-91.13	-99.8	8.67	9.55	90.49
6	-95.97	-124.5	28.53	29.72	70.28
7	-93.88	-90.73	3.15	3.36	96.64
8	-102.4	-111.22	8.82	8.61	91.39
9	-99.69	-90.64	9.05	9.08	90.92
10	-91.14	-76.77	14.37	15.77	84.23

Çizelge 5.17. Yağ Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Yağ S/G	$\widetilde{Yağ S/G}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	-6.05	-5.58	0.47	7.77	92.23
2	-6.59	-5.48	1.11	16.84	83.16
3	-5.98	-6.87	0.89	14.88	85.12
4	-6.09	-7.19	0.85	13.91	86.09
5	-5.55	-5.19	0.36	6.48	93.52
6	-6.36	-6.06	0.3	4.72	95.28
7	-6.99	-6.5	0.49	7.01	92.99
8	-6.88	-6.32	0.56	8.13	91.87
9	-6.24	-7.00	0.76	12.18	87.82
10	-6.45	-5.7	0.75	11.63	88.37

Çizelge 5.18. Aort Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Aort S/G	$\widetilde{Aort S/G}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	9.91	9.92	0.01	0.10	99.89
2	12.24	12.02	0.22	1.80	98.20
3	9.61	10.01	0.4	4.16	95.84
4	10.87	9.96	0.91	8.40	91.60
5	11.99	11.21	0.78	6.51	93.46
6	11.77	10.56	1.21	10.28	89.72
7	9.31	11.71	2.4	25.78	74.22
8	8.64	8.32	0.59	6.82	93.18
9	8.91	9.56	0.65	7.29	92.71
10	9.52	10.35	0.92	9.67	90.33

Çizelge 5.19. Kas Sinyal Gürültü Oranı için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Kas S/G	$\widetilde{Kas S/G}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	1.83	1.69	0.14	7.65	92.35
2	2.32	2.1	0.22	9.44	90.56
3	1.75	1.65	0.10	5.7	94.30
4	1.36	1.31	0.05	3.67	97.31
5	1.23	1.26	0.04	3.25	96.74
6	1.73	1.74	0.01	0.58	99.42
7	1.85	2.04	0.19	10.27	89.73
8	2.32	1.91	0.41	17.67	82.33
9	1.56	1.59	0.03	1.92	98.07
10	1.5	1.28	0.22	14.7	85.30

Çizelge 5.20. Skor için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	Skor	\widetilde{Skor}	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	4.9	4	0.9	18.37	81.63
2	4.96	4	0.96	19.35	80.65
3	4.68	5	0.32	6.84	93.16
4	4.16	5	0.84	20.19	79.81
5	4.82	5	0.18	3.73	96.27
6	4.74	4	0.74	15.61	84.39
7	4.87	5	0.13	2.67	97.33
8	4.96	5	0.04	0.81	99.19
9	5.07	5	0.07	1.38	98.62
10	4.55	4	0.55	12.09	87.91

Çizelge 5.21. DLP.0.0014 için Mutlak Sapma, Bağıl Hata ve Uygunluk Yüzdesi

Hasta	DLP.0.0014	$\widetilde{DLP.0.0014}$	Mutlak Sapma	Bağıl hata	Uygunluk Yüzdesi
1	0.18	0.21	0.03	16.67	83.33
2	0.24	0.28	0.04	16.67	83.33
3	0.37	0.40	0.03	8.11	91.89
4	0.5	0.49	0.01	2	98
5	0.46	0.44	0.02	4.35	95.65
6	0.33	0.30	0.03	9.09	90.91
7	0.29	0.26	0.03	10.34	89.66
8	0.28	0.30	0.02	7.14	92.86
9	0.34	0.32	0.02	5.88	94.12
10	0.31	0.26	0.05	16.13	83.87

Bununla birlikte yapay sinir ağı ile yukarıda bahsedildiği gibi bir öngörü oluşmasına karşı fonksiyonel bir ilişki elde edilememiştir. Bu nedenle optimizasyon modeli kullanılamamaktadır.

5.1.3. Çalışmada Önerilen Yaklaşımın Uygulanması

Regresyon analizi ve yapay sinir ağlarında verilerde kopukluk görülmüştür. Mevcut programlar ile bir fonksiyonel ilişki bulunamamış ve istatistiksel anlamlılık içeren sonuçlar elde edilememiştir. Veriler gözden geçirildiğinde kadın ve erkek cinsiyetinde farklılık gösterdiği dikkati çekmiştir. Bu nedenle hastaların kadın-erkek cinsiyeti olarak ikiye ayrılması, verilerin kendi içlerinde değerlendirilmesi öngörülmüş, metodda da (bölüm 4.2.3. çalışmada önerilen yaklaşımda) bahsedildiği

üzre yeni bir yaklaşım geliştirilmiştir. Geliştirilen yeni yaklaşım ile vki, vk1, vk2, dk ve ma girdileri ile CTDI, DLP, DLPx0,0014, havastd, havasg, yağstd, yağst çıktıları arasında aşağıdaki tablolarda görüldüğü üzere formüller elde edilmiştir (Şekil 5.22.-5.28.) Bu formüllerin grafikleri EK-1’de verilmiştir.

CTDI için;

Çizelge 5.22. CTDI için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R ²
KADIN	VKİ	0,2766x - 2,257	0,9042
	VK1	0,04024x -10,55	0,9144
	VK2	0,07028x -11,27	0,9437
	DK	0,1321x - 1,004	0,9867
	MA	0,4357x - 0,04763	0,9995
ERKEK	VKİ	0,2909x - 2,257	0,9749
	VK1	0,0314x -7,361	0,9521
	VK2	0,05825x-8,841	0,9343
	DK	0,1012x-0,3477	0,9424
	MA	0,4415x-0,2192	0,9954

DLP için;

Çizelge 5.23. DLP için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R ²
KADIN	VKİ	9,569x -76,36	0,9016
	VK1	1,419x -376,3	0,9438
	VK2	2,161x -327,66	0,9267
	DK	3,787x - 4,009	0,9447
	MA	13,31x +7,488	0,9715
ERKEK	VKİ	8,375x - 19,58	0,9158
	VK1	1,089x -248,1	0,942
	VK2	1,978x-282,7	0,9534
	DK	3,753x-13,47	0,9552
	MA	15,79x-11,83	0,9412

DLP00014 için;

Çizelge 5.24. DLPx0.0014 için için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R²
KADIN	VKİ	0,01302x -0,0859	0,909
	VK1	0,001907x -0,4953	0,9509
	VK2	0,002869x -0,4213	0,9013
	DK	0,005567x - 0,02691	0,9602
	MA	0,01889x +0,007825	0,9602
ERKEK	VKİ	0,01331x - 0,07304	0,9417
	VK1	0,001372x -0,2834	0,9094
	VK2	0,002791x-0,4022	0,9519
	DK	0,003758x-0,09391	0,8939
	MA	0,02493x-0,04216	0,899

Havastd için;

Çizelge 5.25. Havastd için için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R²
KADIN	VKİ	0,054x+7,949	0,9394
	VK1	0,3618x +9,173	0,9099
	VK2	0,03986x -0,2093	0,9015
	DK	0,04248x +7,398	0,9053
	MA	1x - 0,08804	1
ERKEK	VKİ	0,1693x + 5,034	0,9168
	VK1	0,01015x +5,062	0,9072
	VK2	0,03579x + 0,9591	0,9167
	DK	0,1106x+ 3,643	0,9246
	MA	0,1441x+7,967	0,9231

Havasg için;

Çizelge 5.26. Havasg için için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R ²
KADIN	VKİ	1,337x – 145,5	0,9118
	VK1	0,06898x – 134,4	0,9136
	VK2	0,5368x -238,8	0,9147
	DK	0,1499x -108,4	0,9012
	MA	1,431x –122,2	0,9055
ERKEK	VKİ	1,352x – 142,7	0,9077
	VK1	0,06811x -134,6	0,9028
	VK2	0,3226x - 180,9	0,9018
	DK	0,48x- 129,5	0,9053
	MA	1,29x -126,2	0,9192

Yagstd için;

Çizelge 5.27. Yağstd için için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R ²
KADIN	VKİ	0,1321x +10,61	0,9013
	VK1	0,02906x +3,092	0,909
	VK2	0,05129x +2,686	0,9229
	DK	0,151x +6,56	0,922
	MA	0,2758x –11,13	0,9024
ERKEK	VKİ	0,1185x – 12,22	0,9043
	VK1	0,006233x +13,19	0,9055
	VK2	0,04606x + 3,976	0,9353
	DK	0,1922x + 5,195	0,9702
	MA	0,2933x +12,21	0,8995

Yağsg için;

Çizelge 5.28. Yağsg için için fonksiyonlar ve R²

	Bağımsız Değişken	Formül	R ²
KADIN	VKİ	0,1215x -11,77	0,9097
	VK1	0,01473x -14,07	0,9403
	VK2	0,03443x -16,91	0,9011
	DK	0,09324x -13,43	0,9045
	MA	0,1762x -10,73	0,9068
ERKEK	VKİ	0,05049x - 8,85	0,9063
	VK1	0,007752x -10,77	0,9152
	VK2	0,01375x -11,13	0,9036
	DK	0,05864x - 10,8	0,9365
	MA	0,1131x -8,727	0,9043

5.1.4. Matematiksel Modelleme Yaklaşımının Uygulanması

İlk önce amaç fonksiyonu olarak kullanılacak olan DLPx0,0014 için kadın ve erkekler üzerinde regresyon analizi ayrı ayrı tekrar yapılmıştır. Regresyon analizi sonucu elde edilen çıktılar Çizelge 5.29. ve Çizelge 5.30.'da verilmiştir.

Lingo 15.0 programında kadın ve erkek hastalar için ayrı ayrı iki ayrı matematiksel modelleme yapılmış, bu modellemenin sağlıklı bir şekilde çalıştığı görülmüştür. Veriler eşliğinde her bir hasta için ma değerleri ve verilmesi gereken minimum doz miktarları bulunmuştur. Her iki cinsiyet içinde yapılan matematiksel modelleme aşağıda sunulmuştur.

Kadın hastalar;

$$\min = 0.000863 * x1 + 0.000401 * x2 - 0.000255 * x3 - 0.000062 * x4 + 0.002 * x5 - 0.071$$

$$\begin{aligned} 0.02881 * x5 + 5.82 &\leq 10.26; \\ 0.2975 * x5 - 144.4 &\geq 0 - 102.42; \\ 0.004892 * x5 + 8.226 &\leq 15.51; \\ 0.02454 * x5 - 11.64 &\geq -7.86 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x1 &= \text{değer} \\ x2 &= \text{değer} \\ x3 &= \text{değer} \\ x4 &= \text{değer} \end{aligned}$$

Erkek hastalar;

$$\text{min} = 0.002 * x_1 + 0.000186 * x_2 - 0.000450 * x_3 - 0.000909 * x_4 + 0.13 * x_5 + 0.182;$$

$$0.1441 * x_5 + 7.967 \leq 17;$$

$$1.29 * x_5 - 126.2 \geq -102.60;$$

$$0.2933 * x_5 + 12.21 \leq 23;$$

$$0.1131 * x_5 - 8.727 \geq -6.98;$$

$$x_1 = \text{değer}$$

$$x_2 = \text{değer}$$

$$x_3 = \text{değer}$$

$$x_4 = \text{değer}$$

Çizelge 5.29. Kadın Hastalarda Alınan Dozun Regresyon Analizi Sonuçları

Model Summary					
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	
1	,918 ^a	,842	,833	,04046	
a. Predictors: (Constant), ma, vk2, dk, vki, vk1					

ANOVA ^a						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	,717	5	,143	87,615	,000 ^b
	Residual	,134	82	,002		
	Total	,852	87			
a. Dependent Variable: DOZ						
b. Predictors: (Constant), ma, vk2, dk, vki, vk1						

Coefficients ^a						
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients Beta	t	Sig.
		B	Std. Error			
1	(Constant)	-,072	,068		-1,048	,298
	vki	,000863	,001	,051	,622	,536
	vk1	,000401	,000	,172	1,861	,066
	vk2	-,000255	,000	-,065	-,869	,387
	dk	-,000062	,001	-,008	-,111	,912
	ma	,002	,002	,779	6,706	,000
a. Dependent Variable: DOZ						

Çizelge 5.30. Erkek Hastalarda Alınan Dozun Regresyon Analizi Sonuçları

Model Summary						
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate		
1	,797 ^a	,635	,621	,05682		
a. Predictors: (Constant), ma, dk, vk1, vk2, vki						
ANOVA ^a						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	,763	5	,153	47,259	,000 ^b
	Residual	,439	136	,003		
	Total	1,202	141			
a. Dependent Variable: doz						
b. Predictors: (Constant), ma, dk, vk1, vk2, vki						
Coefficients ^a						
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-,182	,074		-2,447	,016
	vki	,002	,002	,124	1,438	,153
	vk1	,000186	,000	,081	1,106	,271
	vk2	-,000450	,000	,098	1,203	,231
	dk	-,000909	,001	,109	1,479	,141
	ma	,013	,002	,491	5,670	,000
a. Dependent Variable: doz						

Matematiksel modelleme kurulduktan sonra işlem, etkinliği görebilme adına 10 hasta üzerinde uygulanmıştır. Örnek olarak aşağıda birer kadın ve erkek hastada model ve sonuçlar verilmiştir.

1. Kadın Hasta

$$\min = 0.000859 * x1 + 0.000401 * x2 - 0.000255 * x3 - 0.000062 * x4 + 0.002 * x5 - 0.072;$$

$$\begin{aligned} x5 - 0.0880 &\leq 16; \\ 1.431 * x5 - 122.2 &> 0 - 107.86; \\ 0.2758 * x5 - 11.13 &\leq 15.15; \\ 0.1762 * x5 - 10.73 &\geq -8.02 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x1 &= 27.2; \\ x2 &= 383; \\ x3 &= 240; \\ x4 &= 53; \end{aligned}$$

Amaç fonksiyonu = 0.36
Karar değişkeni $x5 = 15.38$ olarak elde edilmiştir.

2. Erkek Hasta

$$\min = 0.002 * x1 + 0.000186 * x2 - 0.000450 * x3 - 0.000909 * x4 + 0.13 * x5 + 0.182;$$

$$\begin{aligned} 0.1441 * x5 + 7.967 &\leq 17; \\ 1.29 * x5 - 126.2 &\geq -102.60; \\ 0.2933 * x5 + 12.21 &\leq 23; \\ 0.1131 * x5 - 8.727 &\geq -6.98; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x1 &= 16; \\ x2 &= 355; \\ x3 &= 209; \\ x4 &= 41; \end{aligned}$$

Amaç fonksiyonu = 0.38
Karar değişkeni $x5 = 18.29$ olarak elde edilmiştir.

Lingo çıktıları Ek-2’de verilmiştir.

5.2.TARTIŞMA

Bu çalışmada hastaların kişisel özelliklerinin CTDI, DLP ve alınan doz üzerine anlamlı etkisi olduğu gösterilmiştir. Bu özelliklerden VKİ, vücut kalınlığı-1 ve duvar kalınlığı ile CTDI arasında anlamlı bir ilişki olduğu bulunmuştur. DLP ve alınan doz ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Alınan doz ile VKİ ve vücut kalınlığı-1 arasında paralellik görülmüştür. Bütün çıktı parametreleri bir arada değerlendirildiğinde kişisel parametrelerle %98 oranında anlamlı ilişkili olduğu gösterilmiştir. MATLAB programında bütün çıktı parametreleri bir arada ele alınarak analiz edilince kişisel parametrelerle %98 oranında anlamlı ilişki bulunmuştur. MATLAB'ta yapay sinir ağına oluşturulan uygulama ile yeni bir hasta geldiğinde çıktı parametreleri tahmin edilebilmektedir. Yapay sinir ağı ile yeni hastalarda çıktı parametreleri genelde %95 üstü, alınan doz ve görüntü kalitesi %99 doğrulukla öngörülmüştür.

Çalışmamızda hastaların kişisel özelliklerinin alınan doza anlamlı etkisi olduğunun gösterilmesi hasta özelliklerine bakılarak radyasyon dozunun azaltılabileceğini ve programlanabileceğini göstermektedir. Bu özelliklerden VKİ, vücut kalınlığı-1 ve duvar kalınlığı en önemlileridir. Cinsiyet ile alınan doz arasındaki anlamlı ilişki cinsiyetin de doz optimizasyonunda önemli bir hasta özelliği olduğunu göstermektedir. Bütün çıktı parametreleri bir arada değerlendirildiğinde kişisel parametrelerle %98 oranında anlamlı ilişkili olduğu gösterilmiştir. MATLAB'ta yapay sinir ağı ile oluşturulan uygulama sayesinde hastaların BT çekimi yapılmadan önce alacağı doz ve görüntü kalitesi tahmin edilerek doz azaltımı daha başarılı uygulanabilecektir.

Birçok çalışma [35,36-43,42-47,48-58] olmasına rağmen BT doz azaltımı konusunun henüz gelişme aşamasında olduğunu düşünmekteyiz. Günümüzde BT protokolleri ve geliştirilen yazılımlarla hafif ve orta derecede doz azaltımı yapılabileceği gösterilmiş [17,39,43,45-48,44-46] olup güncel beklenti ileri derecede doz azaltımı sağlamaktır [40,52,54-59]. Farklı uygulamalarla doz azaltımı uygulanabilmekte bunlar; tüp akımını (mA) veya voltajını (kVp) azaltmak, pitch değerini artırmak, tarama alanı uzunluğu optimizasyonu, tarama protokollerinin hasta vücut özelliklerine göre ayarlanması, otomatik akım veya voltaj modülasyonudur. Ancak bu yöntemlerle doz azaltıldığında görüntü kalitesi de bozulmaktadır. Bu nedenle daha fazla doz

azaltabilmek için görüntü kalitesini artırmak gerekmektedir [55-59]. Bu amaçla farklı iteratif rekonstrüksiyon protokolleri geliştirilmiştir [60-62].

Otomatik tüp akım veya voltaj modülasyonu ile ilgili çalışmalar bu yönümlerin yaygın kullanımını sağlamıştır [44,64,65,66,73,74-82]. Otomatik tüp voltaj seçimi ve otomatik tüp akım modülasyonunun birlikte kullanımının görüntü kalitesini koruyarak daha fazla doz azaltımına imkan tanıdığı, sadece otomatik tüp akım modülasyonu ile elde edilen toraks ve abdomen BT ye kıyasla ortalama %18 daha fazla doz azaltımı sağlandığı gösterilmiştir [53,83]. Bazı özel filtrelerin doz azaltımı amacıyla kullanımı söz konusudur. Filtreler radyasyona duyarlı organların korunması amacıyla da kullanılmaktadır.

İteratif rekonst algoritmeleri üzerinde en çok araştırma yapılan konu olmasının nedeni görüntü kalitesini artırarak daha fazla doz azaltımına olanak sağlamasıdır [56,66,81,82]. Görüntü kalitesini artırması nedeniyle iteratif rekonst algoritmeleri gelecek vaadeden en önemli konulardan biridir [40,66]. Yeni geliştirilen model tabanlı iteratif rekonstrüksiyon algoritmi (MBIR) ile diğer yöntemlere göre daha fazla doz azaltımı ve görüntü kalitesi sağlamak mümkün olmaktadır [36,44,47,50,52,85-90]. Pourjabbar S ve ark. (2014) [87] toraks BT incelemesinde iki farklı iteratif doz azaltım programını (*SAFIR* ve *Safe CT*) FBP ile lezyon saptanabilirliği ve görüntü kalitesi açısından karşılaştırmalı olarak araştırmışlar, iki yöntemin de görüntü kalitesini artırdığını göstermişlerdir.

Güncel uygulamalar içinde MBIR algoritmeleri [36,44,47,49,52] ve FBP algoritmi ile daha düşük doz araştırılması [81], düşük kilovoltaj ile hibrid iteratif rekonstrüksiyon algoritmelerinin birlikte kullanımı [82] yer almaktadır. Bunlardan Chae IH. ve ark. (2014) [90] otomatik tüp voltaj seçimi ve iteratif rekonstrüksiyon algoritminin birlikte kullanımı ile standart toraks BT ye kıyasla ortalama % 40 doz azaltımı sağlandığını bildirmişlerdir. İteratif rekonstrüksiyon algoritmelerinin dozu azaltırken görüntü kalitesi üzerine etkisi araştırılan konulardır [91,92]. VKİ verileri esas alınarak doz azaltımı [85,86], birden çok yöntemin birlikte kullanımı; otomatik doz modülasyonu ve otomatik kV modülasyonu birlikte kullanımı [53,65,92], VKİ, otomatik doz modülasyonu ve otomatik kV modülasyonu birlikte kullanımı [91] başarılı uygulamalarla önem kazanmaktadır. Ek olarak belirli bir patolojiyi

saptamaya yönelik BT incelemelerde doz azaltım uygulamaları [72,94,95] dikkati çekmektedir. Dual enerjili BT cihazı kullanımı kontrast made ve doz azaltmada yararlı olmaktadır [51].

Bu çalışmada elde edilen sonuçlarla dozu etkileyen tüm parametrelerin belirlenmesi ve alınan doza katkısının bilinmesi BT protokollerini optimize ederek görüntü kalitesinden fazla ödün vermeden daha ileri düzeyde radyasyon doz azaltımını sağlayacaktır. Bu bilgiler yeni yazılımlar geliştirilmesine de olanak verecektir. Böylece radyasyonun insanlara verdiği zararı daha da azaltmak mümkün olacaktır.

Bu çalışmanın sınırlamaları arasında BT cihazında değişken kVp kullanılmaması nedeniyle kilovoltajın dozla ilişkisini gösterme imkanı elde edilememesi sayılabilir. Cihazda mA değerinin hasta özelliklerine göre ayarlanması hasta özelliklerinin görüntü kalitesi üzerine etkilerini değerlendirmeyi sınırlamıştır. Örneklem hesabı ile belirlenmekle birlikte hasta sayısı daha fazla alınırsa parametrelerin dozla ilişkisinin daha doğru gösterebileceği kanaatindeyiz. Çalışmanın insanı simüle eden bir fantom ve üzerinde doz ölçüm cihazı yardımıyla radyasyon dozunun doğrudan hesaplanması daha kesin değerlendirme imkanı verebilirdi.

Optimizasyon modelinde çıktı parametreleri ile girdi parametreleri arasında bulunan fonksiyonlar ile kısıtlar belirlenmiş, regresyon analizi ile de amaç fonksiyonu yazılmıştır. Yapay sinir ağlarında dışarıdan girilmesi gereken parametreler içinde kişisel parametrelerin yanında miliamper değerinde girilmesi gerekmiştir. Fakat bulunan fonksiyonel ilişkiler sayesinde hedef değerler ile birlikte kısıtlar oluşturulmuş hem görüntü kalitesi performans kriterleri olan kısıtların sağlanması hem de kişisel bazlı miliamper değerlerinin hesaplanması sağlanmıştır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak bu çalışmada hasta kişisel özelliklerinin alınan radyasyon dozu üzerine anlamlı etkisi olduğu gösterilmiştir. MATLAB'ta yapay sinir ağına oluşturulan uygulama ile yeni bir hasta geldiğinde çıktı parametreleri tahmin edilebilmektedir. Yapay sinir ağı ile yeni hastalarda çıktı parametreleri genelde %95 üstü, alınan doz ve görüntü kalitesi %99 doğrulukla öngörülebilmektedir. Bu veriler ışığında kalite göstergeleri ve maruz kalınan doz gibi çıktı parametrelerinin ne kadar olması gerektiğini hastaya uygulanacak işlem öncesi belirlemek mümkün olmaktadır.

Bu çalışma ile birlikte ilk defa BT'de etkili kişisel parametreler diğer bir deyişle girdi parametreleri ve çıktı parametreleri olan doz ve görüntü kalitesi parametreleri belirlenmiştir.

BT incelemelerinde hastanın alacağı radyasyon dozunun daha başarılı bir şekilde azaltılması için hasta kişisel özelliklerini dikkate alınarak oluşturulacak yazılım yardımıyla otomatik kilovolt ve akım modülasyonu ile gelişmiş iteratif rekonstrüksiyon protokollerinin birlikte kullanımını önermekteyiz. Bunun için hasta özellikleri, kilovolt ve akım modülasyonu ile model tabanlı iteratif rekonstrüksiyon protokollerinin birlikte kullanıldığı araştırmalara gereksinim vardır. Bu sayede inceleme öncesi hastanın alacağı doz ve görüntü kalitesi istenen düzeylerde ayarlanarak optimize edilebilecektir.

7.KAYNAKLAR

- [1]. Ünal, D., Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri, Tez, Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Fizik Eğitimi Anabilim Dalı, Ankara,2008.
- [2].Özkan, R., Bilgisayarlı tomografinin temel prensipleri, Erişim: <http://file.toraks.org.tr/>
- [3]. Topcu, V., Bilgisayarlı tomografide imaj oluşumu/ gösterimi, üç boyutlu (3D) imaj işleme ve gösterim teknikleri: Multislice BTde sanal laringoskopik uygulamalar, İstanbul, 2005.
- [4]. Başhekim, Ç., Radyasyon Doz Kontrolü ve Doz Azaltma Yöntemleri-Pediyatrik BT İnceleme Radiation Dose Control and Dose Redaction in Pediatric CT, Türkiye Klinikleri Journal of Radiology-Special Topics, 4(2), 69-73, 2011.
- [5]. Erişim: <https://www.google.com.tr/search?q=BT>
- [6]. [https://www.google.com.tr/search=siemens+multislice ct.](https://www.google.com.tr/search=siemens+multislice+ct)
- [7].Akyürek, M., Toraks BT’de radyasyon dozu, Erişim: <http://www.toraks.org.tr/sunumerkezi>.
- [8]. Brenner, D., Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risk of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR American Journal of Roentgenology, 176(2), 289-96, 2001.
- [9]. Frush DP, Donnelly, LF., Helical CT in children:technical considerations and body applications, Radiology, 209(1), 37–48, 1998.
- [10]. Brenner, D., Hall, EJ., Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure, New England Journal of Medicine, 357(22), 2277-84, 2007.
- [11].Evens, RG., Mettler, FA., National CT use and radiation exposure: United States, 1983, AJR American Journal of Roentgenology,144(5), 1077–1081, 1985.
- [12]. Bahador, B., Trends in diagnostic imaging to 2000, London: Financial Times , Pharmaceuticals and Healthcare Publishing, 1996.
- [13]. Costello, JE., Cecava, ND., Tucker, JE., Bau, JL., CT Radiation Dose: Current Controversies and Dose Reduction Strategies, AJR American Journal of Roentgenology, 201(6), 1283-90, 2013.
- [14]. Hall, EJ., Brenner, D., Cancer risks from diagnostic radiology, The British Journal of Radiology., 81 (2008), 362–378, 2008.

- [15]. Hall, EJ., Brenner, DJ., Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data, *The British Journal of Radiology*.85(1020), e1316-7, 2012.
- [16]. Brenner, DJ., Hall, EJ., Cancer risks from CT scans: now we have data, what? next?, *Radiology*, 265(2), 330-1, 2012.
- [17]. Hoffmann, W., Meiboom, MF., Weitmann, K., Terschüren, C., von Boetticher, H., Influence of Age, Sex and Calendar Year on Lifetime Accumulated Red Marrow Dose from Diagnostic Radiation Exposure, [PLoS One](#), 18(11), e78027, 2013.
- [18]. Ainsbury, EA., Bouffler, SD., Dorr, W., Graw, J., Muirhead, CR., et al. Radiation cataractogenesis: a review of recent studies. *Radiation Research*, 172(1), 1–9, 2009.
- [19]. Berrington, de, GA., Darby, S., Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries, *Lancet*, 363(9406), 345–351, 2004.
- [20]. Hoffmann, W., Terschüren, C., Heimpel, H., Feller, A., Butte, W., et al. Population- based research on occupational and environmental factors for leukemia and non-Hodgkin’s lymphoma: the Northern Germany, Leukemia and Lymphoma Study (NLL), *American Journal of Industrial Medicine*, 51(4), 246–257, 2008.
- [21]. Brix G, Nissen-Meyer S, Lechel U, Nissen-Meyer J, Griebel J, et al, Radiation exposures of cancer patients from medical X-rays: how relevant are they for individual patients and population exposure? *European Journal of Radiol*, 72(2), 342–347, 2009.
- [22]. Mettler, F., Bhargavan, M., Faulkner, K., et al, Radiologic and nuclear Medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources – 1950–2007, *Radiology*, 253(2), 520–31, 2009.
- [23]. Brenner, DJ., Hricak, H., Radiation exposure from medical imaging, Time to regulate?, *JAMA*, 304(2), 208-9, 2010.
- [24]. Ögüş, C., Ket, S., Özdemir, T., Toraksın Radyolojik Görüntülenmesinde Radyasyon Riski, *Toraks Dergisi*, 4(2), 205-207, 2003.
- [25]. Lipscomp, M., Environmental Diseases, In: Kumar V, Cotran R, Robbins S (eds). , *Basic pathology*. 5th ed. Philadelphia; W.B.Saunders, 1992.

- [26]. Koç, GG., Kokangül, A., Hanalioğlu, T., Toraks Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Doz Azaltımı, *Cukurova Medical Journal*, 38 (3), 422-427, 2013.
- [27]. Wang, JX., Zhang, LA., Li, BX., Cancer incidence and risk estimation among medical x-ray workers in China, 1950-1995, *Health Phys*, 82(4), 455-66, 2002.
- [28]. Kaya, T., Radyasyon Sağlığı ve Radyasyondan Korunma, Kaya, T., Adapınar, B., Özkan, R., eds., *Temel Radyoloji Tekniği*, Eskişehir, Güneş & Nobel Tıp Kitabevi, 1996:118-37.
- [29]. Özdemir, T., Demiral, A., Radyasyonun akciğer üzerine etkileri, *Türk Onkoloji Dergisi*, 16(2), 36-41, 2001.
- [30]. Bennett, LM., Breast cancer: genetic predisposition and exposure to radiation. *Molecular Carcinogenesis*, 26(3), 143-9, 1999.
- [31]. Oyar, O., Radyasyon Fiziği, Oyar, O., *Radyolojide Temel Fizik Kavramlar*, İzmir: Nobel Tıp Kitabevi, 1998.
- [32]. Callahan, MJ., CT dose reduction in practice, *Pediatr Radiol*, 41 (Suppl 2), 88–492, 2011.
- [33]. Sodickson, A., Strategies for Reducing Radiation Exposure in Multi-Detector Row CT, *Radiologic Clinics North America*, 50(1), 1-14, 2012.
- [34]. Schindera, ST., Winklehner, A., Alkadhi, H., Goetti, R., Fischer, M., Gnannt, R., Szucs-Farkas, Z., Effect of automatic tube voltage selection on image quality and radiation dose in abdominal CT angiography of various body sizes: a phantom study, *Clinical Radiology*, 68(2), e79-86, 2013.
- [35]. Kaza, RK., Platt, JF., Goodsitt, MM., Al-Hawary, MM., Maturen, KE., Wasnik, AP., Pandya, A., Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT, *Radiographics*, 34(1), 4-17, 2014.
- [36]. Chang, W., Lee, JM., Lee, K., Yoon, JH., Yu, MH., Han, JK., Choi, BI., Assessment of a model-based, iterative reconstruction algorithm (MBIR) regarding image quality and dose reduction in liver computed tomography, *Investigative Radiology*, 48(8), 598-606, 2013.
- [37]. Vardhanabhuti, V., Loader, RJ., Mitchell, GR., Riordan, RD., Roobottom, CA., Image quality assessment of standard- and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms, *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(3), 545-52, 2013.
- [38]. Kataria, B., Smedby, O., Patient dose and image quality in low-dose abdominal CT: a comparison between iterative reconstruction and filtered back projection,

Acta Radiologica., 54(5), 540-548, 2013.

- [39]. Hu, XH., Ding, XF., Wu, RZ., Zhang, MM.. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space, *Clinical Radiology.*, 66(11),1023-9, 2011.
- [40]. Willemink, MJ., Leiner, T., de Jong, PA., de Heer, LM., Nievelstein, RA., Schilham, AM., Budde, RP., Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality, *European Radiology*, 23(6), 1632-42, 2013.
- [41]. Pontana, F., Duhamel, A., Pagniez, J., Flohr, T., Faivre, JB., Hachulla, AL., Remy, J, M., Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients, *European Journal of Radiology*, 21(3), 636-43, 2011.
- [42]. Singh, S., Digumarthy, SR., Back, A., Shepard, JA., Kalra, MK., Radiation dose reduction for chest CT with non-linear adaptive filters, *Acta Radiologica*, 54(2), 169-74, 2013.
- [43]. Kim, M., Lee, JM., Yoon, JH., Son, H., Choi, JW., Han, JK., Choi, BI., Adaptive iterative dose reduction algorithm in CT: effect on image quality compared with filtered back projection in body phantoms of different sizes, *Korean Journal of Radiology*, 15(2), 195-204, 2014.
- [44]. Ohno, Y., Takenaka, D., Kanda, T., Yoshikawa, T., Matsumoto, S., Sugihara, N., Sugimura, K., Adaptive iterative dose reduction using 3D processing for reduced- and low-dose pulmonary CT: comparison with standard-dose CT for image noise reduction and radiological findings, *AJR American Journal of Roentgenology*, 199(4), W477-85, 2012.
- [45]. Al-Hinnawi, AR., Daear, M., Huwajjah, S., Assessment of bilateral filter on 1/2 dose chest-pelvis CT views, *Radiological Physics Technology*, 6(2), 385-98, 2013.
- [46]. Chang, KJ., Yee, J., Dose reduction methods for CT colonography, *Abdominal Imaging*, 38(2), 224-32, 2013.
- [47]. Vardhanabhuti, V., Loader, RJ., Mitchell, GR., Riordan, RD., Roobottom, CA., Image quality assessment of standard- and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms, *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(3), 545-52, 2013.

- [48]. The measurement, reporting and management of radiation dose in CT, Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. Publish: American Association of Physicists in Medicine One Physics Ellipse College Park, MD 20740-3846. 2008.
- [49]. Botsikas, D., Stefanelli, S., Boudabbous, S., Toso, S., Becker, CD., Montet, X., Model-Based Iterative Reconstruction Versus Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Low-Dose Abdominal CT for Urolithiasis, *AJR American Journal of Roentgenology*, 203(2), 336-40, 2014.
- [50]. Shuman, WP., Green, DE., Busey, JM., Kolokythas, O., Mitsumori, LM., Koprowicz, KM., Thibault, JB., Hsieh, J., Alessio, AM., Choi, E., Kinahan, PE., Model-based iterative reconstruction versus adaptive statistical iterative reconstruction and filtered back projection in liver 64-MDCT: focal lesion detection, lesion conspicuity, and image noise. *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(5), 1071-6, 2013.
- [51]. Mayo, J., Thakur, Y., Pulmonary CT angiography as first-line imaging for PE: image quality and radiation dose considerations, *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(3), 522-8, 2013.
- [52]. Pickhardt, PJ., Lubner, MG., Kim, DH., Tang, J., Ruma, JA., del Rio AM., Chen, GH., Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *AJR American Journal of Roentgenology*, 199(6), 1266-74, 2012.
- [53]. Lee, KH., Lee, JM., Moon, SK., Baek, JH., Park, JH., Flohr, TG., Kim, KW., Kim, SJ., Han, JK., Choi, BI., Attenuation-based Automatic Tube Voltage Selection and Tube Current Modulation for Dose Reduction at Contrast-enhanced Liver CT, *Radiology*, 265(2), 437-47, 2012.
- [54]. Kalmar, PI., Quehenberger, F., Steiner, J., Lutfi, A., Bohlsen, D., Talakic, E., Hassler, EM., Schöllnast, H., The impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose radiationdose in thoracic and abdominal CT, *European Journal of Radiology*, 83(8),1416-20, 2014.
- [55]. Amy, K., Hara, AK., Wellnitz, CZ., Paden, RG., Pavlicek, W., Sahani, DV., Reducing Body CT Radiation Dose: Beyond Just Changing the Numbers, *AJR American Journal of Roentgenology*, 201(1), 33-40, 2013.
- [56]. Juan, C., Ramirez-Giraldo, JC., Thompson, SM., Krishnamurthi, G., Knudsen, BE., Woodrum, DA., Callstrom, MR., McCollough, CH., Evaluation of Strategies to Reduce Radiation Dose in Perfusion CT Imaging Using a Reproducible Biologic Phantom. *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(6), W621-W627, 2013.

- [57]. Claudia, Zacharias, C., Alessio, AM., Otto, RK., Iyer, RS., Philips, GS., Swanson, JO., Thapa MM. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(5), 950–956, 2013.
- [58]. Sabarudin, A., Sun. Z.. Coronary CT angiography: Dose reduction strategies, *World Journal of Cardiology*, 5(12),465-72, 2013.
- [59]. Lamda, R., Radiation Dose Optimization for CT-Guided Interventional Procedures in the Abdomen and Pelvis, *Journal of American College Radiology*, 11(3), 279-84, 2014.
- [60]. Kubo, T., Ohno, Y., Kauczor. HU., Hatabu, H., Radiation dose reduction in chest CT-Review of available options, *European Journal of Radiology*, 83(10), 1953-61, 2014.
- [61]. Singh, S., Kalra, MK., Shenoy-Bhangle, AS., Saini, A., Gervais. DA., Westra SJ, Thrall JH. Radiation Dose Reduction with Hybrid Iterative Reconstruction for Pediatric CT1 *Radiology*, 263(2), 537-46, 2012.
- [62]. Pontana, F., Duhamel, A., Pagniez, J., Flohr, T., Faivre, JB,, Hachulla, AL., Remy, J., Remy-Jardin, M., Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients, *European Radiology*, 21(3), 636-43, 2011.
- [63]. Prakash, P., Kalra, MK., Digumarthy, SR,, Hsieh, J., Pien, H., Singh, S., Gilman, MD., Shepard. JA., Radiation Dose Reduction With Chest Computed Tomography Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique: Initial Experience, *Journal of Computer Assisted Tomography*, 34(1), 40-5, 2010.
- [64]. Raman, SP., Johnson, PT., Deshmukh, S., Mahesh, M., Grant, KL,, Fishman, EK., CT dose reduction applications: available tools on the latest generation of CT scanners. *Journal of American College Radiology*, 10(1), 37-41, 2013.
- [65]. Gunn, ML., Kohr, JR., State of the art: technologies for computed tomography dose reduction, *Emerg Radiol*, 17(3), 209-18,. 2010.
- [66]. Sodickson, A., Strategies for Reducing Radiation Exposure From Multidetector Computed Tomography in the Acute Care Setting, *Canadian Association Radiologist Journal*, 64(2), 119-29, 2013.
- [67]. [Guide to Low Dose - Siemens](http://www.siemens.com/press/pool/de/events/healthcare/2010-11-rsna/guide-low-dose-e.pdf), Erişim : <http://www.siemens.com/press/pool/de/events/healthcare/2010-11-rsna/guide-low-dose-e.pdf>
- [68]. Neroladaki, A., Botsikas, D., Boudabbous, S., Becker, CD., Montet, X., Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction

using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations, *European Radiology*, 23(2), 360-6, 2013.

- [69]. Karcaaltınçaba, M., Dual energy CT revisited with multidetector CT Diagn *Intervestigate Radiology*, 17(3), 181-94, 2011.
- [70]. Duan, X., McCollough, C., Risks, Benefits, and Risk Reduction Strategies in Thoracic CT Imaging, *Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine*, 35(1), 83–90, 2014.
- [71]. <http://tr.wikipedia.org>
- [72]. Taha, HA.. *Yöneylem Araştırması, Literatür Yayıncılık, İstanbul*, 2000.
- [73]. Westra, SJ., Li, X., Gulati, K., Singh, S., Liu, B., Kalra, MK., Abbara, S.. Entrance skin dosimetry and size-specific dose estimate from pediatric chest CTA, *J Cardiovascular Computed Tomography*, 8(2), 97-107, 2014.
- [74]. Del Gaizo, AJ., Fletcher, JG., Yu, L., Paden, RG., Spencer, GC., Leng, S., Silva, AM., Fidler, JL., Silva, AC., Hara, AK., Reducing radiation dose in CT enterography. *Radiographics*, 33(4), 1109-24, 2013.
- [75]. Guimarães, LS., Fletcher, JG., Yu, L., et al. Feasibility of dose reduction using novel denoising techniques for low kV (80 kV) CT enterography: optimization and validation, *Academic Radiology*, 17(10),1203–1210, 2010.
- [76]. American Association of Physicists in Medicine, AAPM Recommendations Regarding Notification and Alert Values for CT Scanners:Guidelines for Use of the NEMA XR 25 CT Dose-Check Standard,. 2011, Erişim: <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/NotificationLevelsStatement>.
- [77]. Mettler, FA, Jr., Huda, W., Yoshizumi, TT., MaheshM., Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog, *Radiology*, 248(1), 254–263, 2008.
- [78]. Yu, L., Liu, X., Leng, S., et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective, *Imaging Medicine*, 1(1), 65–84, 2009.
- [79]. McCollough, CH., Primak, AN., Braun, N., Kofler, J., Yu, L., Christner, J., Strategies for reducing radiation dose in CT, *Radiologic Clinics North America*, 47(1), 27-40, 2009.
- [80]. Summers, RM., Dose reduction in CT: the time is now, *Academic Radiology*, 17(10), 1201–1202, 2010.

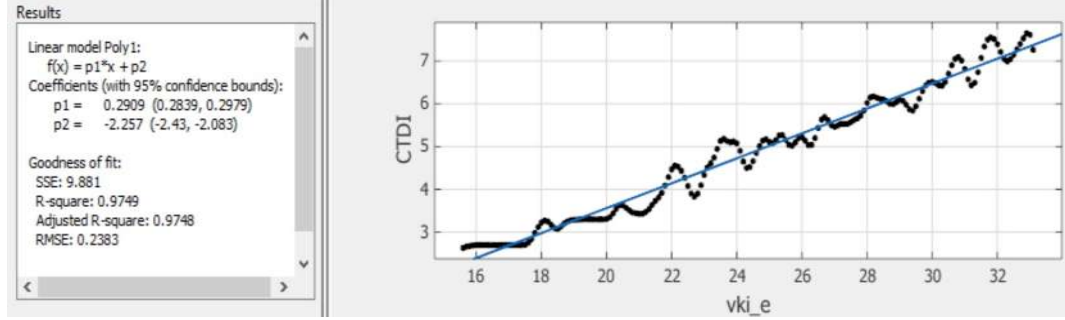
- [81]. Lee, TY., Chhem, RK., Impact of new technologies on dose reduction in CT. *European Journal of Radiology* , 76(1), 28–35, 2010.
- [82]. McCollough, CH., Leng, S., Yu, L., Cody, DD., Boone, JM., McNitt-Gray, MF., CT dose index and patient dose: they are not the same thing, *Radiology*, 259(2), 311–316, 2011.
- [83]. Mayer, C., Meyer, M., Fink, C., Schmidt, B., Sedlmair, M., Schoenberg, SO., Henzler, T., Potential for Radiation Dose Savings in Abdominal and Chest CT Using Automatic Tube Voltage Selection in Combination With Automatic Tube Current Modulation, *AJR American Journal of Roentgenology*, 203(2), 292-9, 2014.
- [84]. Co, SJ., Mayo, J., Liang, T., Krzymyk, K., Yousefi, M., Nicolaou, S.. Iterative reconstructed ultra ultra high pitch CT pulmonary angiography with cardiac bowtie-shaped filter in the acute setting: effect on dose and image quality, *European Journal of Radiology*, 82(9), 1571-6, 2013.
- [85]. Duong, PA., Little, BP., Dose Tracking and Dose Auditing in a Comprehensive Computed Tomography Dose-Reduction Program, *Semin Ultrasound CT MR*, 35(4), 322-30, 2014.
- [86]. Maldjian, PD., Goldman, AR., Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters, *AJR American Journal of Roentgenology*, 200(4),741-7, 2013.
- [87]. Pourjabbar, S., Singh, S., Sharma, A., Padole, A., Khawaja, RD., Lira, D., Kalra, MK., What is the minimal radiation dose that can be used for detecting pleural effusion?, *AJR American Journal of Roentgenology*, 203(1), 118-22, 2014.
- [88]. Khawaja RD, Singh S, Madan R, Sharma A, Padole A, Pourjabbar S, Digumarthy S, Shepard JA, Kalra MK. Ultra low-dose chest CT using filtered back projection: Comparison of 80-, 100- and 120kVp protocols in a prospective randomized study. *European Journal of Radiology.*, 83(10), 1934-44, 2014.
- [89]. Itatani, R., Oda, S., Utsunomiya, D., Funama Y., Honda, K., Katahira, K., Morishita, S., Yamamura, S., Namimoto, T., Yamashita, Y., Reduction in radiation and contrast medium dose via optimization of low-kilovoltage CT protocols using a hybrid iterative reconstruction algorithm at 256-slice body CT: Phantom study and clinical correlation , *Clinical Radiology*, 68(3), e128-35, 2013.
- [90]. Chae, IH., Kim, Y., Lee, SW., Park, JE., Shim, SS., Lee, JH., Standard chest CT using combined automated tube potential selection and iterative reconstruction: image quality and radiation dose reduction, *Clinical Imaging*.

38(5), 641-7, 2014.

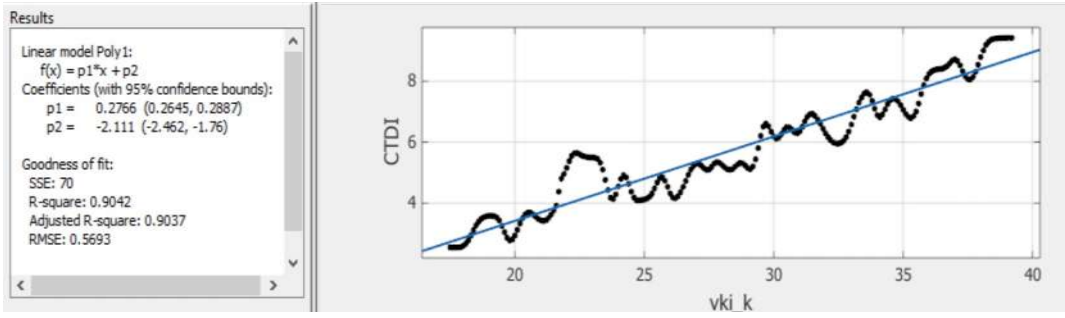
- [91]. Klink, T., Obmann, V., Heverhagen, J., Stork, A., Adam, G., Begemann, P., Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: The influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDI vol, *European Journal of Radiology*, 83(9),1645-54, 2014.
- [92]. Wang, G., Gao, J., Zhao, S., Sun, X., Chen, X., Cui, X., Achieving consistent image quality and overall radiation dose reduction for coronary CT angiography with body mass index-dependent tube voltage and tube current selection, *Clinical Radiology*, 69(9), 945-51, 2014.
- [93]. Ginsburg, M., Obara, P., Wise, L., Wroblewski, K., Vannier, MW., Dachman, AH., BMI-Based Radiation Dose Reduction in CT Colonography. *Acad Radiology*, 20(4), 486-92, 2013.
- [94]. Kim, SH., Yoon, JH., Lee, JH., Lim, YJ., Kim, OH., Ryu, JH., Son, JH., Low-dose CT for patients with clinically suspected acute appendicitis: optimal strength of sinogram affirmed iterative reconstruction for image quality and diagnostic performance, *Acta Radiologica*, 56(8):899-907, 2015.
- [95]. Sarwar, ZU., DeFlorio, R., O'Connor, SC., Pectus Excavatum: Current Imaging Techniques and Opportunities for Dose Reduction, *Semin Ultrasound CT MR*, 35(4), 374-381, 2014.

EKLER

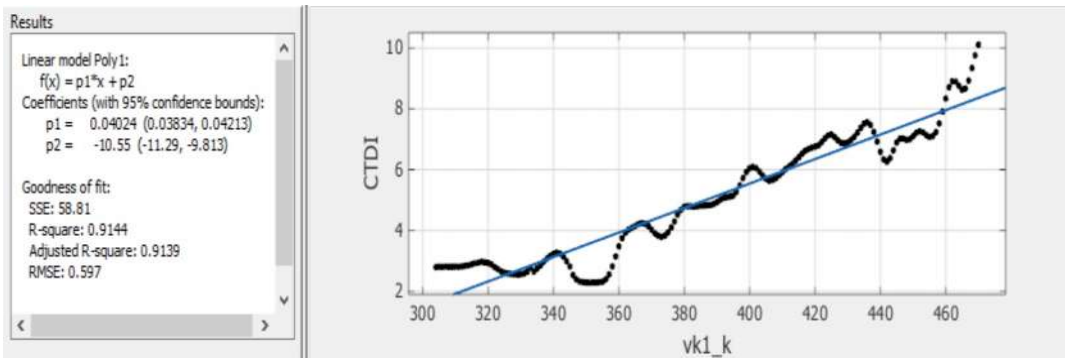
EK 1.



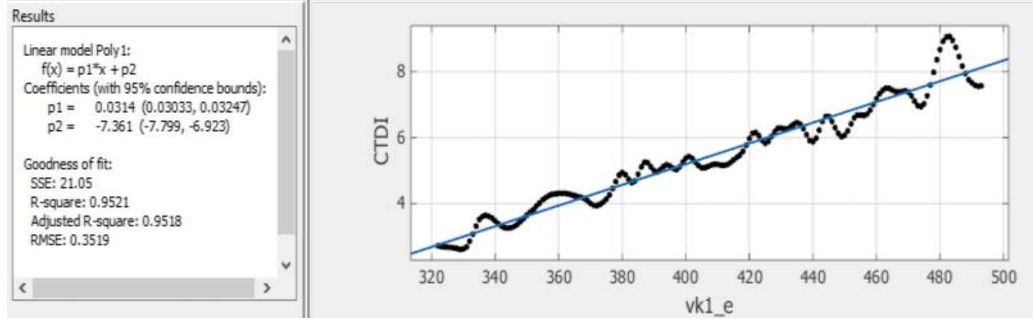
Şekil B.5.1. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



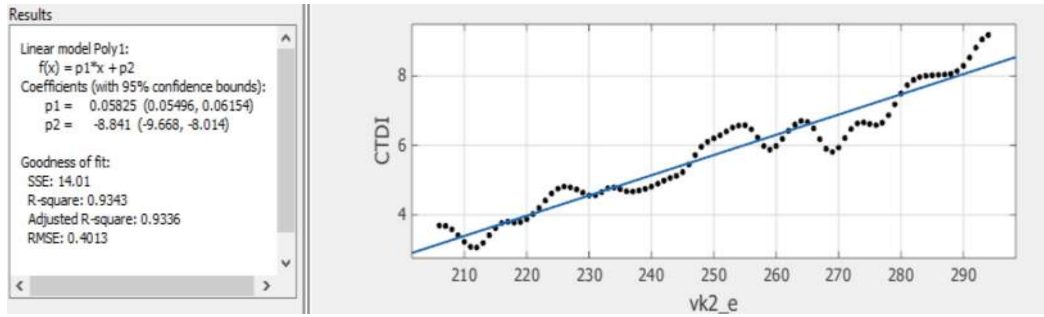
Şekil B.5.2. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



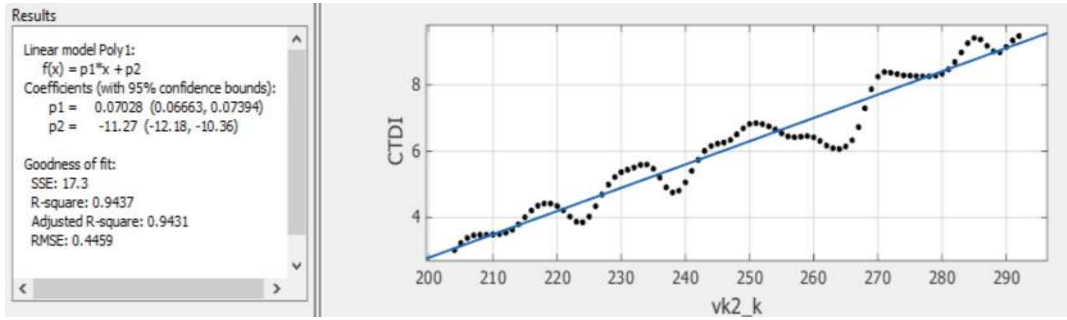
Şekil B.5.3. Kadın hastalarda vk1(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



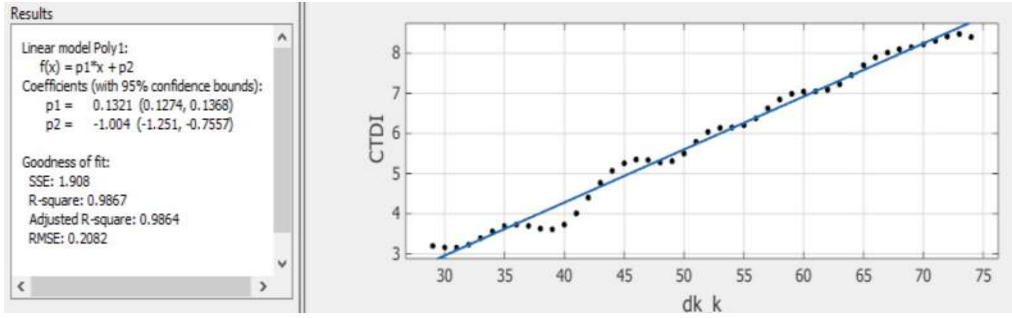
Şekil B.5.4. Erkek hastalarda vk1(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



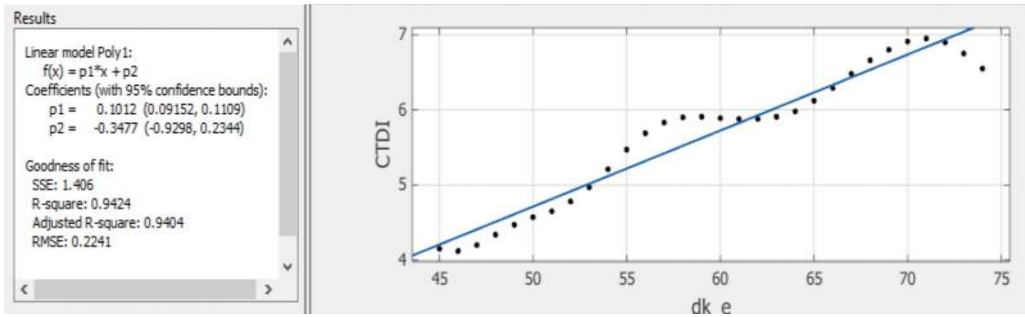
Şekil B.5.5. Erkek hastalarda vk2(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



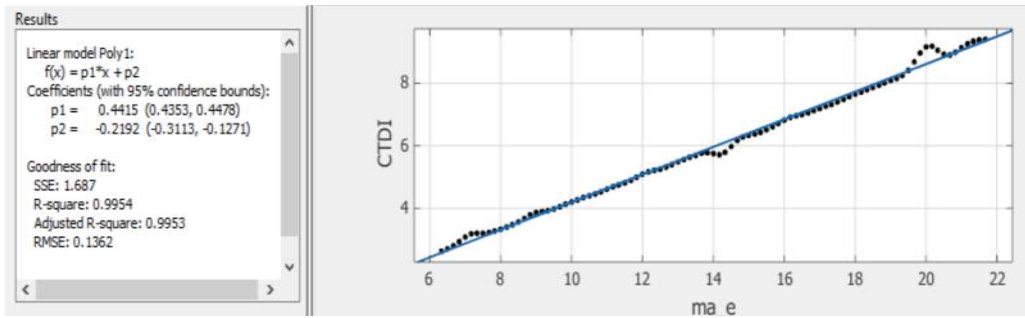
Şekil B.5.6. Kadın hastalarda vk2(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



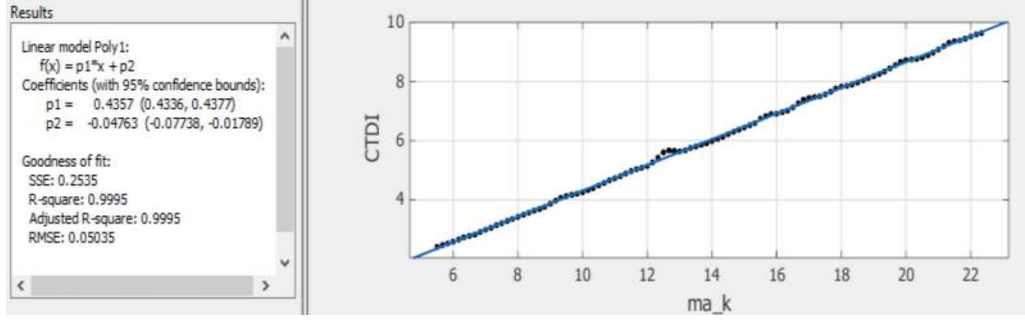
Şekil B.5.7. Kadın hastalarda dk(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



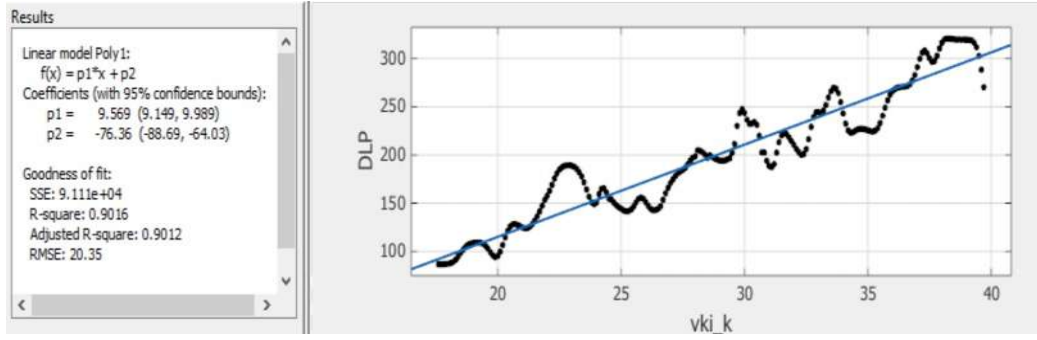
Şekil B.5.8. Erkek hastalarda dk(mm) ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



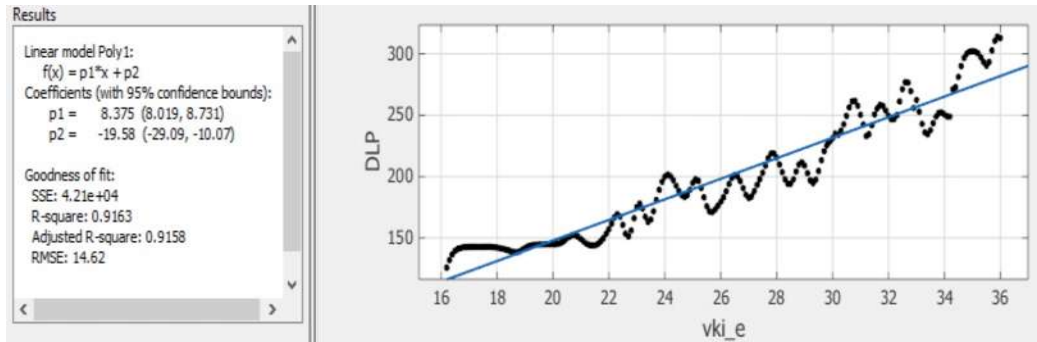
Şekil B.5.9. Erkek hastalarda mA ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



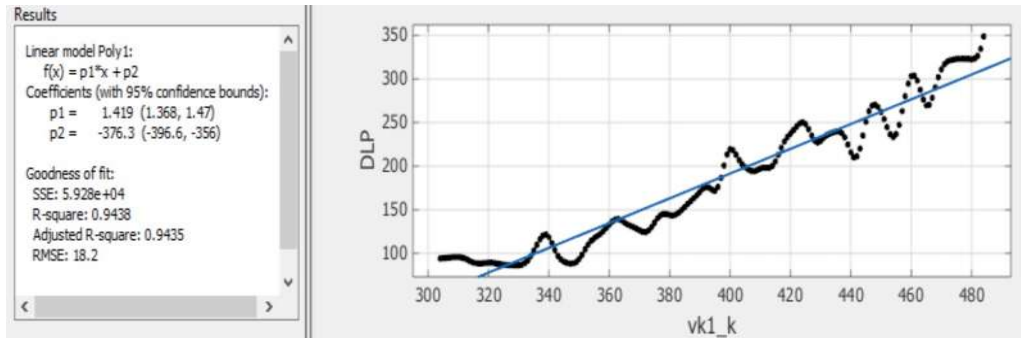
Şekil B.5.10. Kadın hastalarda mA ile CTDI(mGy) arasındaki fonksiyon



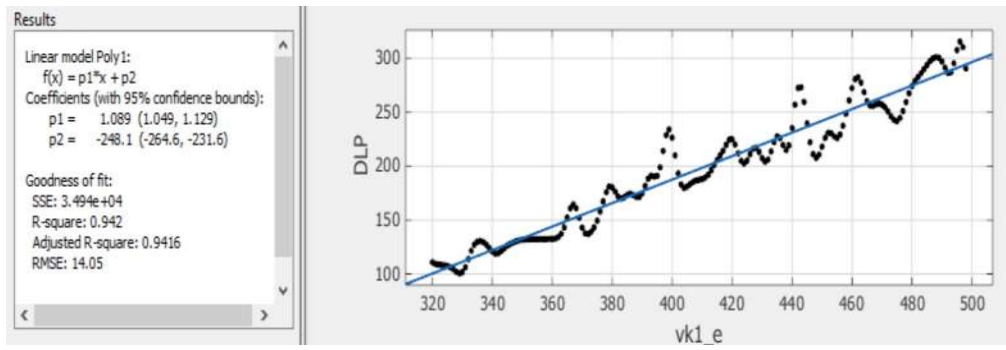
Şekil B.5.11. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



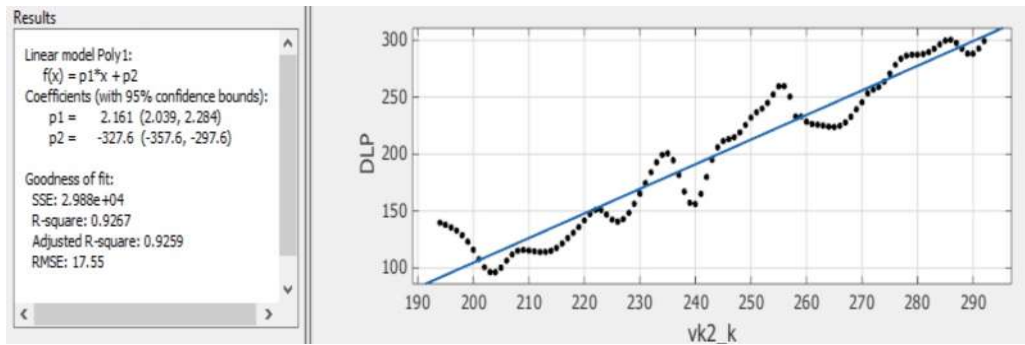
Şekil B.5.12. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



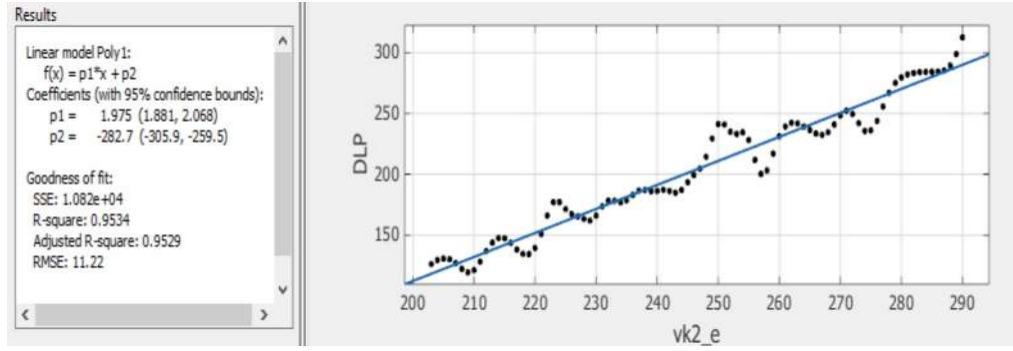
Şekil B.5.13. Kadın hastalarda vk1(mm) ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



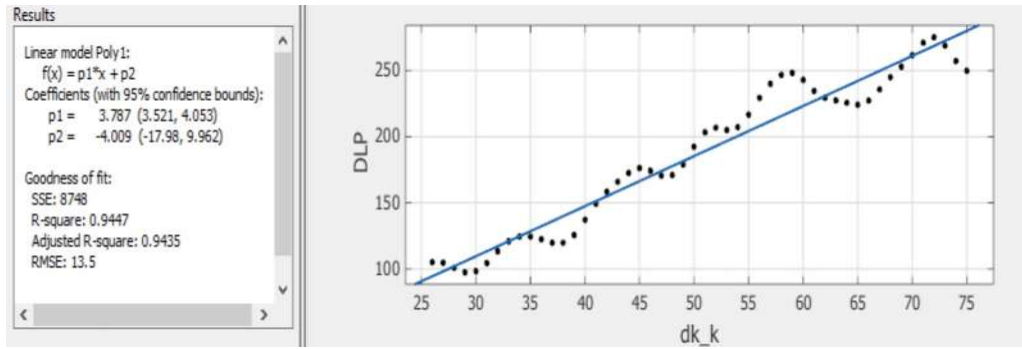
Şekil B.5.14. Erkek hastalarda vk1(mm) ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



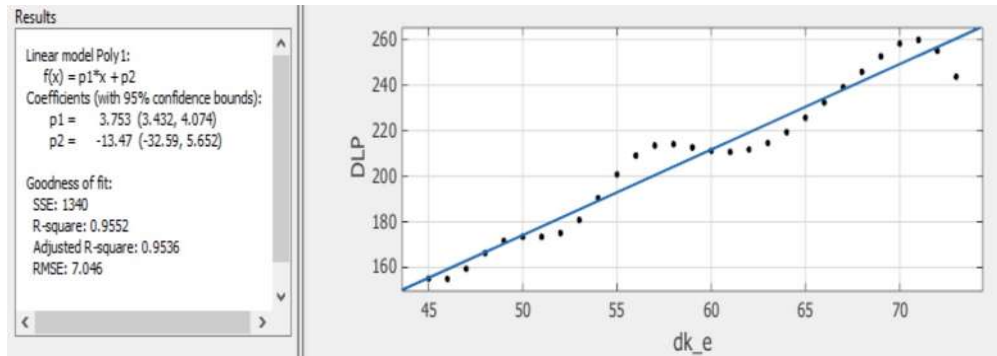
Şekil B.5.15. Kadın hastalarda vk2(mm) ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



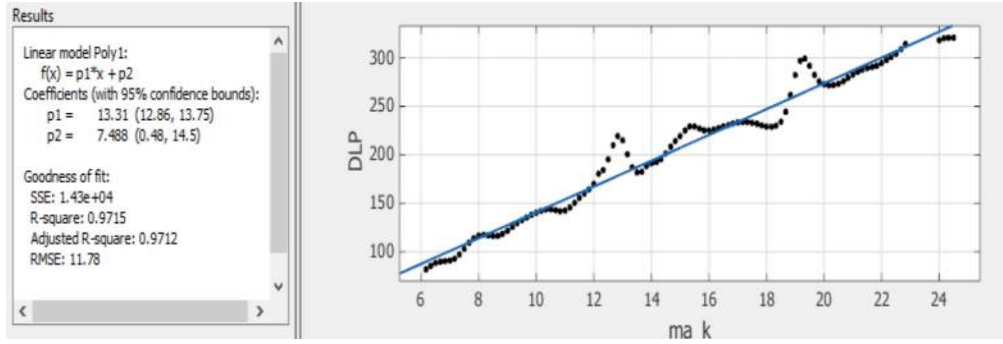
Şekil B.5.16. Erkek hastalarda vk2(mm) ile DLP(mGyxc) arasındaki fonksiyon



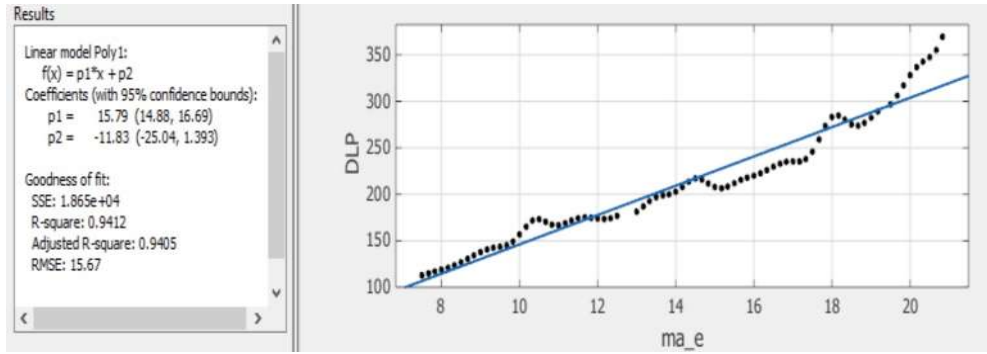
Şekil B.5.17. Kadın hastalarda dk(mm) ile DLP(mGyxc) arasındaki fonksiyon



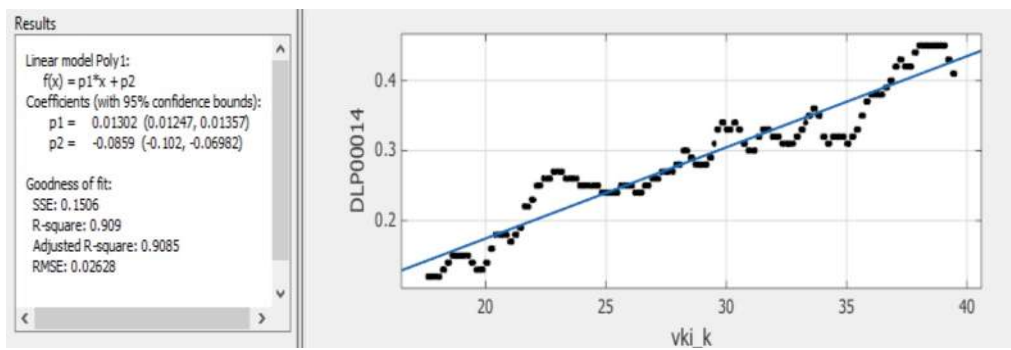
Şekil B.5.18. Erkek hastalarda dk(mm) ile DLP(mGyxc) arasındaki fonksiyon



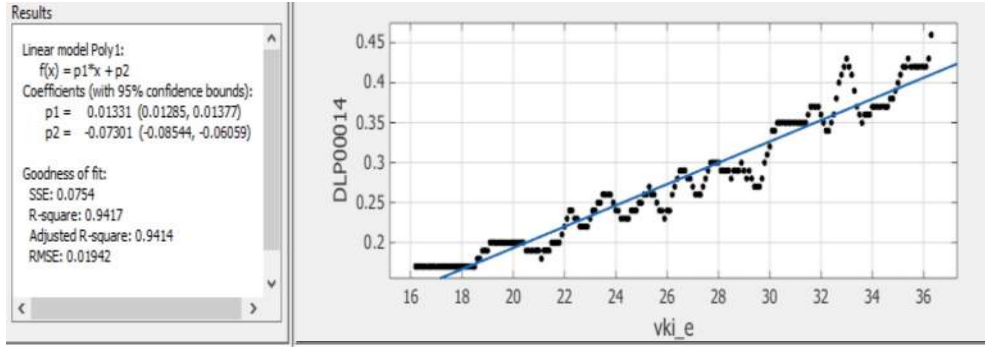
Şekil B.5.19. Kadın hastalarda mA ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



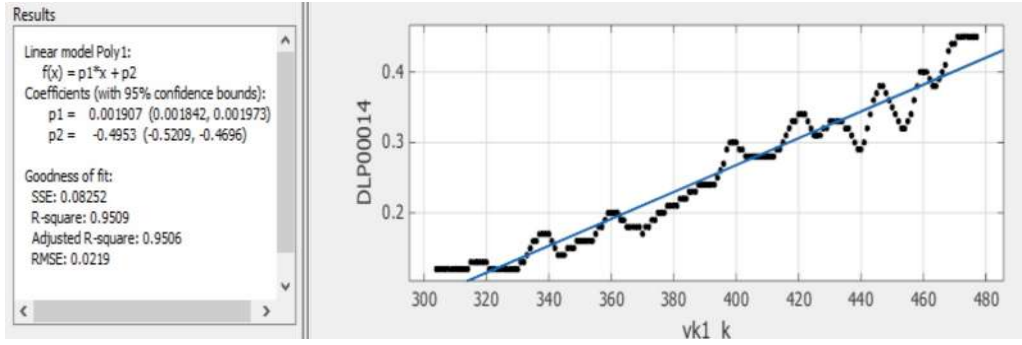
Şekil B.5.20. Erkek hastalarda mA ile DLP(mGyxcM) arasındaki fonksiyon



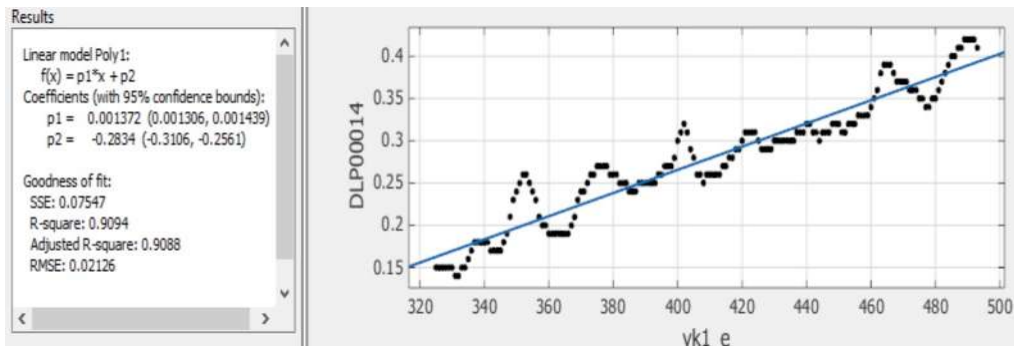
Şekil B.5.21. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



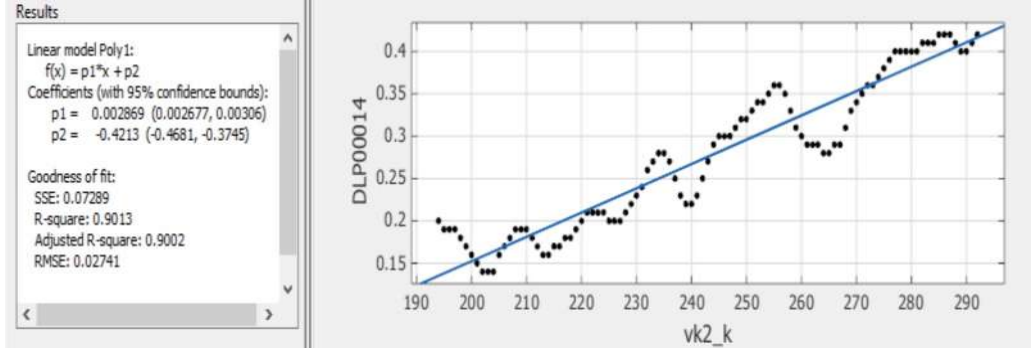
Şekil B.5.22. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



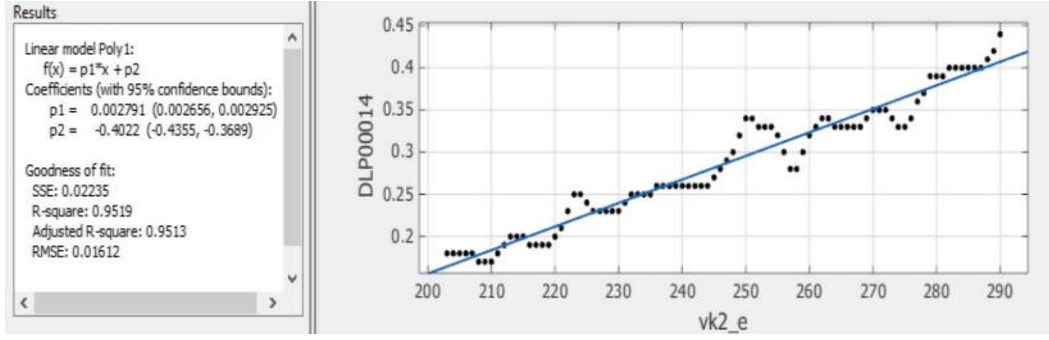
Şekil B.5.23. Kadın hastalarda vk1(mm) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



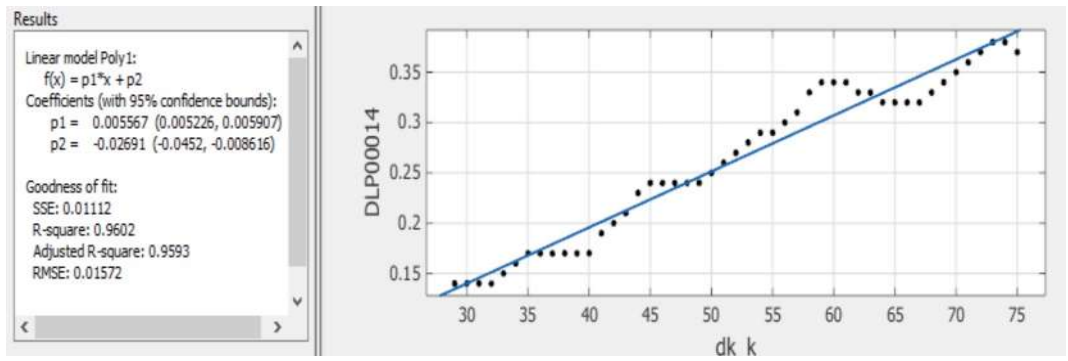
Şekil B.5.24. Erkek hastalarda vk1(mm) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



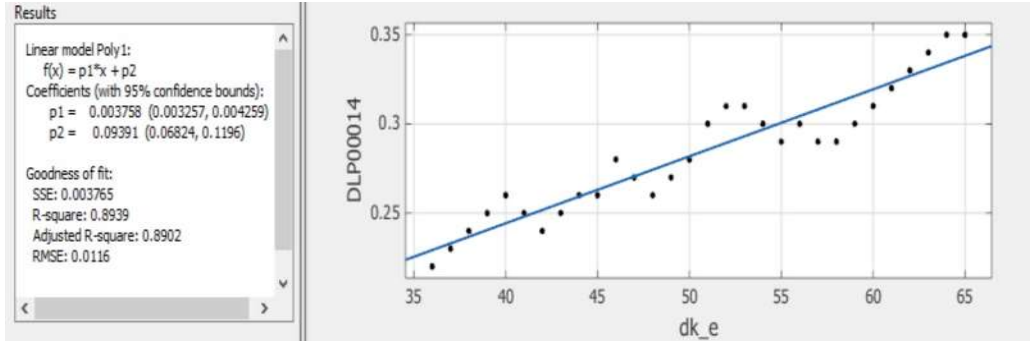
Şekil B.5.25. Kadın hastalarda vk2(mm) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



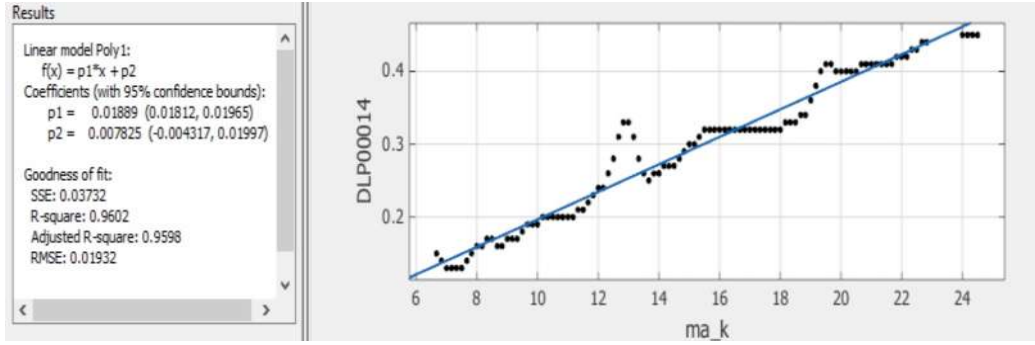
Şekil B.5.26. Erkek hastalarda vk2(mm) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



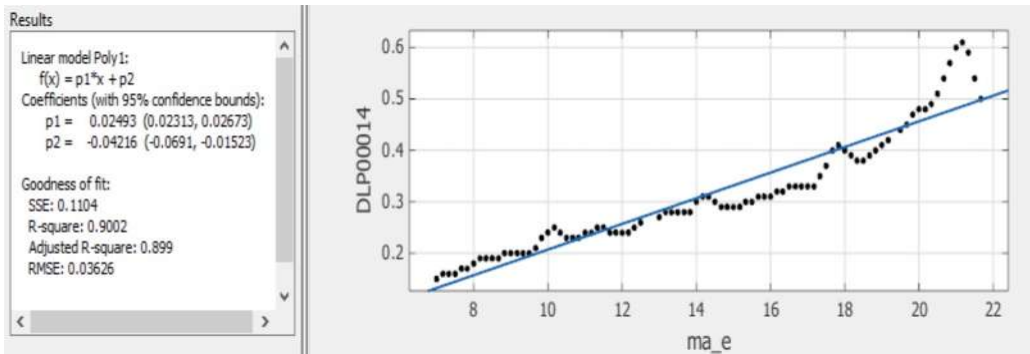
Şekil B.5.27. Kadın hastalarda dk(mm) ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



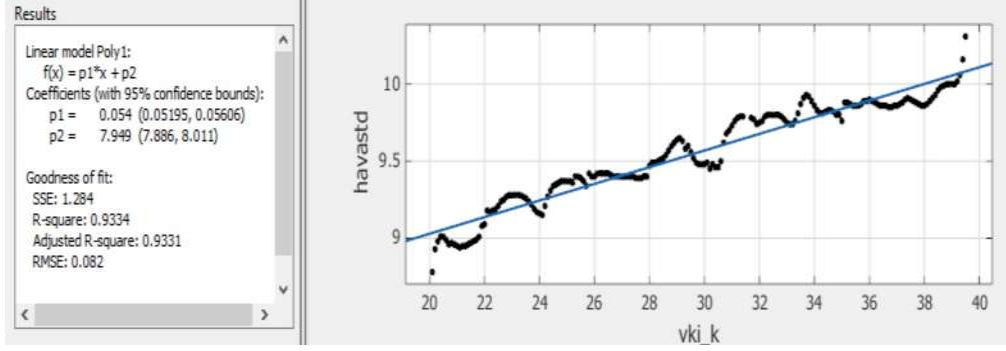
Şekil B.5.28. Erkek hastalarda $dk(mm)$ ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



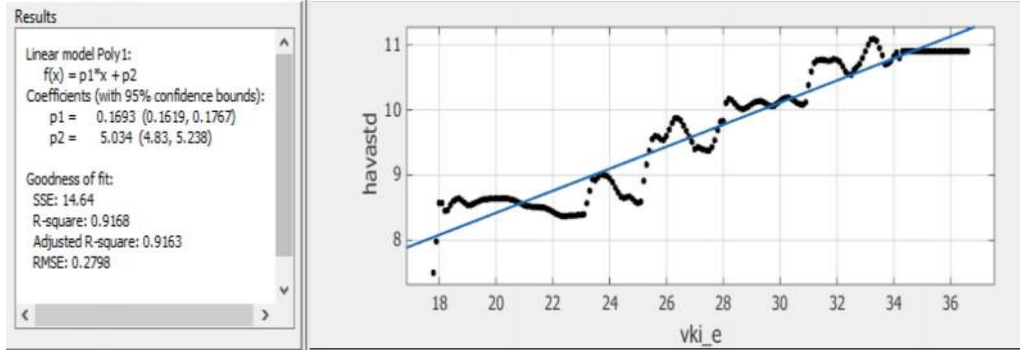
Şekil B.5.29. Kadın hastalarda ma ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



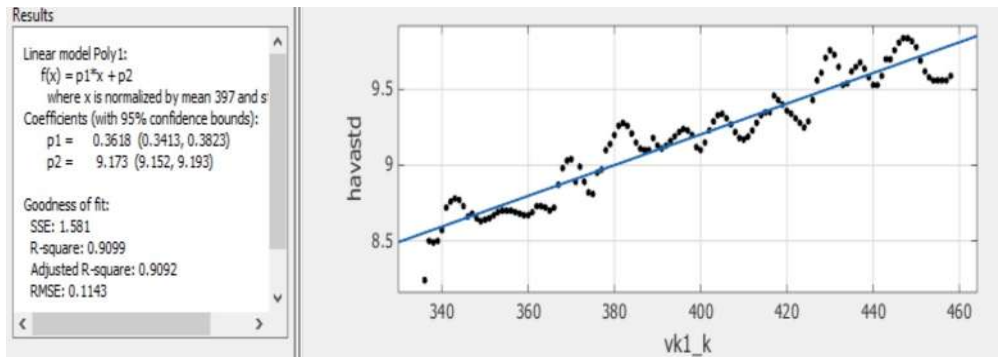
Şekil B.5.30. Erkek hastalarda ma ile DLP00014(mSv) arasındaki fonksiyon



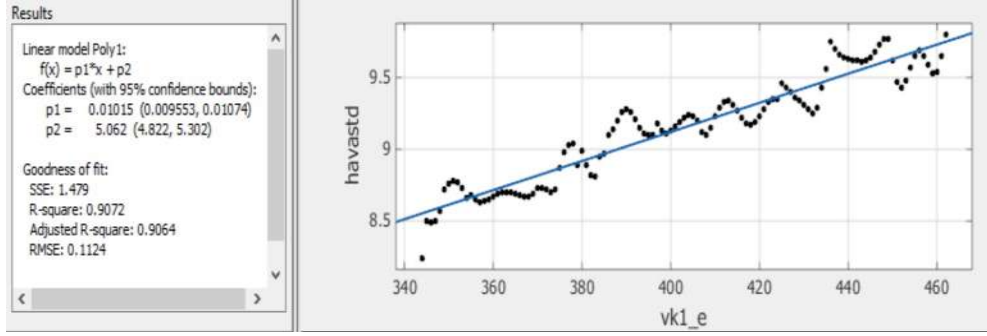
Şekil B.5.31. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



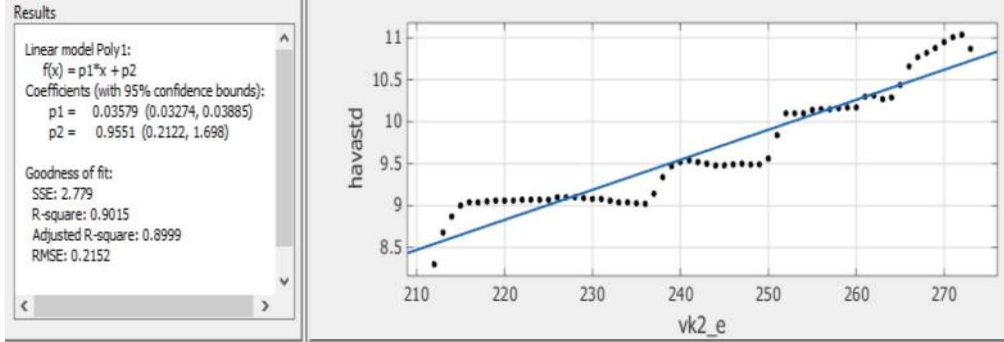
Şekil B.5.32. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



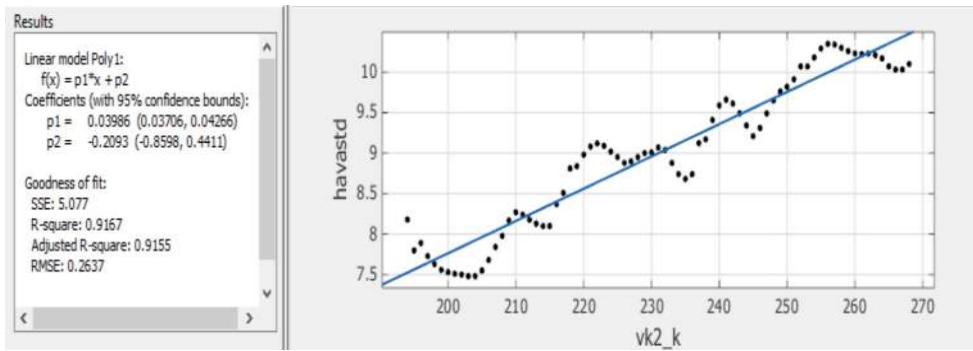
Şekil B.5.33. Kadın hastalarda vk(mm)1 ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



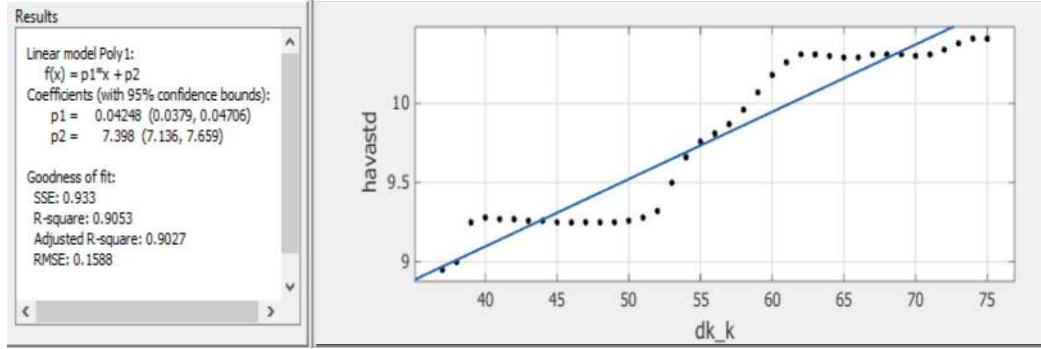
Şekil B.5.34. Erkek hastalarda vk1(mm) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



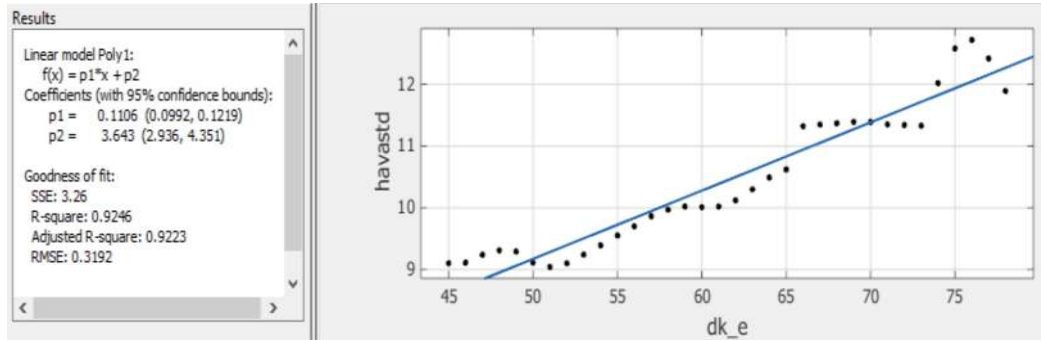
Şekil B.5.35. Erkek hastalarda vk2(mm) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



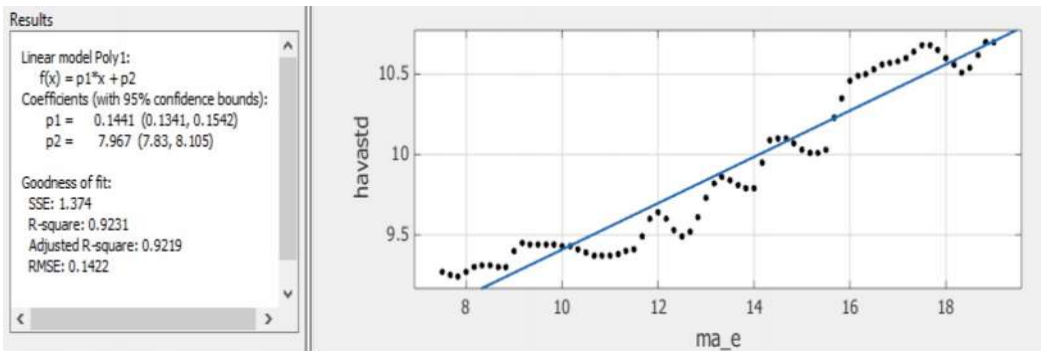
Şekil B.5.36. Kadın hastalarda vk2(mm) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



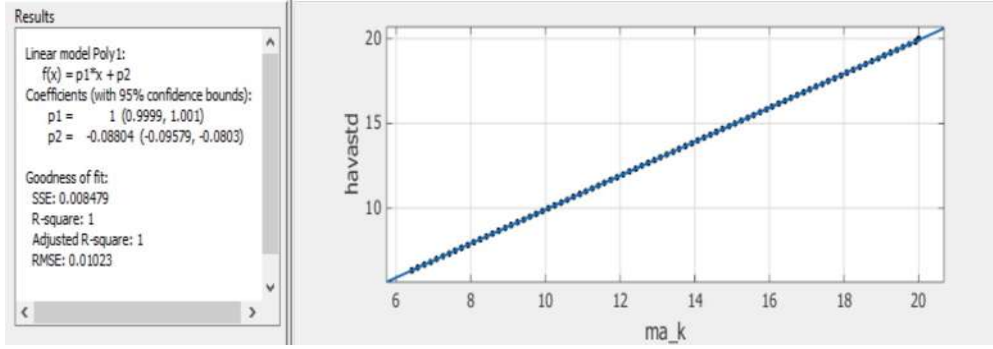
Şekil B.5.37. Kadın hastalarda dk(mm) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



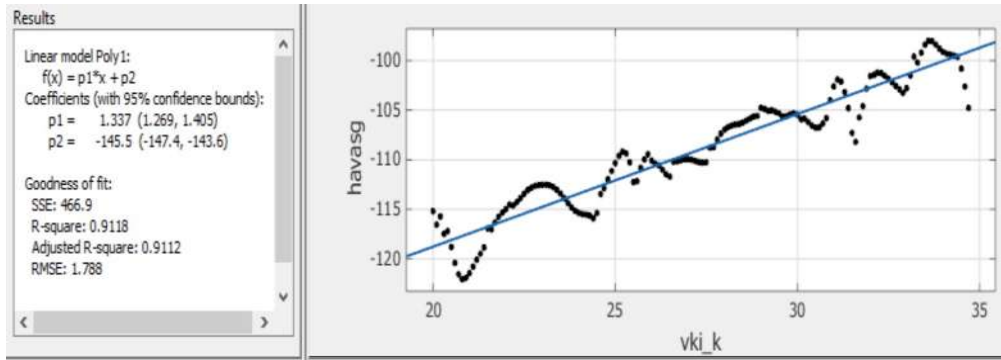
Şekil B.5.38. Erkek hastalarda dk(mm) ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



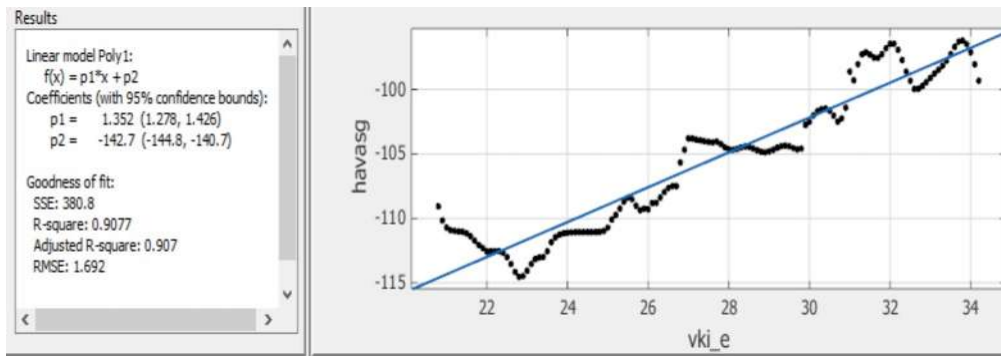
Şekil B.5.39. Erkek hastalarda mA ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



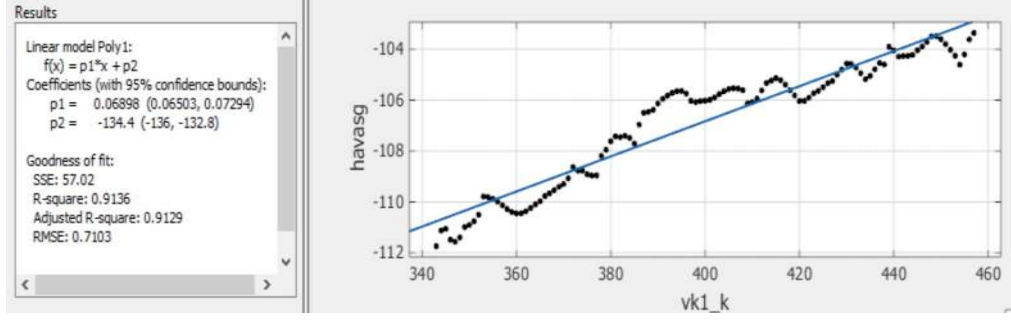
Şekil B.5.40. Kadın hastalarda mA ile havastd(huxstd) arasındaki fonksiyon



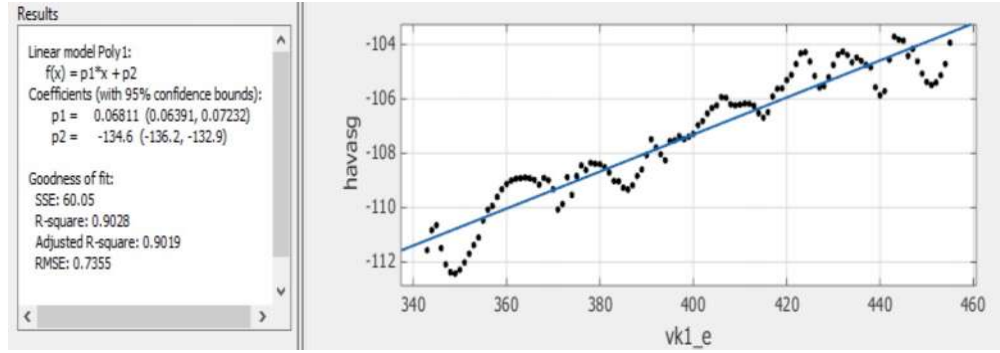
Şekil B.5.41. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



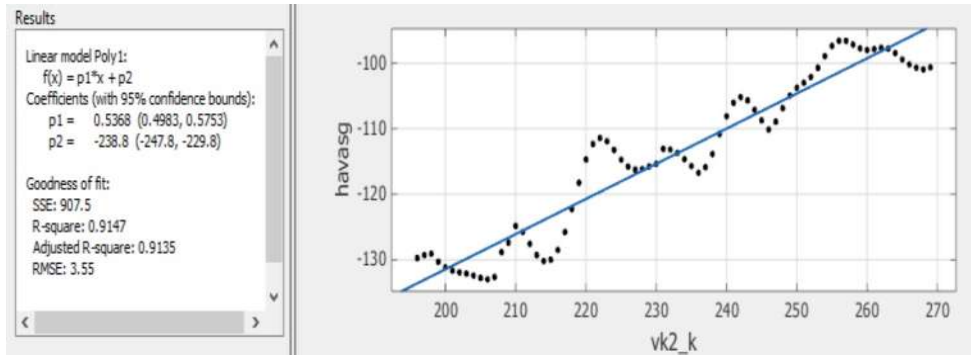
Şekil B.5.42. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



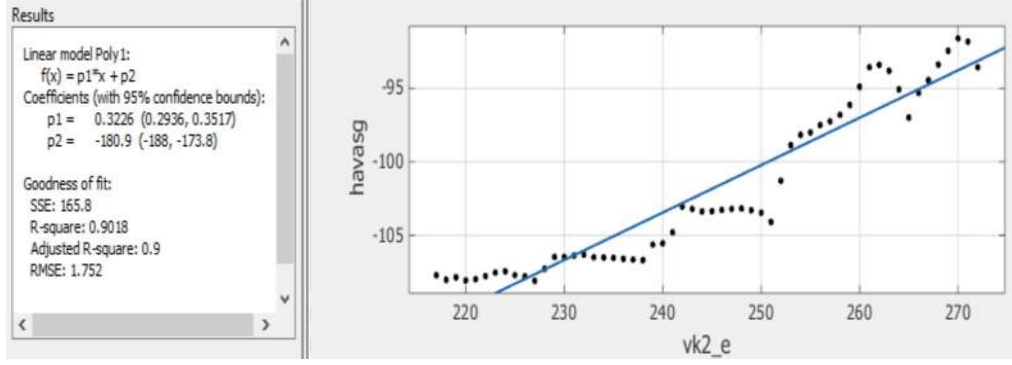
Şekil B.5.43. Kadın hastalarda vk1(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



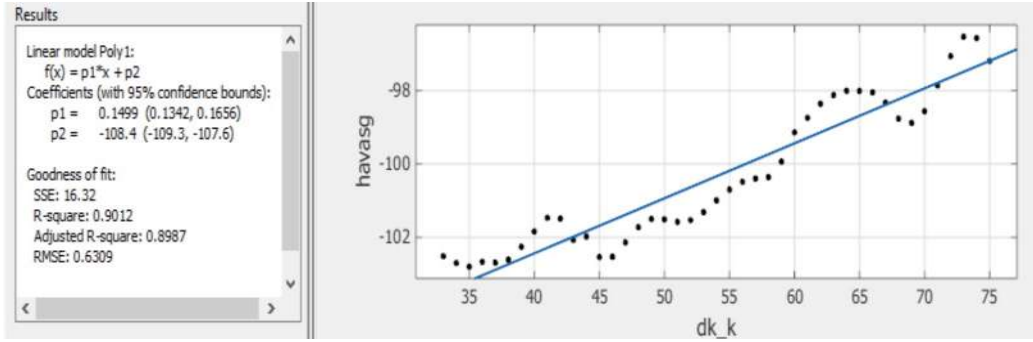
Şekil B.5.44. Erkek hastalarda vk1(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



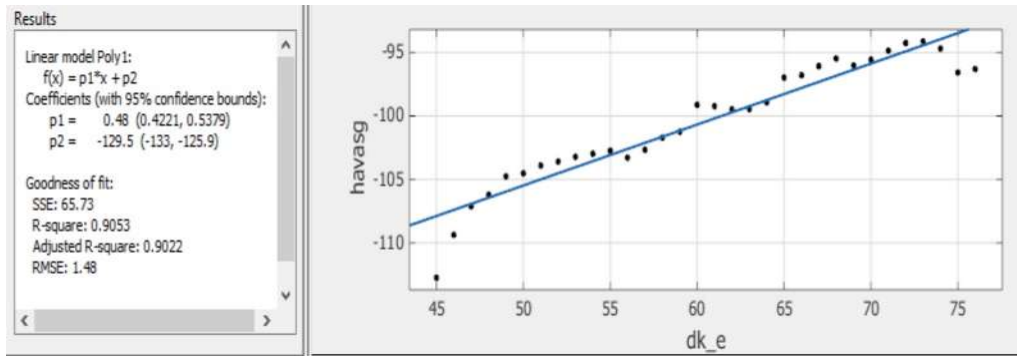
Şekil B.5.45. Kadın hastalarda vk2(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



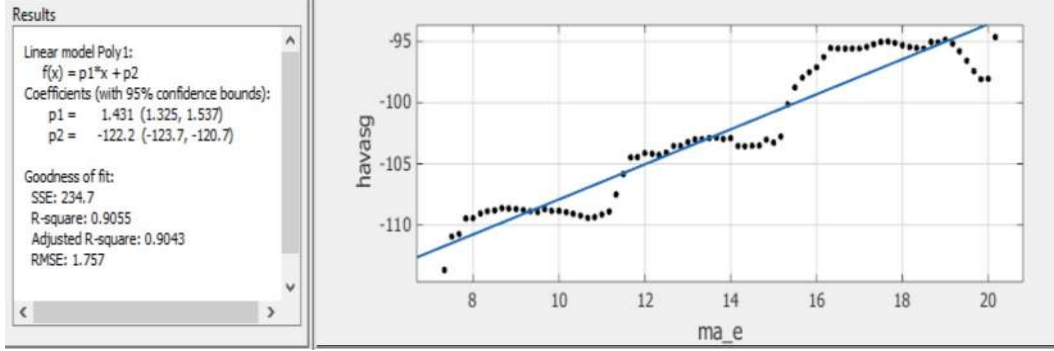
Şekil B.5.46. Erkek hastalarda vk2(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



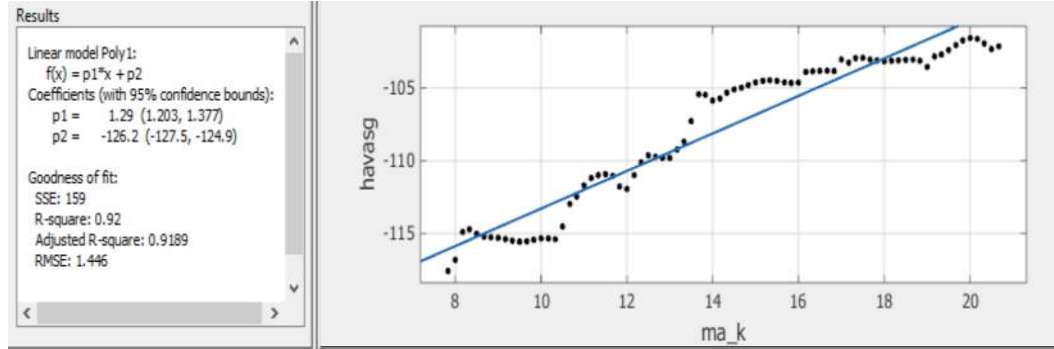
Şekil B.5.47. Kadın hastalarda dk(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



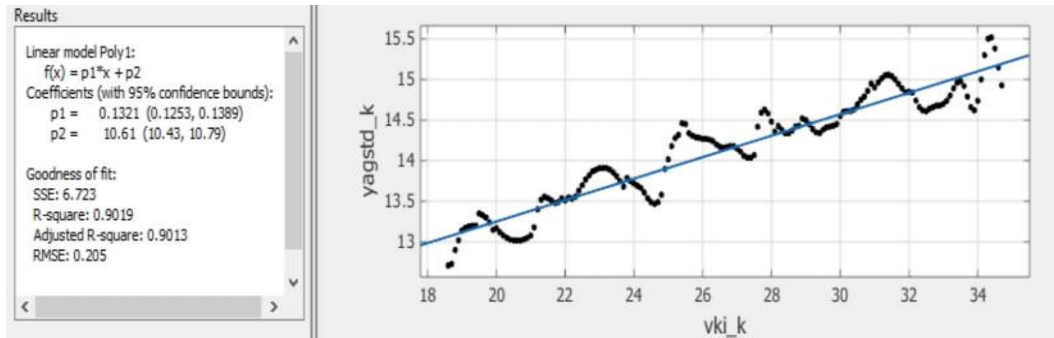
Şekil B.5.48. Erkek hastalarda dk(mm) ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



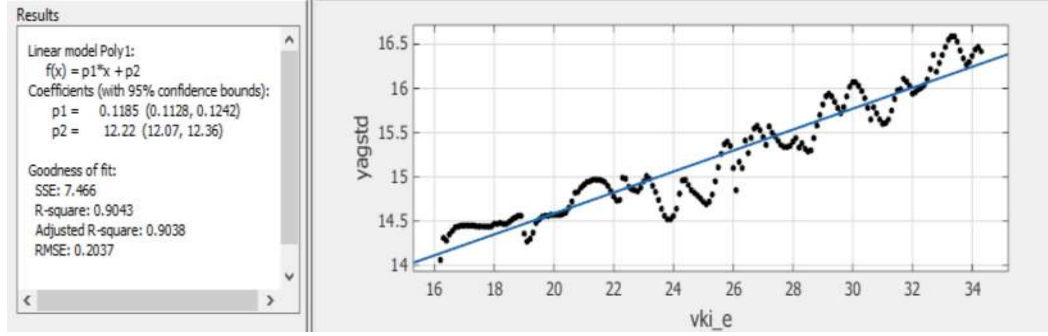
Şekil B.5.49. Kadın hastalarda mA ve havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



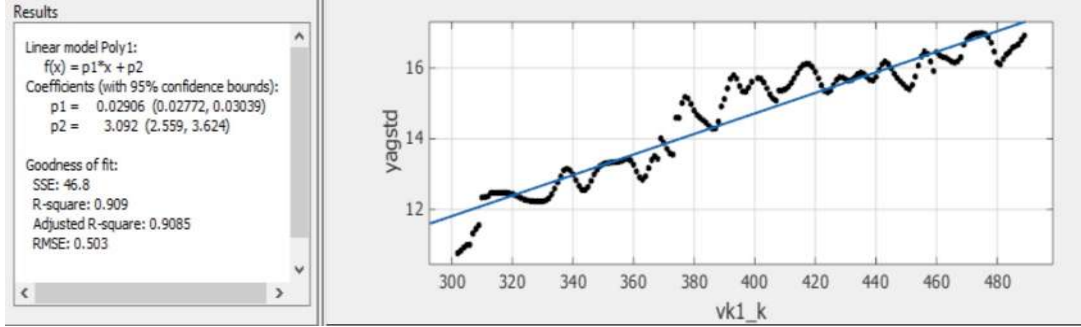
Şekil B.5.50. Erkek hastalarda mA ile havasg(hu/std) arasındaki fonksiyon



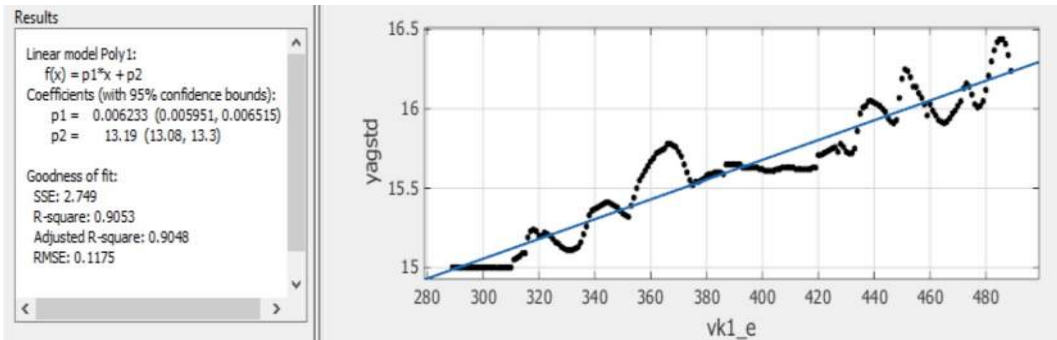
Şekil B.5.51. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



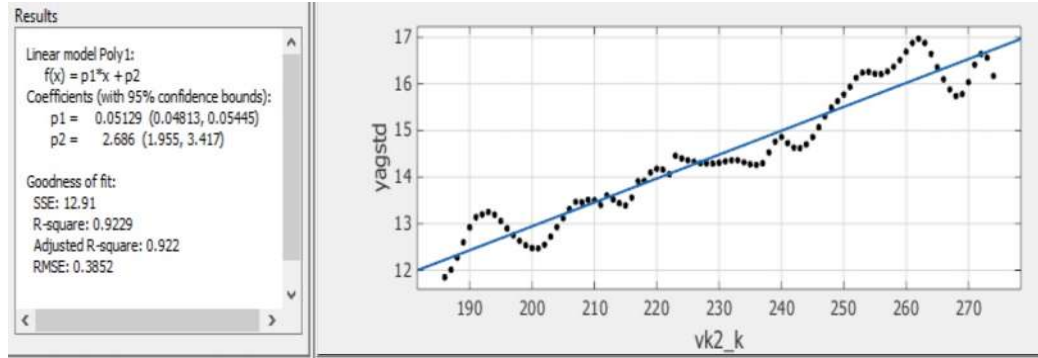
Şekil B.5.52. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



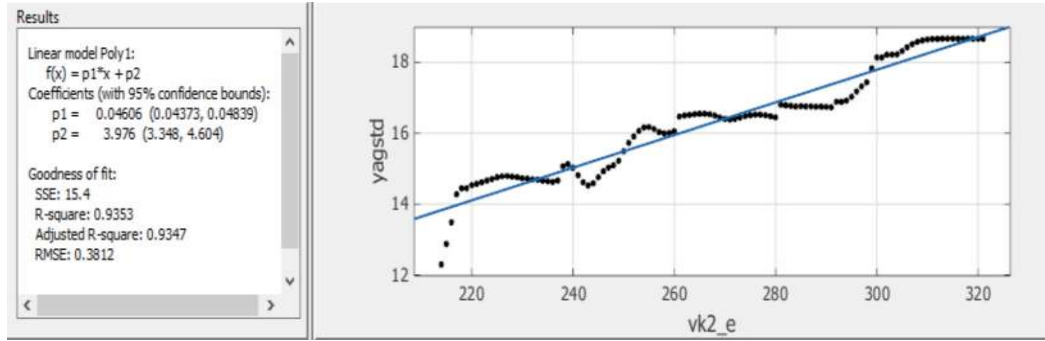
Şekil B.5.53. Kadın hastalarda vk1(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



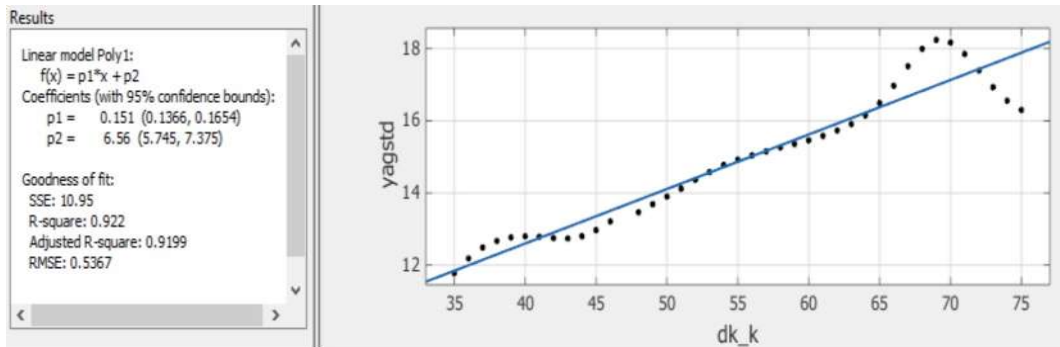
Şekil B.5.54. Erkek hastalarda vk1(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



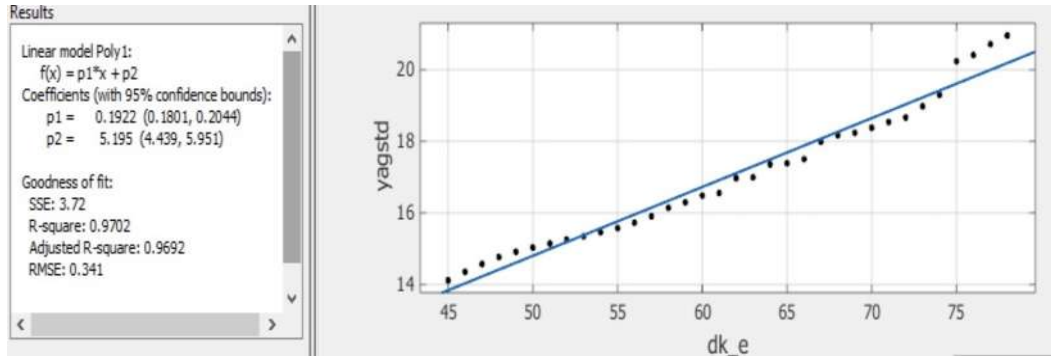
Şekil B.5.55. Kadın hastalarda vk2(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



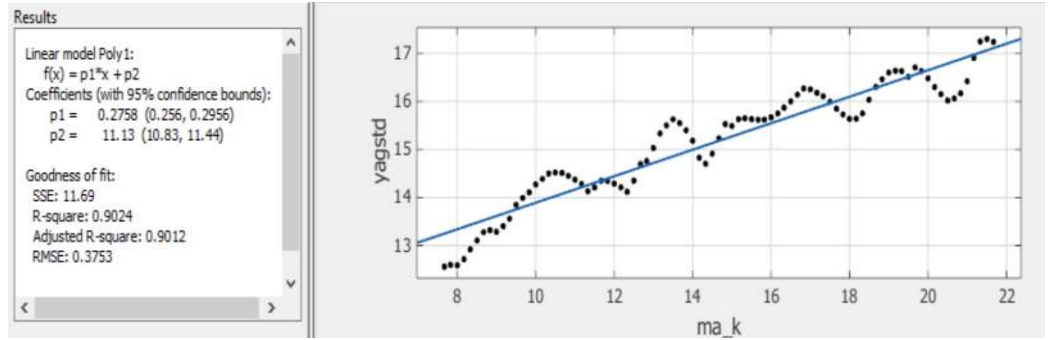
Şekil B.5.56. Erkek hastalarda vk2(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



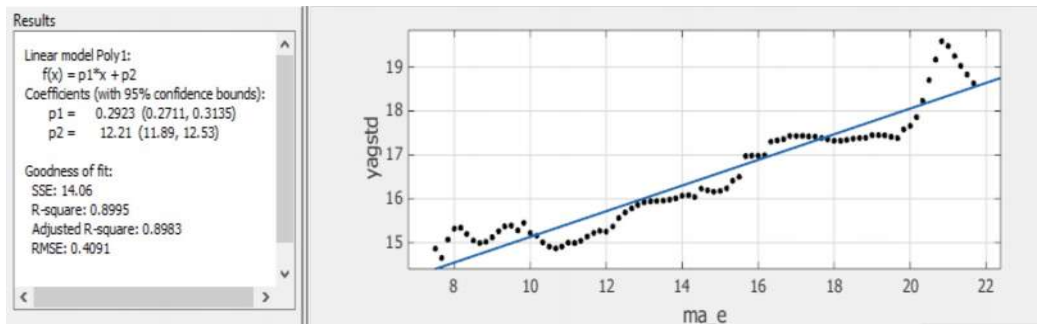
Şekil B.5.57. Kadın hastalarda dk(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



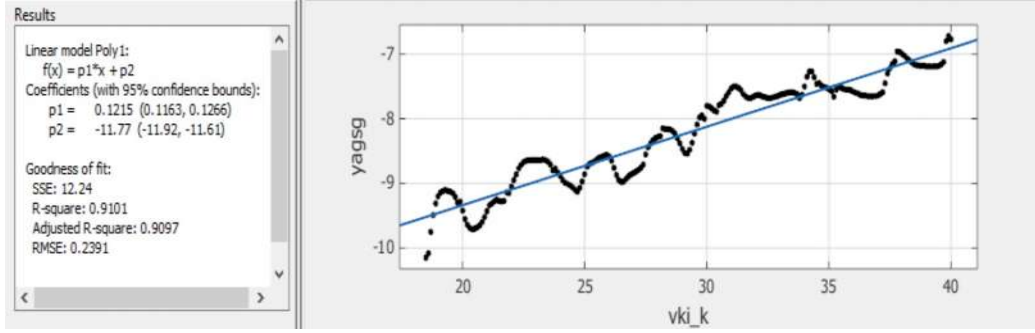
Şekil B.5.58. Erkek hastalarda dk(mm) ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



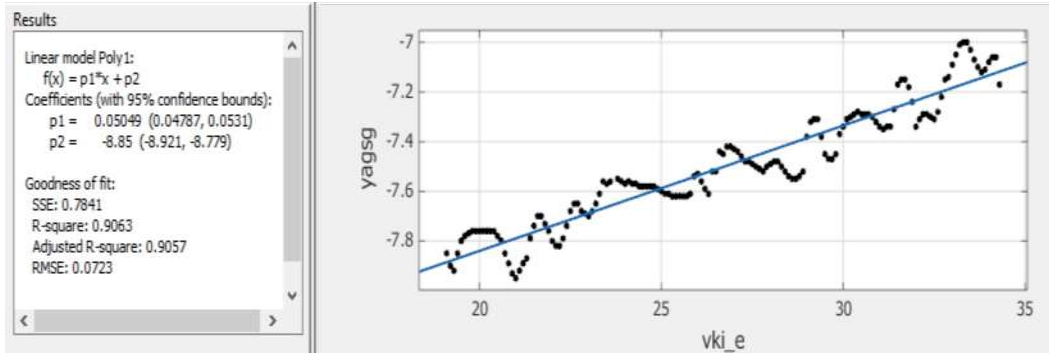
Şekil B.5.59. Kadın hastalarda mA ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



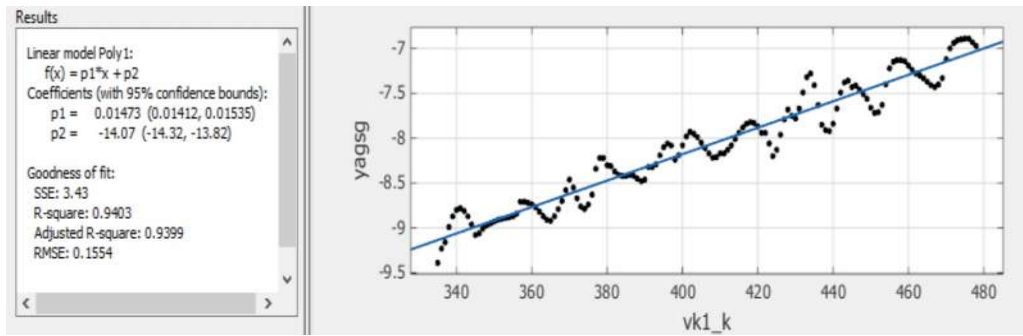
Şekil B.5.60. Erkek hastalarda mA ile yagstd(huxstd) arasındaki fonksiyon



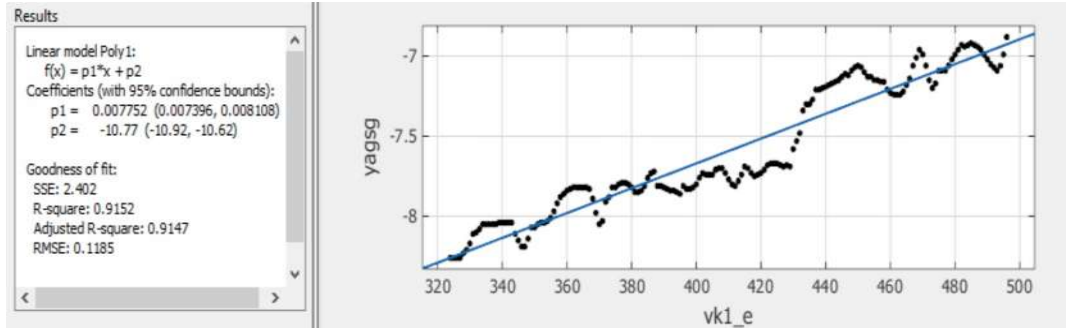
Şekil B.5.61. Kadın hastalarda vki(kg/m²) ve yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



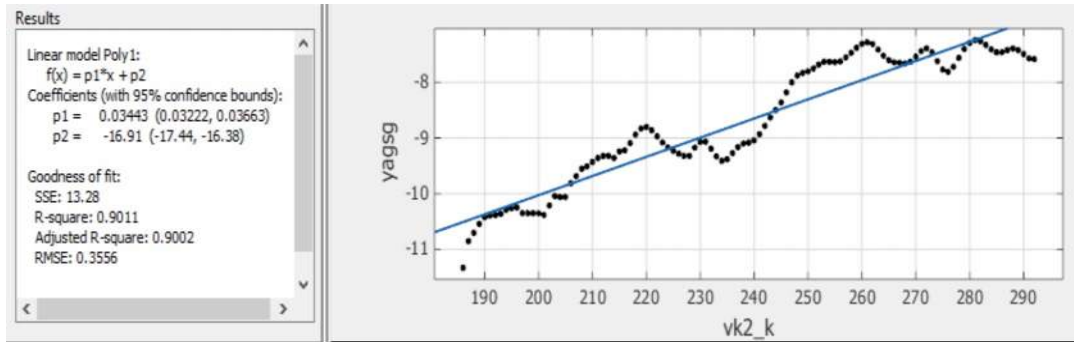
Şekil B.5.62. Erkek hastalarda vki(kg/m²) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



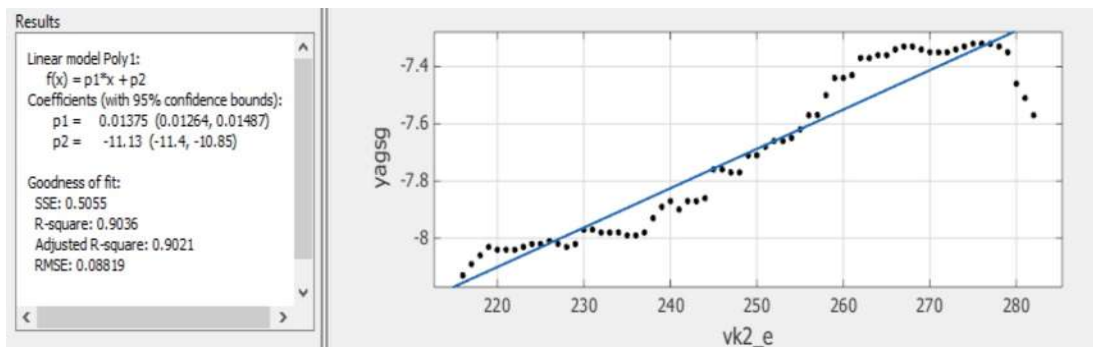
Şekil B.5.63. Kadın hastalarda vk1(mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



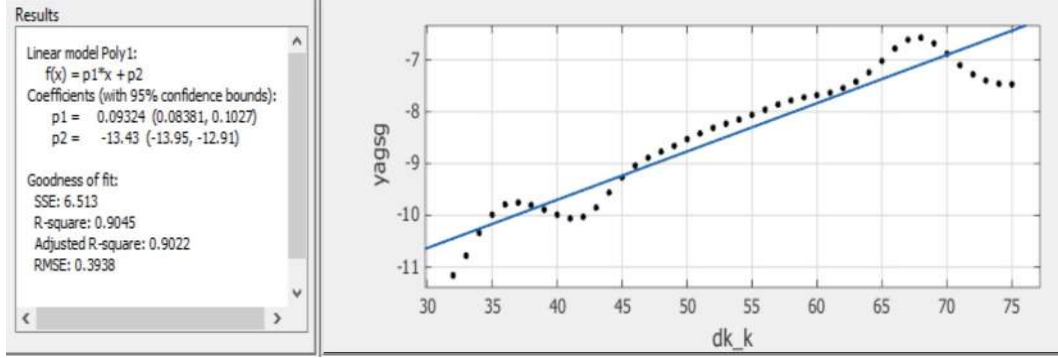
Şekil B.5.64. Erkek hastalarda vk1(mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



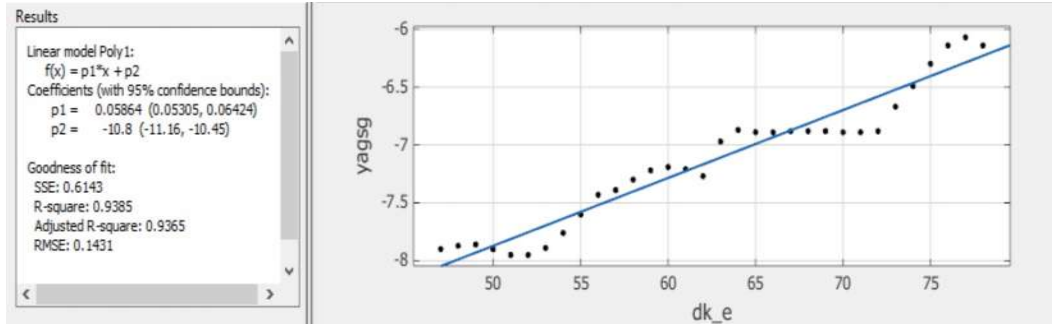
Şekil B.5.65. Kadın hastalarda vk2(mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



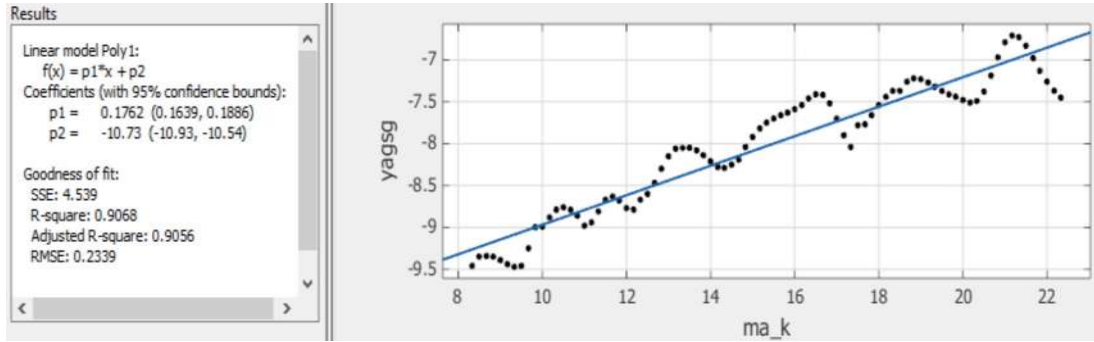
Şekil B.5.66. Erkek hastalarda vk2(mm) (mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



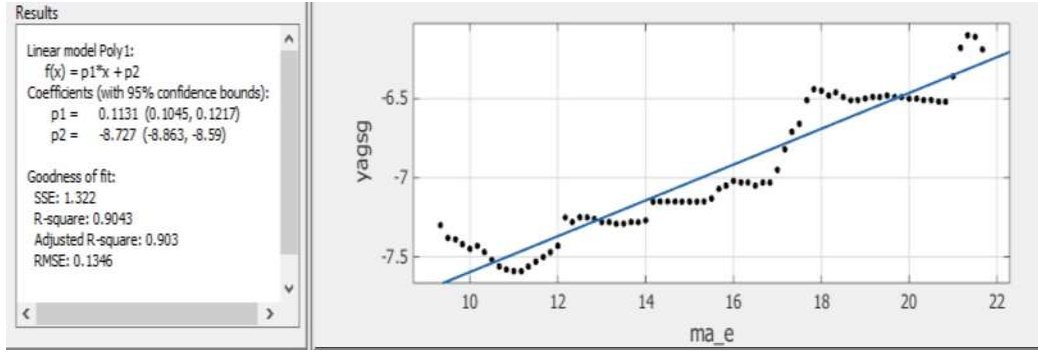
Şekil B. 5.67. Kadın hastalarda dk(mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki korelasyon



Şekil B.5.68. Erkek hastalarda dk(mm) ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



Şekil B.5.69. Kadın hastalarda mA ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon



Şekil B.5.70. Erkek hastalarda mA ile yagsg(hu/std) arasındaki fonksiyon

EK-2 Lingo Çıktıları

Global optimal solution found.

Objective value: 0.3667260
Infeasibilities: 0.000000
Total solver iterations: 0
Elapsed runtime seconds: 0.06

Model Class: LP

Total variables: 1
Nonlinear variables: 0
Integer variables: 0

Total constraints: 5
Nonlinear constraints: 0

Total nonzeros: 5
Nonlinear nonzeros: 0

Variable	Value	Reduced Cost
X1	27.20000	0.000000
X2	383.0000	0.000000
X3	240.0000	0.000000
X4	53.00000	0.000000
X5	15.38025	0.000000

Row	Slack or Surplus	Dual Price
1	0.3667260	-1.000000
2	0.7077503	0.000000
3	7.669137	0.000000
4	22.03813	0.000000
5	0.000000	-0.9648127E-01
6	0.000000	-0.8590000E-03
7	0.000000	-0.4010000E-03
8	0.000000	0.2550000E-03
9	0.000000	0.6200000E-04

Global optimal solution found.

Objective value: 0.3865405
Infeasibilities: 0.000000
Total solver iterations: 0
Elapsed runtime seconds: 0.06

Model Class: LP

Total variables: 1
Nonlinear variables: 0
Integer variables: 0

Total constraints: 5
Nonlinear constraints: 0

Total nonzeros: 5
Nonlinear nonzeros: 0

Variable	Value	Reduced Cost
X1	16.00000	0.000000
X2	355.0000	0.000000
X3	209.0000	0.000000
X4	41.00000	0.000000
X5	18.29457	0.000000

Row	Slack or Surplus	Dual Price
1	0.3865405	-1.000000
2	6.396752	0.000000
3	0.000000	-0.1007752E-01
4	5.424202	0.000000
5	0.3221163	0.000000
6	0.000000	-0.2000000E-02
7	0.000000	-0.1860000E-03
8	0.000000	0.4500000E-03
9	0.000000	0.9090000E-03

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı :KOÇ Gizem Gül
Uyruğu :T.C.
Doğum tarihi ve yeri :30.01.1990 Şahinbey
Medeni hali :Bekar
Telefon :0 (506) 660 01 49
e-mail :gizemgkoc@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Başkent Üniversitesi/Endüstri	2012

Yabancı Dil

İngilizce, Korece, Almanca

Yayınlar

1. Koç GG, Kokangül A, Hanalioğlu T. Radiation Dose Reduction in Thorax CT. Cukurova Medical Journal, 2014; 39(3):422-427.
2. Koç F, Koç GG, Kokangül A. Cukurova University School of Medicine Organization Chart-Optimization and Simulation: Preliminary Step. Cukurova Medical Journal 2015; 40(3):547-554.