

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**REGRESYON MODELİYLE MEME DOZUNUN
HESAPLANMASI**

ALİYE SEZEN UYSAL

MEDİKAL FİZİK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2016

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2013970176

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**REGRESYON MODELİYLE MEME DOZUNUN
HESAPLANMASI**

**MEDİKAL FİZİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

ALİYE SEZEN UYSAL

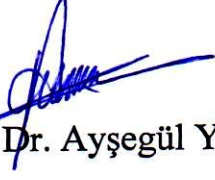
DANIŞMANLAR

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT,

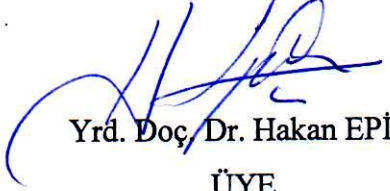
Prof. Dr. Pınar BALCI

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2013970176

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Yüksek Lisans programı öğrencisi Aliye Sezen UYSAL, 'REGRESYON MODELİYLE MEME DOZUNUN HESAPLANMASI' konulu Yüksek Lisans tezini 15.12.2016 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.


Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT
BAŞKAN
(Medikal Fizik AD)

Prof. Dr. Pınar BALCI
ÜYE
(Radyoloji AD)


Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK
ÜYE
(Fizik Bölümü)


Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL
ÜYE
(Radyasyon Onkolojisi AD)


Prof. Dr. Nadide KAZANCI
ÜYE
(Fizik Bölümü)

Doç Dr. Özlem KARADENİZ
YEDEK ÜYE
(Fizik Bölümü)


Yrd. Doç. Dr. Özgür MASALCI
YEDEK ÜYE
(Fizik Bölümü)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO DİZİNİ	iv
ŞEKİL DİZİNİ	vii
KISALTMALAR	viii
ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR).....	x
ÖZET.....	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Dijital Mamografi Cihazı ve Yapısı	7
2.1.1 X-ışını Jeneratörü	7
2.1.2 X-ışını Tüpü	8
2.1.3 Sıkıştırma sistemi	9
2.1.4 Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi.....	10
2.1.5 Grid.....	10
2.1.6 Dedektör Sistemi	11
2.1.6.1 Computed Radyografi Sistemleri	11
2.1.6.2 Dijital Radyografi Sistemleri	12
2.1.6.2.1 Doğrudan Dönüştürmeli Sistemler.....	12
2.1.6.2.2 Dolaylı Dönüştürmeli Sistemler.....	13
2.2 Memenin Yapısı	15
2.2.1 BI-RADS Sınıflandırması	15
2.2.2 Mamografide Kullanılan Çekim Pozisyonları.....	16
2.3 Meme Dozimetrisi.....	17
2.4 Radyasyondan Korunma	19
2.5 Radyasyon birimleri	19

2.5.1 Işınlama Dozu, X.....	19
2.5.2 Soğrulan Doz, D.....	20
2.5.3 KERMA (Kinetic Energy Released in a Material), K.....	20
2.5.4 Eşdeğer Doz, HT	21
2.5.5 Etkin Doz, E	21
2.6 İstatistiksel Analiz	22
2.6.1. Kruskal Wallis Testi.....	22
2.6.2 Regresyon Analizi	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1 Araştırmanın Tipi	25
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	25
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	25
3.4. Çalışma Materyali	26
3.4.1 Selenia (Hologic Company) Dimension Mamografi Cihazı	26
3.4.2 Raysafe Xi Mam Dedektörü.....	27
3.4.3 PMMA(Polimetilmetakrilat) Fantom	28
3.4.4 Alüminyum(Al) Filtre	29
3.4.5 SPSS20	29
3.5. Araştırmanın Değişkenleri	29
3.6. Veri Toplama Araçları.....	30
3.6.1 DM Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü	30
3.6.1.1 OEK Değerlendirmesi	30
3.6.1.2 Yarı Değer Kalınlığı (HVL) Testi	31
3.6.1.3 Hava KERMA nın Belirlenmesi	33
3.6.1.4 Ortalama Glandüler Doz (DG) testi:	34
3.6.2 iSITE	37
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi	37

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi.....	38
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları	39
3.10. Etik Kurul Onayı	39
4. BULGULAR	40
4.1 Dozimetrik Kalite Kontrol Bulguları	40
4.1.1 Işınlama(OEK) Parametrelerinin Belirlenmesi	40
4.1.2 Yarı Değer Kalınlığı Ölçümü	41
4.1.3 Ortalama Glandüler Doz Testi	42
4.2. İstatistiksel Analiz	43
4.2.1 Tanımlayıcı İstatistik.....	43
4.2.2 Nonparametrik Testlerin Sonuçları	44
4.2.3 Çoklu Lineer Regresyon Analizi Sonuçları	52
5. TARTIŞMA	62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	66
7. KAYNAKLAR.....	67
EK 1: ETİK KURUL ONAYI.....	71
EK 2: ÖZGEÇMİŞ.....	74

TABLO DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1: ICRP 103 nolu raporunda tavsiye edilen doku ağırlık faktörü	22
Tablo 2: C Değerleri.....	33
Tablo 3: Farklı kalınlıklardaki PMMA fantomlarla OGD hesaplayabilmek g ve c dönüşüm faktörü	35
Tablo 4: Seçilen hedef/filtre kombinasyonuna göre s faktörleri	35
Tablo 5: 0,5 mm alüminyum ile filtrelenmiş tungsten hedef için s faktörü	35
Tablo 6: W/AI kombinasyonu için s faktörü	36
Tablo 7: T faktör.....	36
Tablo 8: OGD için Kabul edilebilir ve erişilebilir limitler.....	36
Tablo 9: Farklı kalınlıktaki PMMA ile belirlenen 2B dijital mamografi için ışınlama parametreleri.....	40
Tablo 10: Farklı kalınlıktaki PMMA ile belirlenen 3B tomosentez için ışınlama parametreleri	40
Tablo 11: 2B dijital mamografi için yarı değer kalınlığı ölçümü sonuçları	41
Tablo 12: 3B tomosentez için yarı değer kalınlığı ölçümü sonuçları.....	41
Tablo 13: 2B Dijital Mamografi için ortalama glandüler doz sonuçları	433
Tablo 14: 3B Tomosentez için ortalama glandüler doz sonuçları.....	433
Tablo 15: Hasta verilerine ait parametrelerin ortalama(min – max) ve standart sapma değerleri.....	44
Tablo 16: Yaş gruplarına göre OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri.....	44
Tablo 17: Yaş gruplarının OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları.....	45
Tablo 18: Kalınlığa göre grupların OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri	46
Tablo 19: Kalınlık gruplarının OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları...	46
Tablo 20: Kuvvete göre grupların OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri	47
Tablo 21: Kuvvet gruplarının OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları	47
Tablo 22: Meme alanına değerlerine göre grupların OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri	48

Tablo 23: Meme alanı değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları.....	48
Tablo 24: mAs değerlerine göre grupların OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri.....	49
Tablo 25: mAs değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları.....	49
Tablo 26: kVp değerine göre grupların OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri	50
Tablo 27: kVp değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları.....	50
Tablo 28: Meme tipine göre OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve std sapma değerleri	51
Tablo 29: Meme tipine göre OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları	51
Tablo 30: Çekim boyutuna göre OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri.....	52
Tablo 31: OGD için oluşturulan modelin özeti	52
Tablo 32: 2B dijital mamografi çekimlerinde OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu.....	53
Tablo 33: 3B tomosentez çekimlerinde OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu.....	54
Tablo 34: Boyuttan bağımsız OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu	55
Tablo 35: CGD için oluşturulan modelin özeti	55
Tablo 36: 2B dijital mamografi çekimlerinde CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu.....	56
Tablo 37: 3B tomosentez çekimlerinde CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu.....	56
Tablo 38: Boyuttan bağımsız CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu	57
Tablo 39: A tip meme için hesaplanan OGD ve hata değeri.....	58
Tablo 40: B tip meme için hesaplanan OGD ve hata değeri.....	58
Tablo 41: C tip meme için hesaplanan OGD ve hata değeri.....	59
Tablo 42: D tip meme için hesaplanan OGD ve hata değeri.....	59

Tablo 42: A tip meme için hesaplanan CGD ve hata değeri.....	60
Tablo 42: B tip meme için hesaplanan CGD ve hata değeri.....	60
Tablo 42: C tip meme için hesaplanan CGD ve hata değeri.....	61
Tablo 42: D tip meme için hesaplanan CGD ve hata değeri.....	61



ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1: Mamografi sistemi	7
Şekil 2: X-ışını tüpü.....	9
Şekil 3: Meme sıkıştırma	10
Şekil 4 : Sabit ve hareketli grid	11
Şekil 5: Selenyum flat panel dedektör sistemi	13
Şekil 6: Flat panel fosfor dedektör sistemi	14
Şekil 7: Meme Yapısı	15
Şekil 8: BI-RADS kriterlerine göre sınıflandırılmış farklı yoğunluklardaki meme görünüşleri	16
Şekil 9: Mamografik pozisyonlar	17
Şekil 10: MLO meme görüntüsünde hastaya ait ışınlama parametreleri.....	26
Şekil 11: Selenia (Hologic Company) Dimension mamografi cihazı	27
Şekil 12: Raysafe Xi Mam Dedektörü	28
Şekil 13: PMMA fantom.....	29
Şekil 14: Işınlama parametrelerini belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin üstten görünümü	31
Şekil 15: Işınlama parametrelerini belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin önden ve yandan görünümü.....	31
Şekil 16: Hava KERMA'yı belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin üstten ve yandan görünümü	33

KISALTMALAR

ALARA	: As Low As Reasonably Achievable
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
OGD	: Ortalama Glandüler Doz
CGD	: Cilt Giriş Dozu
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi
kV	: Kilovoltaj
mA	: Miliamper
kW	: Kilowatt
Mo	: Molibden
W	: Tungsten
Rh	: Rodyum
Eu	: Europium
TFT	: İnce Film Transistör
Tl	: Talyum
CsI	: Sezyum İyodür
a-Se	: Amorf Selenyum
CCD	: Charge Couple Device
OEK	: Otomatik Ekspozur Kontrol
ACR	: Amerikan Radyoloji Derneği
BI-RADS	: Breast Imaging Reporting and Data System
CC	: Cranio Caudal
MLO	: Medio Lateral Oblik
PMMA	: Polimetilmetakrilat
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
ROI	: Region of Interest

Al	: Alüminyum
cm	: santimetre
mm	: milimetre
2B	: İki boyutlu
3B	: Üç boyutlu
IAEA	: Uluslararası Atom Enerji Kurumu
SI	: Uluslararası Birim Sistemi
R	: Röntgen



ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR)

Medikal Fizik Yüksek Lisans eğitimim boyunca yetişmem için bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürecimde bilgi, birikim ve sonsuz sabrıyla bana destek olan değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt'a ; tezimin tamamlanmasında yardım ve katkılarından dolayı danışman hocam Sayın Prof. Dr. Pınar Balcı'ya sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmanın gerçekleşmesi için yardımlarını esirgemeyen Teknikel firmasına; tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Sayın Emine Avcı'ya çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca en zor zamanlarımda yanımda olan desteklerini benden hiç esirgemeyen değerli arkadaşlarım İsmail Özsoykal'a ve Nilsu Çini'ye; her zaman yanımda olan eşsiz arkadaşlarım Gizem Şişman' a ve Rukiye Çakır Haliloğlu'na çok teşekkür ederim.

Eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteği ile yanımda olan sevgili aileme; her zaman desteğini ve sevgisini yanımda hissettiğim değerli eşim Utku Uysal'a yürekten teşekkür ederim.

Aliye Sezen Uysal

Aralık, 2016

ÖZET

REGRESYON MODELİYLE MEME DOZUNUN HESAPLANMASI

Aliye Sezen Uysal

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

sznokty@gmail.com

Amaç: 2B dijital mamografide ve 3B tomosentez cihazlarında meme dozlarının bilinmesi, radyasyona duyarlı bir organ olan meme için risklerin belirlenmesini sağlar. Bu çekimlerde hastaya ait yaş, meme tipi, meme kalınlığı, meme yüzey alanı, sıkıştırma kuvveti, kVp , mAs, çekim boyutu gibi parametrelerle gerçek doz değerlerini tahmin edebilmek için istatistiksel analiz yöntemlerinden çoklu lineer regresyon analizi kullanılarak matematiksel bir model oluşturulması amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Dijital mamografi cihazının her çekimden sonra verdiği OGD ve CGD değerlerinin güvenilirliğini kontrol etmek için dozimetrik kalite kontrol yapıldı. PACS sisteminden dijital mamografi hastalarına ait veriler retrospektif değerlendirme için alındı. Bİ-RADS kriterlerine göre hekimler tarafından A, B, C ve D sınıflandırılması yapılan farklı yoğunluktaki memelerin başarılı bir istatistiksel analize izin verecek şekilde her bir meme tipi için 50'şer hasta alındı. Bu hastaların dijital mamografi cihazında gerçekleştirilmiş mamografi görüntülerinden elde edilen doz bilgilerini ve ışınlama parametrelerini kullanarak veritabanı oluşturuldu. Meme yüzey alanı, görüntü üzerine çizilen ROI ile belirlenerek veritabanı eklendi. OGD ve CGD'nin her bir çekim parametresi ile ikili analizi yapıldı. Kruskal Wallis analizi uygulanarak veri setleri arasında anlamlı farkların olup olmadığı araştırıldı. Bağımsız değişkenlerinin OGD ve CGD'ye etkisini belirlemek için çoklu lineer regresyon analizi kullanılarak matematiksel model oluşturuldu.

Bulgular: Dijital mamografi cihazının dozimetrik kalite kontrolü yapıldı ve cihazın optimum koşullarda çalıştığı görüldü. OGD ve CGD'nin bağımsız değişkenlerle arasında Kruskal

Wallis testi sonucunda her bir çekim parametresi için p değerinin 0,05 daha küçük olduğu bulunmuştur. OGD ve CGD için oluşturduğumuz regresyon modelleri sırasıyla değişkenlerimiz varyansın %95,4 ve %93,9'unu açıklamaktadır.

Sonuç: Oluşturulan matematiksel model ile hiçbir dönüşüm faktörüne gerek kalmadan ışınlama parametreleri kullanılarak OGD ve CGD'nin pratik olarak hesaplamasının mümkün olduğu görüldü.

Anahtar Sözcükler: Dijital Mamografi, Tomosentez, Ortalama Glandüler Doz, Cilt Giriş Dozu, Çoklu Lineer Regresyon



ABSTRACT

CALCULATION OF BREAST DOSE WITH THE REGRESSION MODEL

Aliye Sezen Uysal

Dokuz Eylul University Health Sciences Institute

Medical Physics Department, Inciralti-IZMIR

sznokty@gmail.com

Objective: To know breast doses for 2D digital mammography and 3D tomosynthesis equipments ensure that determining risks for breast which organ is radiosensitive. In this study, main objective is to construct a mathematical model, using multiple linear regression analysis method, which takes into account the exam specific parameters such as patient age, breast thickness, breast surface area, force, tube voltage and effective tube current and provides an estimation of the actual breast dose during 2D digital mammography and 3D tomosynthesis exams.

Material and Method: A dosimetric quality control test has been carried out to determine the reliabilities of Entrance Skin Dose (ESD) and Average Glandular Dose (AGD) values given by the digital mammography equipment following each exam. Patient data have been derived from the Picture Archiving and Communication System (PACS) for a retrospective evaluation. Radiologists have separated patients into 4 groups represented as A, B, C and D based on the BI-RADS criteria which account for breast composition. Each group included 50 patients to yield statistically meaningful results. A database has been constructed that contains dose information and the exposure parameters specific to mammography exams. Breast surface area determined by manually drawn regions of interest (ROI) has also been included in the database. AGD and ESD values have separately been analyzed with respect to each exposure parameter. Presence and significance of any difference between the data sets has been investigated by applying Kruskal Wallis analysis. Mathematical model has been constructed on the base of multiple regression analysis to determine the effects of independent variables on AGD and ESD.

Results: The dosimetric quality control of the digital mammography device was performed and it was found that the equipment was operating under optimum conditions. Kruskal Wallis

tests carried out between AGD, ESD and independent variables have resulted in p values lower than 0.05. In the model based on multiple regression, OGD and CGD corresponded to the 95.4% and 93.9% of variance, respectively.

Conclusion: The constructed model provides a practical method to calculate AGD and ESD without need to any conversion factors but the exposure parameters.

Keywords: Digital Mammography, Tomosynthesis, Average Glandular Dose, Entrance Skin Dose, Multiple Linear Regression.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Meme kanseri, 2012 yılında 1,7 milyon yeni teşhis ile dünyada kadınlar arasında en sık görülen kanserdir. Bu, tüm yeni kanser vakalarının yaklaşık %12'sini ve kadınlar arasındaki tüm kanser türlerinin %25'ini temsil eder (1).

Meme hastalıklarının görüntülenmesinde kullanılan modaliteler, hastalığın tanısında, taranmasında, tedavi öncesi değerlendirilmesinde, tedavi sürecinde ve tedavi sonrasında hastalığın takibinde önemli rol oynar.

Mamografi, meme lezyonlarının taranması ve saptanmasında yüksek hassasiyet ile temel radyolojik yöntem olma özelliğini korumaktadır. Yapılan çalışmalar, meme taramasının kanserli ölüm oranlarını düşürdüğünü göstermektedir. Bu nedenle bir altın standart olarak meme lezyonlarının tespitinde mamografik görüntüleme sıklıkla kullanılmaktadır.

Radyasyondan korunmanın temel prensipleri olarak; gerekçelendirme, optimizasyon ve doz sınırlaması bulunmaktadır. Tanısal amaçlı uygulamalar iyi bir şekilde gerekçelendirilmeli ve ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre en düşük radyasyon dozunda optimum görüntü kalitesi elde edilmelidir (2). Hastalar için yıllık alınabilecek dozlar sınırlandırılmıştır. Gerçekleştirilen her tetkik hastanın alacağı dozu artıracaktır. Buna bağlı olarak artan dozlarda hastalar için radyasyondan kaynaklı riskleri de artıracaktır. Radyasyonun sebep olduğu hasar her doku için aynı olmadığından organlardaki biyolojik hasar bir dokudan diğerine farklılık göstermektedir ve bu doku ağırlık faktörü ile belirlenmektedir. ICRP 103 no'lu raporunda radyasyona en duyarlı dokular/organlar kırmızı kemik iliği, kalın barsak, akciğer, mide, meme, gonadlar, daha sonra da karaciğer, özefagus ve tiroid dokularıdır. En az duyarlı dokular ise, cilt, kemik yüzeyi, tükürük bezleri ve beyin hücreleridir (3). Kadında meme dokusu radyoduyarlı bir organı olarak kabul edildiğinden memede ortalama glandüler doz, mamografinin radyasyona bağlı karsinogenez riskini tahmin etmek için en önemli ölçümdür (4,5).

Mamografide kullanılan düşük enerjili x-ışınlarının yol açabileceği etkilerden biri olan stokastik etki, hastaya verilecek olan her bir radyasyon dozu miktarı ile önemli ölçüde artmaktadır (6). Bu nedenle mamografi sistemlerinde her çekimde hastaya verilen doz bilgisinin bilinmesi ve bu değer doğruluğu büyük önem taşımaktadır. Ancak, doğrudan Ortalama Glandüler Doz (OGD) ölçümü mümkün değildir ve OGD değerlendirilmesi için yöntem Cilt Giriş Dozunun (CGD) belirlenmesi ve Monte Carlo simülasyonları elde edilen

normalleştirilmiş OGD, cilt giriş dozunun dönüşüm faktörleri ile çarpılmasıyla belirlenir (4,7).

Son zamanlarda kliniğe giren dijital meme tomosentezi özellikle yağlı olmayan memede lezyonlarının algılanması ve özelliklerinin belirlenmesi için geliştirilmiş yeni bir teknolojidir (8). Dijital mamografi cihazının donanım ve yazılım modifikasyonu, dijital dedektörle, x-ışını tüpü belli bir açı arkında hareket ederken, düşük dozda x-ışını kullanılarak kesit görüntüleri elde edilir. Oluşan ham (projeksiyon) görüntüler, ince kesit kalınlığında (0,5mm - 1 mm gibi) rekonstrükte edilerek, seri bir görüntü elde edilir (9). Tomosentezde, her bir ışınlama çok düşük dozlarla yapılmakla birlikte, konvansiyonel mamografiye göre toplam doz artar. Olgar ve ark. çalışmalarında tomosentezde ortalama glandüler doz, dijital mamografiye göre %34 kadar arttığını göstermişlerdir. Tomosentezin avantajları düşünüldüğünde, göze alınabilir bir doz artışı olarak kabul edilebilir (4,9). Hem dijital mamografide hem de tomosentez cihazlarında meme dozlarının bilinmesi radyasyona duyarlı bir organ olan memede risklerin değerlendirilmesini sağlar.

Mamografi çekimlerinde doz artışı teknik parametrelere (hedef/filtre kombinasyonu, kVp, mAs) ve hastaya ait parametrelere (meme yoğunluğu ve meme kalınlığı) bağlı olarak değişkendir. Ancak toplam doz, Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi'nin (FDA) belirlediği, her bir ışınlama için 300 mRad/ışınlama (3mGy) üst sınırının altında kalması önerilmektedir. Dijital mamografi tetkiklerinde, bir projeksiyondaki görüntü için ortalama glandüler doz 150- 250 mRad kadardır. Feng ve ark. çalışmalarında, tomosentezde dijital mamografiye göre doz, meme kalınlığı ve glandüler doku yoğunluğuna bağlı olarak değişen oranlarda (%8-%83) artış gösterdiğini bildirmişlerdir (10).

Tüm bu durumlar göz önüne alındığında meme dozlarının belirlenmesi ve buna bağlı risk tahminlerinin yapılması büyük önem taşımaktadır. Her hasta için cilt giriş dozları ölçülüp bu değerden de OGD hesaplanması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, regresyon analizi yardımıyla meme tipinin ve çekim parametrelerinin OGD'ye ve CGD'ye etkisi; başka bir deyişle bağımlı değişken olan OGD'nin bağımsız değişkenler olan meme tipi ve çekim parametrelerine bağlı olarak hangi oranda değiştiği incelenmiştir. Bu doğrultuda meme tipinin ve çekim parametrelerinin OGD ve CGD üzerindeki etkisi formülize edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dijital Mamografi Cihazı ve Yapısı

Mamografi; yoğunlukları birbirine yakın olan kas, yağ ve memenin glandüler yapılarını ve memenin patolojik değişikliklerini incelemek amacıyla kullanılan bir yumuşak doku grafisidir. Meme görüntülemenin temeli, memeyi oluşturan yumuşak dokular arasındaki yoğunluk değişikliğinin, x-ışınlarının farklı absorpsiyonuna dayanmaktadır (11).

Mamografi sistemleri x-ışın tüpü ve jeneratörü, sıkıştırma sistemi, dedektör sistemi, otomatik ışınlama kontrol sistemi, grid ve kumanda masası bileşenlerinden oluşmaktadır. Şekil 1’de dijital mamografi sistemi gösterilmektedir.



Şekil 1: Mamografi sistemi (12)

2.1.1. X-ışını Jeneratörü

Dijital mamografi cihazlarında yeterli doku kontrastı elde etmek için düşük kilovoltaj (kV) tekniği (25–50 arası kV) ve 1 kV hassasiyetle ayarlanabilmelidir (13). 25–200 arası miliamper (mA), 0.1-0.2 saniyelik süreler ve 0.1-0.6 mm’lik fokal spotlar kullanır (14,15).

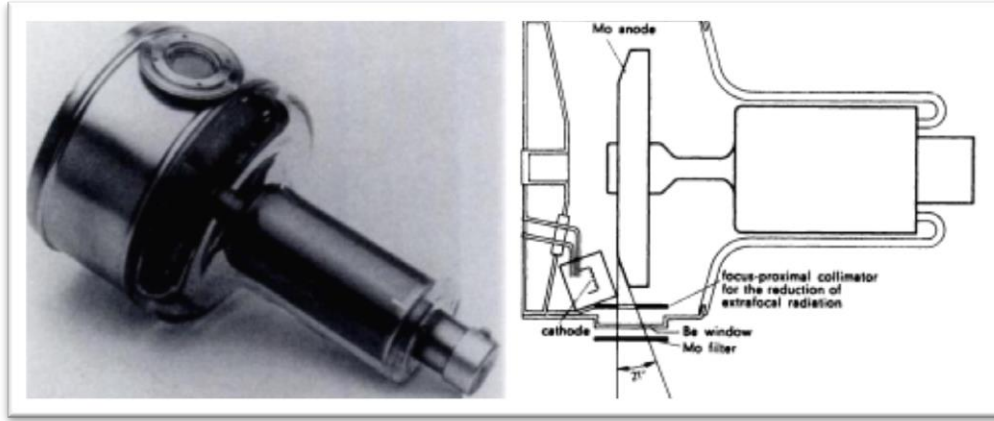
Mamografi cihazları, 3-10 kilowatt (kW) enerjiye sahip jeneratörler ile çalışmaktadır (6,15). Tüp akımı büyük odak noktası için 100 mA, küçük odak noktası için ise 50 mA'den az olmamalıdır.

2.1.2. X-ışını Tüpü

Mamografi sistemlerinde kullanılan x-ışını tüpü, radyoloji incelemelerinde kullanılan x-ışını tüplerine benzer şekilde tasarlanmıştır. X-ışın tüpü; içerisinde anot ve katot olmak üzere iki elektrot bulunan vakumlanmış cam bir tüpten oluşur. Anot hedef materyali olarak genellikle Molibden (Mo), Tungsten (W) ya da Rodyum (Rh) kullanılır. Mamografi cihazlarının tüp çıkışına düşük enerjili x-ışınlarını soğurmak ve x-ışınlarının toplam enerjisini arttırmak için Berilyum (Be) elementi konulmaktadır.

Meme görüntülenirken memenin kalınlığına ve yoğunluğuna uygun farklı enerjilerde x-ışını spektrumuna ihtiyaç vardır. Bu nedenle mamografi sistemlerinde genellikle farklı anot materyali ve farklı filtreler kullanılmaktadır. Alternatif hedef/filtre kombinasyonları, düşük hasta dozlarında, detayların görüntülenebildiği mamografide kontrastın elde edilebilmesini sağlamaktadır. Mamografik sistemlerde kullanılan hedef/filtre kombinasyonları: Molibdenyum-Molibdenyum (Mo/Mo), Molibdenyum-Rodyum (Mo/Rh), Tungsten-Molibdenyum (W/Mo), Tungsten-Rodyum (W/Rh), Rodyum-Rodyum (Rh/Rh) dur. Son zamanlarda kliniğine tomosentezin girmesiyle Tungsten-Alüminyum (W/Al) , Tungsten-Gümüş (W/Ag) hedef/filtre kombinasyonları geliştirilmiştir.

Mamografide düşük anot açılı tüplerde anot hedefinde oluşan x-ışınlarının bir kısmı anodun kendisi tarafından soğurulduğundan dolayı tüpten çıkan x ışınlarının enerjisi anot tarafında katot tarafından daha düşüktür. Bu olaya “topuk etkisi” denir. Bu nedenle, mamografi cihazlarında x-ışın tüpü, anot-katot eksenini göğüs duvarına dik ve katot göğüs duvarı tarafında olacak şekilde tasarlanmıştır. Mamografi cihazlarında bu etki memenin konik yapısına uygun şekilde tasarlanmıştır. Meme dokusunun yapısından ötürü x-ışını tüpünde oluşturulan topuk etkisi tekniği ile meme ucuna gidildikçe azalan doku oranını gözeterek radyasyon miktarında düşüş sağlanır. Bu işlem sayesinde meme üzerine düşürülen “x-ışını/doku hacmi” oranı mümkün olduğunca homojen hale getirilmiş olur. Tüpten çıkan x-ışınlarının diverjans dağılımından ötürü meme dokusu dışında bulunan pektoral kas ve arkasında kalan organların gereksiz yere radyasyon alması söz konusudur. Hem bu durumu engellemek hemde topuk etkisini etkin kullanmak için tüpe yaklaşık 25° bir açı verilir. Bu şekilde pektoral kas ve arkasında kalan dokuların alacağı radyasyon dozu da azaltılır.

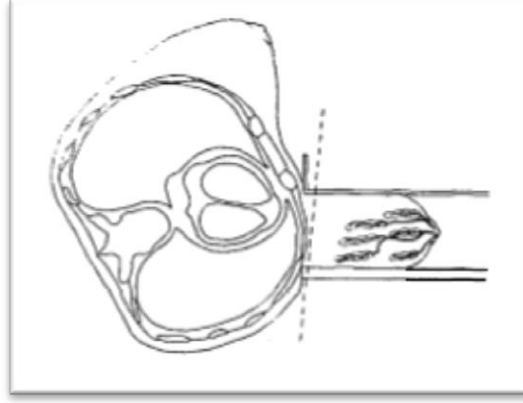


Şekil 2: X-ışını tüpü

Katotta iki farklı boyutta filaman bulunmaktadır. Rutin olarak büyük odak noktası kullanılır. Fakat bazı incelemeler büyütme tekniği gerektirir ve film-meme mesafesi artırılarak memenin belli bir bölgesinin daha yüksek ayırma gücü ile incelenmesi sağlanır. Büyütme tekniği ile çekimlerde meme-film arası mesafe artarken, odak nokta meme mesafesi azalmaktadır. Bununla beraber odak noktasının boyutu nedeni ile görüntüde oluşan yarı gölge artmaktadır. Bu etkinin azaltılması amacıyla küçük odak noktası kullanılmaktadır.

2.1.3. Sıkıştırma sistemi

Yüksek nitelikte mamografiler elde etmenin temel koşulu memenin sıkıştırmaudur. Uygun ve doğru şekilde sıkıştırma, görüntü kalitesini etkileyen en önemli parametrelerden birisidir (16,17). Sıkıştırma sistemi, memenin dokusunu daha geniş alana yayılmasını, kalınlığı homojen hale getirerek dozun ve saçılan radyasyonun azalmasını sağlayan, görüntü keskinliğini arttıran sistemlerdir (14,15). Meme dokusunda yoğunlukları birbirine yakın yapıların ayırt edilmesini sağlayarak dokuların üst üste binme olasılığını azaltır. Bu nedenle, 2B mamografi sistemlerinde doğru teşhis konulabilmesi için uygun sıkıştırma yapılması çok önemlidir. Diğer önemli bir özelliği de ışınlama boyunca memeyi sabit tutarak harekete bağlı görüntü bulanıklığının azaltır (16).



Şekil 3: Meme sıkıştırması

Tomosentezle sıkıştırma problemi aşılmıştır. Tomosentezde memenin milimetrik kesitleri alınırken daha az sıkıştırma kuvveti uygulanarak üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Bu şekilde memenin iç yapısı daha net görüntülere karşın varsa tümörün yeri 3 boyutlu daha net tespit edilmektedir (18).

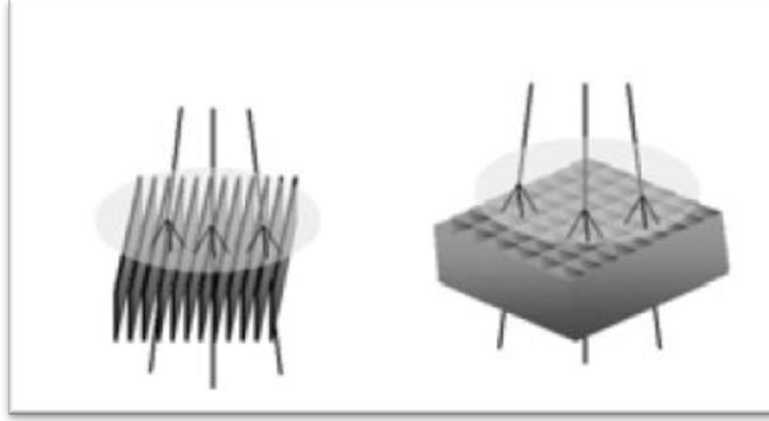
2.1.4. Otomatik Işınlama Kontrol Sistemi

Otomatik ışınlama kontrolü (OEK), mamografi cihazında bulunan önemli bir komponenttir. Görüntü üzerinde daha iyi optik yoğunluk kontrolü sağlamak amacıyla kullanılır. Doku yoğunluğu, kalınlığı ve teknikler arasındaki çekim farklılıklarına rağmen sürekli optimum görüntü kalitesi için ışınlama sağlar (19). OEK sistemi, ışınlama parametrelerine karar vermek için, asıl ışınlamadan önce bir ön ışınlama yapar. Bu ışınlama sayesinde meme kalınlığı ve yoğunluğuna göre ışınlama parametrelerini ayarlar ve asıl ışınlamayı başlatır (20). OEK ışınlamayı ayarlarken, memeye uygun en yüksek kVp ve en düşük ışınlama süresini ayarlamayı temel alır. Bu sayede hem hasta dozu azalır, hem de görüntü kalitesi artar.

2.1.5. Grid

X-ışınları meme dokusu ile etkileştiğinde soğurulmayla birlikte saçılma da meydana gelir. Kalın ve yoğun memelerde saçılan radyasyon, ince ve yağlı memelere oranla daha fazla olmaktadır. Saçılan radyasyon kontrastı azaltarak mikrokalsifikasyonların ve tümör odaklarının belirlenmesini engellemektedir. Gridler meme ile ekran-film/dedektör sistemi arasına yerleştirilerek saçılan radyasyonu azaltıp görüntü kalitesini iyileştirmede kullanılırlar.

Günümüz mamografi sistemlerinde grid oranı 4:1 veya 5:1 ve grid frekansı 30-50 çizgi/cm olan hareketli gridler kullanılır. Sabit gridlerde grid oranı 3:1 veya 5:1 ve frekansı 80 çizgi/cm'dir. Dijital meme tomosentezinde ise gridler kullanılmaz.



Şekil 4 : Sabit ve hareketli grid (20)

2.1.6. Dedektör Sistemi

Dedektörlerin görevi, meme dokusunu geçen x-ışınlarının taşıdığı bilgiyi kaybetmeden dijital görüntüye çevirmesidir. Görüntü oluşturabilmek için farklı dedektör tasarımları vardır.

2.1.6.1. Computed Radyografi Sistemleri

Computed radyografi, konvansiyonel radyografide kullanılan boyut ve yapıdaki kasetler içerisine yerleştirilen özel bir görüntüleme plakasında latent görüntünün oluşturulması, bu plakaların özel cihazlarla okunarak dijital görüntü elde edilmesine dayanan yöntemdir. Görüntü alıcısı olarak baryum florohalid kristallerinden oluşan plaka bulunur (BaFI, BaFCl, BaFBr). Bu plakalar ışıkla uyarılabilme özelliğine sahiptir. Ayrıca aktivatör olarak Europium (Eu) elementi, fosfor kristalinde elektron alışverişini sağlamakta ve görüntü oluşumunda önemli bir rol oynamaktadır.

Yarı iletkenlerde elektronların yoğun olarak bulunduğu valans bandı, elektronların çok az bulunduğu iletim bandı ve ikisinin arasında F-merkezi adı verilen, elektronların tutulduğu (trapping) bir ara alan bulunmaktadır. F-merkezinde tutulan elektronların enerjisi iletim bandındakilerden düşük, valans bandındakilerden yüksektir. Memeden çıkan x-ışınları, fosfor tabakayla etkileşir ve Europiumun valans elektronu serbest hale geçer, iletim bandına yönelir ve F-merkezinde yakalanır. Tuzaklanan elektronlar gizli görüntüyü oluşturur.

Fosfor tabaka He-Ne laser ışını enerjisi ile uyarıldıktan sonra, elektronların yeniden fosfordaki alçak enerji seviyelerine dönmeleri sağlanır. Elektron valans bandına döndüğünde Europium eski haline geçer, tüm işlemten artan enerji foton olarak salınır. Foton ışın çoğaltıcı tüple yükseltilir, sinyal okunur ve dijital görüntü elde edilir.

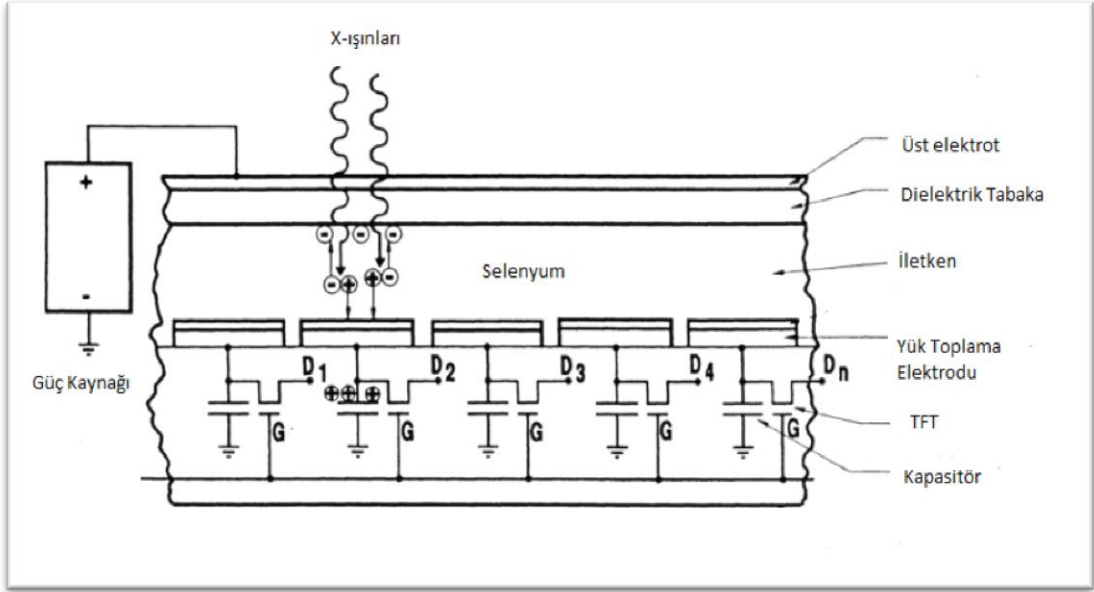
2.1.6.2. Dijital Radyografi Sistemleri

Dijital radyografi (flat panel) sistemleri doğrudan ve dolaylı dönüştürmeli sistemleri olmak üzere ikiye ayrılır.

2.1.6.2.1. Doğrudan Dönüştürmeli Sistemler

Doğrudan dönüştürmeli sistemlerde, görüntü oluşumu tek bir aşamada meydana gelir. Bu sistemde diğer dedektör sistemlerinden farklı olarak fosfor kullanılmaz. Fotoiletken olarak amorf selenyum (a-Se) kristali kullanılmaktadır. x-ışını fotonu a-Se tarafından soğurulduğundan madde içerisindeki yük dağılımı değişir. Elektronlar yüzeye doğru, delikler (hole) derine doğru yer değiştirir ve sonuçta a-Se içerisinde yük değişimi ortaya çıkar. Elektrotlar arasına gerilim uygulandığında selenyum yüzeyiyle birebir eşleşmiş TFT dizilimi ile yük değişiminden oluşan sinyal okunur. Daha sonra sinyal analog-dijital dönüştürücü aracılığıyla dijital veriye çevrilir. Bu tür dedektör sistemlerine doğrudan dönüştürmeli dedektör sistemi denir.

Doğrudan sistemlerde görüntü elde edilirken, gelen x-ışınları, daha düşük enerjili ışık fotonlarına dönüştürülmeyp doğrudan elektrik yüküne dönüştürüldüğünden dolaylı sistemlerinde ışık saçılmalarından kaynaklanan kayıplar yoktur. Ayrıca a-Se kristalinin boyutu görüntü kalitesini etkilemediğinden kalın kristaller kullanılarak dedeksiyon etkinliği artırılabilir.



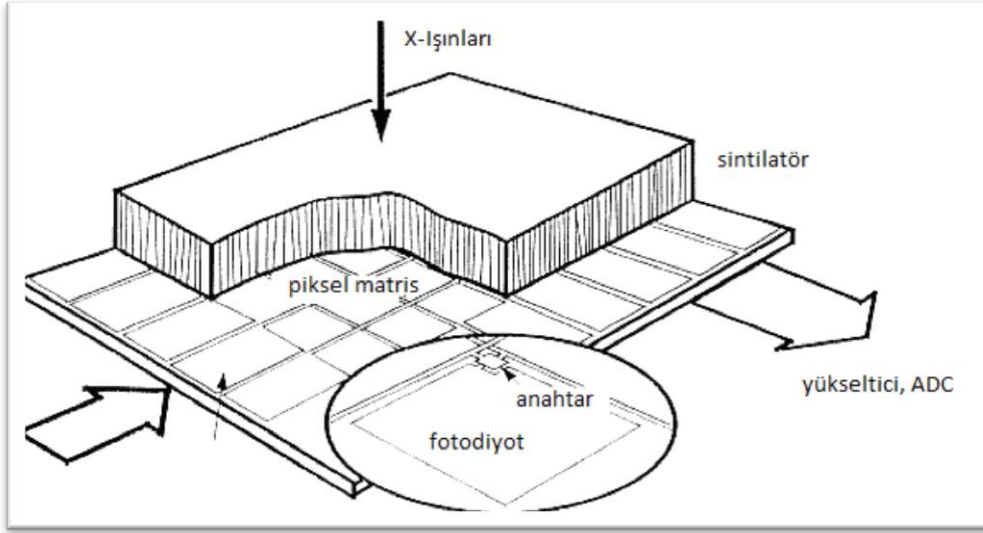
Şekil 5: Selenyum flat panel dedektör sistemi (21)

2.1.6.2.2. Dolaylı Dönüştürmeli Sistemler

Flat-Panel Fosfor Sistemleri

Flat-Panel Fosfor dedektör sisteminde amorf silikondan oluşan geniş alanlı plakalar mevcuttur. Bu plaka üzerinde ışığa hassas dikdörtgen dizimli fotodiyotlar bulunur. X-ışınları dedekte edilmesinde talyum (Tl) ile zenginleştirilmiş sezyum iyodür (CsI) tarafından kullanılır. X-ışınları CsI(Tl) materyali ile etkileşerek ışık fotonlarına dönüştürülür ve çoğaltılır. Daha sonra bu ışık fotonları, fotodiyot görevi gören dedektörlerde algılanırlar ve elektronik yüke çevrilirler. Son olarak da bu yükler ince film transistöründe (TFT) toplanıp dijital görüntüyü oluşturur.

Dizideki tüm dedektör elementleri birer adet foto-diyot ve ince film transistör anahtarına sahiptir. Tüm diziler kendi çizgileri boyunca kontrol edilirler ve her çizgi dizisi birbirinden farklı zamanlarda sırasıyla enerji verilip anahtarları açılarak depoladıkları enerjilerini (sinyalleri) mamografi sisteminin sinyal işleme kısmına aktarırlar. Bu tür dedektör sistemlerine “dolaylı dönüştürmeli” dedektör sistemleri denir (6).



Şekil 6: Flat panel fosfor dedektör sistemi (22)

CCD sistemleri

Taramalı sistemler, CsI(Tl) fosforu, fiber optik bağlantı ve Charge Coupled Device (CCD) dizisinden oluşur. CCD, 2-4 cm² alana sahip piksellerden oluşmaktadır. Sintilasyon ise çok daha geniş bir alanda gerçekleştiğinde CsI(Tl) fosforları çok sayıda fiber optikten oluşan çift plak üzerine yerleştirilmiştir. Bu sistemlerde sintilasyonla oluşan ışınların lens ya da fiber-optik bir donanımla odaklanarak daha küçük bir alan olan CCD üzerine düşürülmesi gerekmektedir. Bu nedenle görüntü oluştururken x-ışını demeti uygun şekilde kolime edilir. Sistem çalışırken x-ışını tüpü ile dedektör sistemi eş zamanlı olarak hareket eder ve tarama yapar. Detektör sinyal toplama işlemi tek bir dizi çizgisi şeklinde sırayla hareket ederek alır.

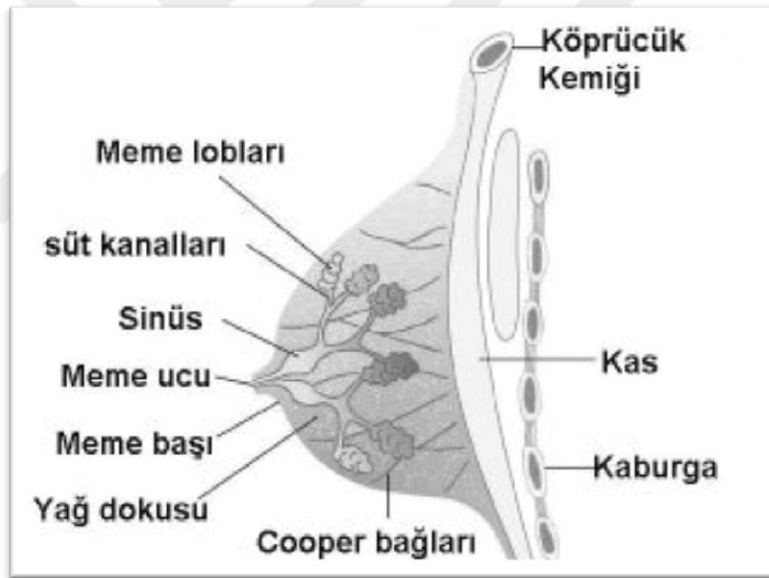
Fiber optiklerin iki önemli görevi vardır. Fosfordan oluşan ışık fotonlarını CCD yüzeylere yönlendirir ve CCD ışık fotonunu dijitalize ederek elektronik sinyale çevirir. Bununla beraber fiber optikler fosforlar tarafından absorbe edilemeyen radyasyonun çoğunu dururlar. Böylelikle doğrudan gelen x-ışınlamalarından doğabilecek CCD hasarlarını önler.

CCD sistemlerinin en büyük avantajı saçılan radyasyonu azalttığından görüntü kalitesi (kontrast rezolüsyon) artar. Ayrıca çekimlerde grid kullanımı gerektirmediğinden doz azaltımı mümkündür. Fakat, tüm meme ince bir hatta taranarak görüntülendiği için tarama süresi artar.

2.2. Memenin Yapısı

Meme dokusu temelde vücut ter bezlerinden türemiş bir yapıdır ve göğüs bölgesinde 2. ile 7. kaburgalar arasında yerleşmiştir. Kadınlarda, meme şekli, büyüklüğü ve durumu hayatı boyunca sürekli değişim göstermektedir. Bunun yanı sıra ırk ve yaş faktörleriyle birlikte; doğum, menstruasyon, gebelik, emzirme ve menapoz gibi çeşitli fizyolojik faktörlerle değişiklik gösterir.

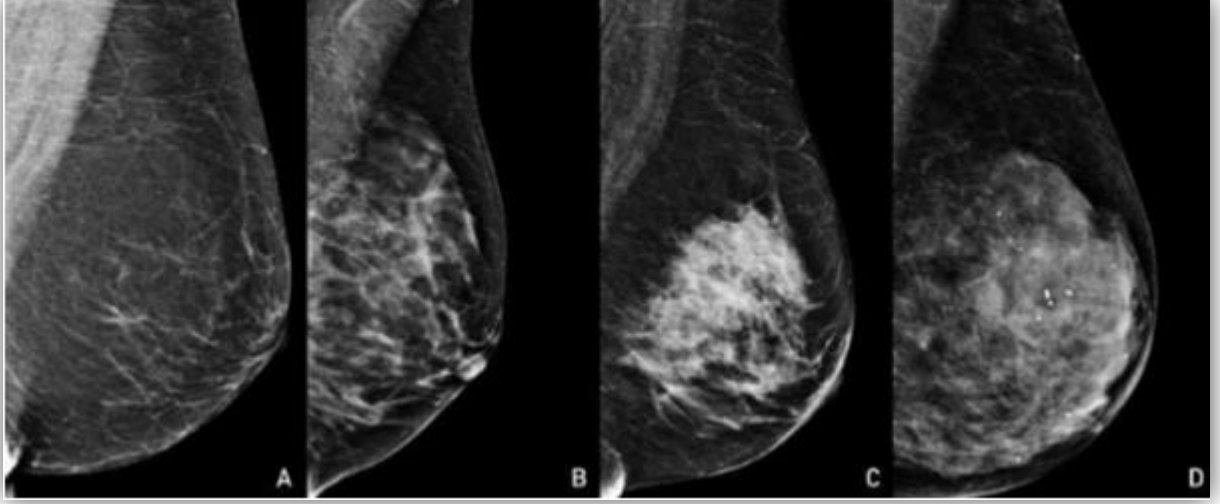
Meme; cilt, cilt altı yağ dokusu, glandüler yapılar, duktuslar ve aradaki bağ dokusu gibi aralarındaki kontrast farklılığı oldukça düşük olan yapılardan oluşur. Mamografi işleminde incelenen bölgenin, düşük kontrast farklılığı olan yapılardan oluşması ve buna bağlı olarak da x-ışınının absorpsiyon değerlerinin de birbirine yakın olması nedeniyle kontrast farkının iyi ortaya konulması ve çözünürlüğünün çok iyi olması gerekir. Meme muayenesinde saptanamayacak kadar küçük anomalilerin belirlenebilmesi için radyografi, düşük dozda çekilmelidir.



Şekil 7: Meme Yapısı (23)

2.2.1. BI-RADS Sınıflandırması

Radyologlar arasında mamografik değerlendirmede belirgin performans farklılıkları olduğu bilinmektedir (24). Meme görüntüleme, değerlendirme, raporlama ve izlemde standartı yakalayabilmek için Amerikan Radyoloji Derneği(ACR) tarafından BI-RADS terminolojisi geliştirilmiş ve meme yapısına göre sınıflandırılmıştır.



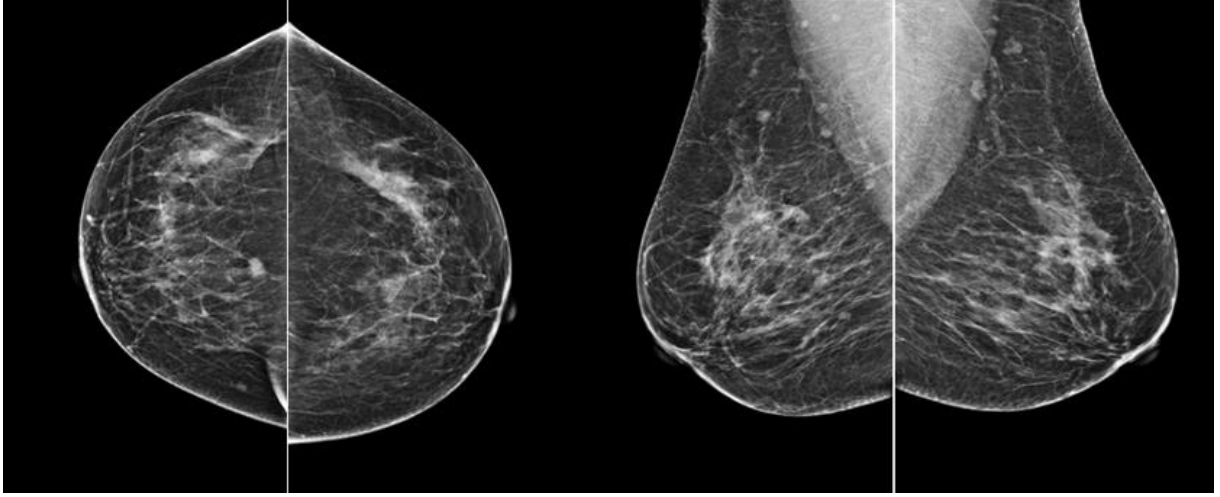
Şekil 8: BI-RADS kriterlerine göre sınıflandırılmış farklı yoğunluklardaki meme görünümleri

BI-RADS D, glandüler ve stromal yapılar fazla, yağ dokusu oldukça azdır. Bazen tüm memeyi kapsayan radyoopasite nedeni ile yağ doku alanları hiç yoktur. Mamografik incelemelerde yorumu en zor olan bu yapıda izlenen memelerdir. BI-RADS C, meme dokusunun tüm memeye oranının %50-75'in arasında kaldığı olgulardır. BI-RADS B'de; eşit miktarlarda glandüler yağ dokusu (%25-50) içeren bir yapı vardır. BI-RADS A ise, fazla miktarda yağ dokusu ve az glandüler dokudan oluşur (11,25).

2.2.2. Mamografide Kullanılan Çekim Pozisyonları

Mamografide memeye uygun pozisyonu vermek görüntü kalitesini önemli derecede etkiler. Memeye uygun poz vermek, olabildiğince çok dokunun görüntülenmesini sağlar. Yanlış pozisyonlama yapılması, görüntüde belirgin doku kaybıyla sonuçlanır ve kitleler görüntü dışında kalarak atlanabilir.

Tanı ve tarama amaçlı mamografik incelemelerde kullanılan iki temel projeksiyon vardır. Bunlar, cranio-caudal (CC) ve mediolateral-oblik (MLO) projeksiyonlardır.



Şekil 9: Mamografik pozisyonlar

2.3. Meme Dozimetrisi

Mamografi belli yaştaki kadınlarda, risk faktörleri göz önüne alınarak belli aralıklarla tarama yöntemi veya klinik muayene neticesinde doğrudan teşhis yöntemi olarak kullanılmaktadır. Mamografide meme en az iki değişik pozisyonda x-ışını kullanılarak görüntüleme yapıldığından her çekimde hastaya verilen doz bilgisinin bilinmesi ve bu değerin doğruluğu büyük önem taşımaktadır.

Dozimetrik ölçümler, hasta dozunun belirlenmesi ve kalite kontrol için önemli bir araçtır (26,27). Mamografi için üç tane dozimetrik nicelik vardır. Bunlar; havadaki doz (KERMA (K)), cilt giriş dozu (CGD) ve ortalama glandüler doz (OGD)'dur. Fantomda, havadaki doz KERMA ölçümleri katıhal dedektörleri ya da iyon odası ile yapılırken termoluminesans dozimetreler (TLD) kullanılarak cilt giriş dozu ölçümü yapılır. Hasta ışınlamalarında ise havadaki doz kaydedilen ışınlama parametreleri kullanılarak tahmin edilmektedir (27,28).

Fantom ölçümlerinde farklı kalınlıklarda polimetil metakrilat (PMMA) fantom görüntüsünün farklı kalınlıklarda meme dokusunu temsil ettiği varsayılır. Fantom ölçümleri ışınlama parametrelerinin bilgisini gerektirir. Cilt giriş dozu için görüntünün giriş yüzeyine karşılık gelen bir noktada geri saçılma olmadan serbest hava ölçülür. Standart meme ortalama glandüler dozu Monte Carlo hesaplamalarından geliştirilen çevirme faktörü kullanılarak hesaplanır (28).

$$D_G = K_{i,t} g_t c_t s \quad (1)$$

D_G , Ortalama glandüler doz

$K_{i,t}$, t kalınlığına sahip PMMA fantomun hava KERMA giriş dozu

g_t , t kalınlıkta %50 fibroglandular %50 yağ bileşimine sahip olan bir meme için OGD hava kerma dönüşüm faktörü

c_t , t kalınlığındaki standart meme glandüritesini gösteren dönüşüm faktörü

s, hedef/filtre kombinasyonuna göre değişen düzeltme faktörü

Tomosentezde meme dozimetrisi, genel olarak dijital mamografi kullanılan yöntemlerle aynıdır (25,29). Tomosentezde görüntü elde edilirken geometrideki değişimin neden olduğu farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır. Bu farklılıklar tomo (t) faktör ile belirlenir. Tomosentezde OGD hesaplanırken eşitlik (1)'deki denklem genişletilir.

$$D_G(\theta) = K_{i,t} g_t c_t s t(\theta) \quad (2)$$

$D_G(\theta)$, tek bir projeksiyonda θ açısındaki doz ve $t(\theta)$ ise aynı açıdaki tomo faktördür. K, 0°de ölçülen veya düz bir projeksiyon durumunda okunan ve daha sonra tüp açısı θ bağlı olarak düzeltilen hava KERMA dır. 0°deki projeksiyonda doz D (0), aynı ışın kalitesi ve tüp yüklemesi kullanıldığından konvansiyonel mamografi gibidir. Bu yüzden 0°deki projeksiyonda tomo faktör 1 olup diğer açılarda farklı değerler almaktadır. $t(\theta)$ aşağıdaki denklemle hesaplanabilir.

$$t(\theta) = \frac{D(\theta)}{D_0} \quad (3)$$

Tüm projeksiyonlarda toplam meme dozu için OGD aşağıdaki denklem ile hesaplanır.

$$D_G(\theta) = K_{i,t} g_t c_t s T \quad (4)$$

$$T = \sum_i \alpha_i t(\theta_i) \quad (5)$$

Burada toplam projeksiyon sayısı N ve α_i farklı projeksiyonlar arasındaki toplam tüp yükleme kesrini verir. Tüp yüklemesi her bir projeksiyonda aynı ise T değeri aşağıdaki denklemle belirlenir. Hologic Selenia Dimensions marka mamografi cihazında her bir projeksiyonda aynı tüp yüklemesi kullanılır.

$$T = \frac{1}{N} \sum_i t(\theta_i) \quad (6)$$

2.4. Radyasyondan Korunma

Radyasyondan korunmanın temel amacı, dozlar eşik değerlerinin altında tutularak deterministik etkileri önlemek ve mümkün olan en düşük dozlar kullanılarak stokastik etki olasılığını azaltmaktır (30). Bu gereksinimler tıbbi uygulamaların gerçekleştirilmesi, optimizasyonu ve doz sınırlamaları ile sağlanır. Yani “uygulamada net bir fayda sağlamayan hiçbir radyasyon uygulamasına izin verilmez”, “ekonomik ve sosyal faktörler göz önünde bulundurularak, yapılan bütün çalışmalarda maruz kalınacak radyasyonun mümkün olduğunca en alt düzeyde tutulması sağlanmalıdır” ve “çalışan ve hasta tarafından alınan dozun uluslararası otoritelerin belirlediği doz sınırlarını aşmaması gerekmektedir.”

Bu nedenle mamografik uygulamalarda memenin aldığı dozu belirlemek büyük önem taşımaktadır.

2.5. Radyasyon Birimleri

Birey ya da organizmaların radyasyona maruz kalmaları sonucu alınan dozlarla ve oluşan risklerle ilgili nicel değerlendirmeler yapmak, radyasyondan kaynaklanan etkinin bir ölçütü olan doz ile risk arasındaki bağı oluşturmak için dozimetrik nicelikler gereklidir.

2.5.1. Işınlama Dozu, X

Işınlama dozu, havada fotonlar tarafından serbest bırakılan bütün elektronlar (nötron ve pozitron) havada tamamen durdurulduğunda, havada oluşan aynı işaretli iyonların toplam yükünü tanımlar (31,32).

$$x = \frac{dQ}{dm}$$

Uluslararası Birim Sistemi (SI)'nde ekspozurun tanımı birim kilogram başına yük miktarıdır(C/kg). Özel birimi röntgen (R)'dir.

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$
$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

2.5.2. Soğrulan Doz, D

Soğrulan doz, iyonize radyasyon tarafından üretilen biyolojik etkilerin bir ölçüsü olup radyasyona maruz kalan bir materyalin birim kütlesinde depo edilen enerjidir(31). D ile gösterilir.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Soğrulan doz ölçümü her türlü iyonlaştırıcı radyasyon (yükli ve yüksüz parçacıklar), her türlü madde ve tüm enerjiler için tanımlıdır.SI birim sisteminde soğrulan doz birimi Gray (Gy)'dır. Gray, bir kilogram dokuda soğrulan bir Joulelik enerji bir Gray' e eşittir.

$$1 \text{ Gray} = 1 \text{ Joule/kg}$$

Özel birimi ise rad (radiation absorbed dose)'dır. Rad; ısınlanan maddenin 1 kilogramına 10^{-2}J enerji veren radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$$

2.5.3. KERMA (Kinetic Energy Released in a Material), K

Yüksüz bir parçacık madde ile etkileşimi sonucu açığa çıkan serbest yüklü parçacıkların kinetik enerjilerinin toplamının ortamda bulunan maddenin kütlesine bölümüyle elde edilen ölçümdür(3,32).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

KERMA ile soğrulan doz birimleri aynıdır. Diagnostik radyolojide KERMA ve soğrulan doz değerleri birbirine eşittir. SI birim sisteminde KERMA'nın doz birimi Gy dir.

2.5.4. Eşdeğer Doz, H_T

Soğurulan doz birimi, radyasyon dozunun hedef dokuda açabildiği biyolojik hasar, yalnızca soğurulan enerji miktarına değil; radyasyon türüne, organizmanın cinsine, dokunun niteliğine ve organ hacmine bağlıdır (33). Bu nedenle farklı radyasyon türlerinin biyolojik etkilerini hesaba katabilmek W_R radyasyon ağırlık faktörü tanımlanmıştır.

Eşdeğer doz; soğurulan dozun radyasyon ağırlık faktörü ile çarpılarak düzeltilmesiyle edilmesi ile bulunan radyasyonun cinsine bağlı olarak doku veya organdaki biyolojik etkilerin dikkate alındığı bir doz birimidir.

$$H_T = \sum W_R D_{T,R}$$

SI birim sisteminde birimi Sievert(Sv) dir.1Sv; 1Gy'lik x veya gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren bir radyasyon miktarı olarak tanımlanır. Eşdeğer dozun özel birimi; rem (Röntgen Equivalent Man)'dir.

$$1 \text{ Rem} = 0,01 \text{ Sv}$$

$$\text{Rem} = \text{Rad} \times W_R$$

2.5.5. Etkin Doz, E

ICRP'nin 60 nolu raporunda etkin dozu, bütün doku ve organlar için hesaplanmış eşdeğer dozun, her doku ve organın doku ağırlık faktörleri ile çarpılması sonucunda elde edilen dozların toplamını olarak tanımlar (34).

$$E = \sum W_T H_T$$

Radyasyonun sebep olduğu hasar her doku için aynı değildir. Organlardaki biyolojik hasar bir dokudan diğerine farklılık göstermektedir ve bu doku ağırlık faktörü ile belirlenir. Yenilenen W_T değerleri kanser indüksiyon ve kalıtsal hastalık riskleri üzerine verilerden elde edilen yeni öneriler Tablo 1'de verilmiştir. Gonatların doku ağırlık faktörü kalıtsal hastalıkların az olması sebebiyle 0,20'den 0,08'e düşürülürken meme için w_T değeri, son epidemiyolojik bulgular ışığında kanser insidansının artmasından dolayı, 0,05'ten 0.12'ye artırılması tavsiye edilmiştir (3,34).

Tablo 1: ICRP 103 nolu raporunda tavsiye edilen doku ağırlık faktörü

Doku	Doku ağırlık faktörü, w_T	w_T değerlerinin toplamı
Kemik iliği, kolon, akciğer, mide, meme, diğer dokular	0,12	0,72
Gonadlar	0,08	0,08
Mesane, yemek borusu, karaciğer, tiroid	0,04	0,16
Kemik, beyin, tükürük bezi, deri	0,01	0,04
Toplam		1

2.6. İstatistiksel Analiz

2.6.1. Kruskal Wallis Testi

Normal dağılım göstermeyen gruplarda üç veya daha fazla sayıda grubun ortalamaları arasındaki farklılığın anlamlılığını test amacıyla kullanılan parametrik olmayan testtir. Analizde veri değerleri sıralı hale getirilir, sıra toplamaları grup büyüklüğüne bölünerek sıra ortalamaları hesaplanır ve bu ortalamalar karşılaştırılır. Anlamlılık için kritik değeri belirlemek amacıyla serbestlik derecesi “ kategori sayısı – 1” formülü ile hesaplanır. Anlamlılığına karar vermek için ki-kare değeri anlamlılık tablosu kullanılır.

2.6.2. Regresyon Analizi

Regresyon analizi istatistik biliminin en önemli konularından biridir. Ziraat, ekonomi, eğitim, tıp gibi uygulamalı bilim dallarında sürekli olarak kullanılan analiz yöntemidir. Regresyon analizinde amaç bağımlı değişken ile bağımsız değişkenler arasındaki ilişkinin matematiksel modelini kurmak ve bu model aracılığı ile bağımsız değişkenin alacağı değerleri tahmin etmektir. (Değişkenler arasındaki ilişkiyi ifade edebilen model kurulduğunda, ilişkinin yönü ve şekli belirlenebilir. Ayrıca, bilinmeyen değerlere ait tahminler yapılabilir.)

İki ya da daha çok değişken arasında ilişkinin olup olmadığını, ilişkinin varsa yönünü ve gücünü inceleyen istatistik yöntemine ise korelasyon analizi denilmektedir. Korelasyon analizinde, değişkenlerin bağımlı ve bağımsız değişken olarak belirlenmesi hesaplamaların sonucu açısından önem arz etmezken, regresyon analizinde ise değişkenlerin hangisinin

bağımlı hangisinin bağımsız değişken olduğunu tespit etmek oldukça önemlidir (35).

Regresyon analizi ile;

- ✓ Bağımsız değişkenlerin verilen değerleri ile bağımlı değişkenin ortalama değerini tahmin etmek,
 - ✓ Bağımsız değişkenlerin, bağımlı değişken üzerinde önemli bir etkiye sahip olup olmadığını araştırmak,
 - ✓ Bağımsız değişkenlerin verilerin değerleri ile bağımlı değişkenin ortalama değerini öngörmek veya gelecekte alacağı değeri tahmin etmek.
- amaçlanır.

Basit regresyon analizi bağımlı değişken ile tek bağımsız değişken arasındaki doğrusal ilişkiyi açıklar. Bağımlı değişken ile birden fazla bağımsız değişken arasında doğrusal ya da eğrisel bir ilişki varsa bu ilişki çoklu regresyon analizi ile incelenir. Basit doğrusal regresyon analizi, bağımlı değişken (Y) ile bir bağımsız değişken (X) arasındaki ilişkinin doğrusal fonksiyonla ifade edilmesidir.

Regresyon denklemi genel ifadesi

$$Y = a + bX \quad (7)$$

X: seçilen bağımsız değişkenin değeri

Y: seçilmiş X değeri için tahmin edilen değer

a ve b: regresyon katsayıları

Bir bağımlı değişken ve birden fazla bağımsız değişkenin yer aldığı regresyon modellerine çok değişkenli regresyon analizi denir. Çok değişkenli regresyon analizinde bağımsız değişkenler eş zamanlı olarak bağımlı değişkendeki değişimi açıklamaya çalışmaktadır. Hesaplama ve yorum bakımından tek değişkenli regresyon analizine benzemektedir. Çok değişkenli regresyon analizinin yorumu tek değişkenli regresyon analizine benzemektedir. Ancak bazı farklılıklar vardır. Örneğin, tek değişkenli regresyon analizindeki karşılığı çoklu regresyon katsayısı R (multiple R) olarak ifade edilmektedir. Çoklu regresyon katsayısı R, bir bağımlı değişkendeki değişim ile aynı anda ele alınan birden fazla bağımsız değişkendeki değişim arasındaki ilişkinin derecesini göstermektedir. Daha basit bir ifade ile , bağımlı değişken ile birlikte ele alınan bir grup bağımsız değişkendeki değişimin ilişkisinin bir göstergesidir.

Belirlilik katsayısı (R^2), örnekten hesaplanan regresyon denkleminin verilere uyum düzeyini, yani denklemin doğruluk seviyesini ölçmeye yarayan bir istatistik yöntemidir. Oluşturulan denklemin ne kadar anlamlı olduğunu ve değişimin ne kadarının bağımsız değişkenlerle açıklanabildiğini ortaya koymak açısından oldukça önemlidir. Hata payının değerlendirilmesinin önemli bir ölçütüdür.

Model oluşturulurken en fazla dikkat edilmesi gereken konulardan biri de modele konulması gereken değişkenlerdir. İyi bir modelde bağımsız değişkenlerin istatistiksel öneminin belirlenebilmesi için gerçek değer ile tahmin değerinin arasındaki fark anlamına gelen tahmin hatasını minimize etme ilkesine dayanan sıfır hipotezi kullanılmaktadır. Bu hipoteze göre bir değişkenin katsayısının 0 olup olmadığı başka bir deyişle bu değişkenin modelde bir değişime neden olup olmadığı test edilir. Doğrusal regresyonda, bağımsız değişkenlerin bağımlı değişkeni tahmin etmede ne derece önemli oldukları kareler toplamı ve F istatistik değeri gibi yöntemler kullanılarak belirlenebilir. İyi bir modelde basitlik, belirleyicilik katsayısı, teorik tutarlılık ve tahmin gücü kavramları önemli rol oynar.

Bağımlı değişkeni etkileyecek birden fazla açıklayıcı değişken olabilir. Sonuçların güvenilir olması için model doğru tanımlanmış olmalıdır. İlişkiye uygun fonksiyonun ve eklenmesi gereken tüm değişkenlerin dikkate alınması gerekmektedir. Eğer ilgili açıklayıcı değişkenler göz ardı edilirse, elde edilen model iyi tahmin edici olmayabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi

Araştırma deneysel ve retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın deneysel bölümünde dijital mamografi cihazının verdiği doz bilgisinin doğruluğu test etmek için kalite kontrol çalışmaları yapılmıştır. Radyoloji bölümünde kullanılan PACS sisteminden dijital mamografi hastalarına ait veriler retrospektif değerlendirme için alındı. Dijital mamografi cihazında gerçekleştirilmiş mamografi görüntülerinden elde edilen doz bilgilerini ve ışınlama parametrelerini kullanılarak veri tabanı oluşturulmuştur.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi'ne bağlı Radyoloji Anabilim Dalı ve Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Medikal Fizik Anabilim Dalında 08.12.2015-15.12.2016 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırmanın örneklemi, Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalında bulunan “Selenia (Hologic Company) Dimension” marka mamografi cihazında meme çekimi yapılmış 35-81 yaş aralığındaki kadın hastalardan oluşmaktadır. Hastaların CC ve MLO 2B (Boyutlu) dijital mamografi ve 3B tomosentez görüntüleri üzerindeki ışınlama parametrelerinden (kVp, mAs, kalınlık, kuvvet, OGD ve CGD) veritabanı oluşturulmuştur. Meme yüzey alanı, görüntü üzerine çizilen ROI (region of interest) ile belirlenerek veritabanı eklenmiştir. Bİ-RADS kriterlerine göre A, B, C ve D sınıflandırılması yapılan farklı yoğunluktaki memelerin başarılı bir istatistiksel analize izin verecek şekilde her bir meme tipi için en az 50 hasta alınmıştır.



Şekil 10: MLO meme görüntüsünde hastaya ait ışınlama parametreleri

Dozimetrik kalite kontrol yapıldıktan sonra tüm verilerin OGD ve CGD ile nonparametrik testleri yapılmıştır. Daha sonra bağımlı değişkenlerle bağımsız değişkenler arasındaki korelasyona bakılıp çoklu regresyon yapılarak OGD ve CGD nin matematiksel modeli oluşturulmuştur.

3.4. Çalışma Materyali

Bu çalışmada kullanılan hasta görüntüleri Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunmakta olan Selenia Dimension marka dijital mamografi cihazından alınmıştır. Mamografi cihazının dozimetrik kalite kontrol çalışması için “Raysafe Xi Mam Dedektörü” kullanılmıştır. Oluşturduğumuz veritabanı SPSS-20 programı ile analizi yapılmıştır.

3.4.1. Selenia (Hologic Company) Dimension Mamografi Cihazı

Selenia Dimension Mamografi Cihazında,

- Görüntüleme Modları: Konvansiyonel Mamografi, Tomosentez, Konvansiyonel Mamografi ve Tomosentez Kombinasyonu
- Işınlama Modları: Manuel Mod, Auto-Time, Auto-kV, Auto-Filter

- Tüp Voltajı: AC Voltage, 20-49 kV
- Tüp Akımı: 200mA, büyük odak noktası; 10mA-50mA, küçük odak noktası
- Faz Sayısı: Tek fazlı
- Çalışma Sıcaklığı Aralığı: 20°C - 30°C
- Anot Materyali: Tungsten(W)
- Anot Rotasyonu: 9500RPM
- Kolimasyon: . 24cm × 29cm, 18cm × 24cm
- Sıkıştırma: 89N – 179N veya 20lb – 40lb (300N(Max))
- Filtrasyon: 0,05mm Rodyum(Rh), 0,05mm Gümüş(Ag), 0,7mm Alüminyum
- Magnifikasyon faktörü: 1,5x ; 1,8x
- SID: 70cm

özellikleri bulunmaktadır (36).



Şekil 11: Selenia (Hologic Company) Dimension mamografi cihazı (37)

3.4.2. Raysafe Xi Mam Dedektörü

Raysafe Xi Mam Dedektöründe,

- Dedektör boyutu: 12 × 22 × 117 mm
- Ağırlık: 50 gr
- Işın kalitesi: Mo/Mo, Mo/Al , Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh, W/Ag
- Kademe: 5µGy – 9999 Gy (0,5 mR – 9999R)
- Tetikleme seviyesi: 10 µGy/s (70 mR/dak)

- Belirsizlik: %5 veya $\pm 5\mu\text{Gy}$ (0,5 mR)
 - 20 – 40 kV: Mo/Mo
 - 22 – 49 kV: Mo/Al , Rh/Rh, Rh/Al
 - 22 – 40 kV: Mo/Rh, W/Rh, W/Ag
 - 0 – 2,5 mm Al filtrasyon eklendi, Aktif kompanzasyon
- özellikleri bulunmaktadır (38).



Şekil 12: Raysafe Xi Mam Dedektörü (39)

3.4.3. PMMA(Polimetilmetakrilat) Fantom

Farklı fiziksel özellikleri (kalınlık, meme yoğunluğu) ve yaş gruplarını temsil etmek üzere farklı kalınlıklarda PMMA blokları kullanılmıştır.

- Akrilik malzemeden yapılmıştır.
- Yoğunluğu: $1,18 \text{ g/cm}^3$
- Erime Noktası: 100°C
- Kalınlık: 3 adet 2cm lik, 1 adet 1cm lik
- $30 \times 30 \text{ cm}^2$



Şekil 13: PMMA fantom

3.4.4. Alüminyum(Al) Filtre

- Saflık: %99
- Kalınlık: 5 adet 1,03mm, 1 adet 5,05mm
- Boyut: 14,5cm × 14,5cm

3.4.5. SPSS20

Girilen verilerden istatistiksel çıkarımlar yapılmasını sağlayan SPSS, sebep sonuç ilişkileri kurarak karar verme konusunda yorum yapan bir bilgisayar yazılımıdır. Açılımı Statistical Package for the Social Sciences olan SPSS dünya genelinde Windows, Mac ve Linux tabanlı tüm sistemlerde yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Araştırmaların hesaplanmasında zamandan tasarruf sağlayarak, doğru ve kesin bir sonuçla ortaya çıkartmakta, ayrıca elle yapılacak istatistiksel işlemleri minimuma indirmektedir.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Yaptığımız çalışmada, meme dozunu hesaplamak için oluşturulacak formülde bağımsız değişkenlerimiz yaş, meme kalınlığı, kuvvet, mAs, kVp, meme yüzey alanı, meme tipi ve çekim boyutu; bağımlı değişkenlerimiz ise OGD ve CGD'dir.

3.6. Veri Toplama Araçları

3.6.1. Dijital Mamografi Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü

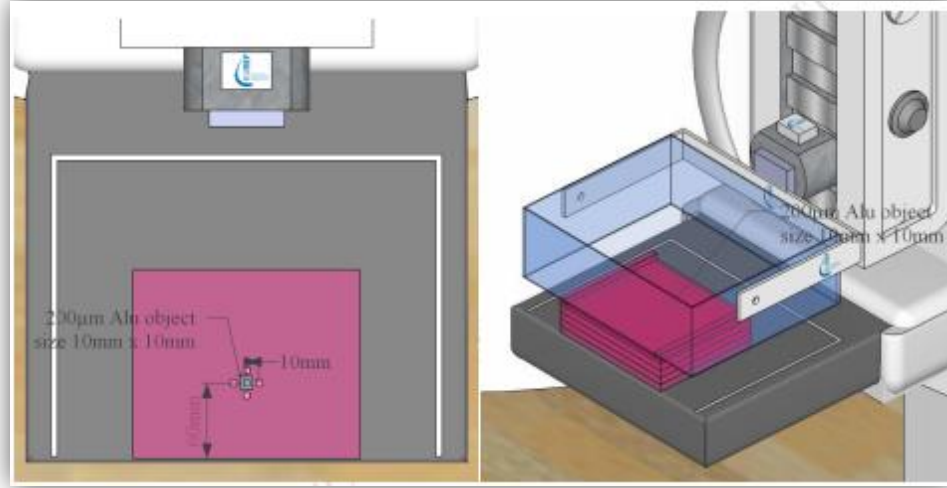
Araştırmada ilk olarak dijital mamografi cihazında meme dozlarını etkileyebilecek tüm testler gerçekleştirilerek cihazın verdiği doz bilgisinin güvenilirliği test edildi. Yapılan dozimetrik kalite kontrol testinde IAEA protokolleri kullanıldı.

3.6.1.1. OEK Değerlendirmesi

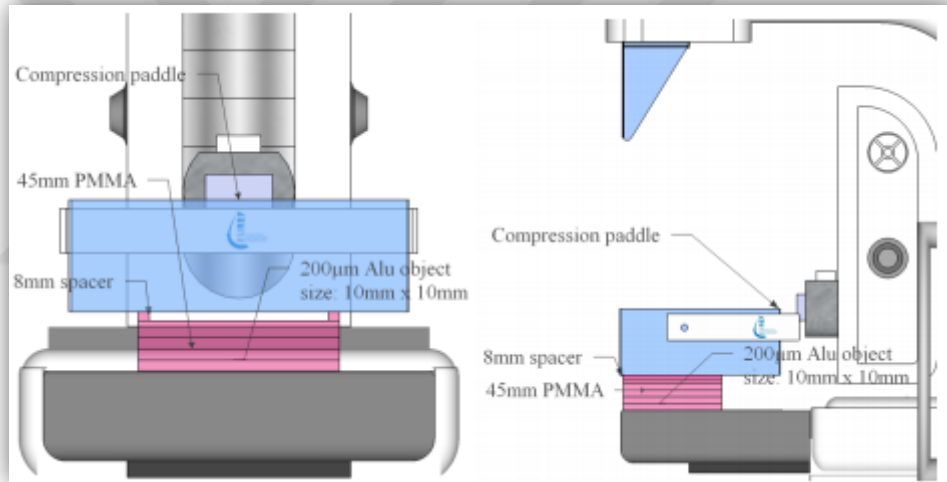
OGD'nin hesaplanabilmesi için ışınlama parametreleri otomatik ışınlama kontrolü tarafından herbir PMMA kalınlığı için belirlenmesi gerekir.

Kullanılan Materyaller: RaySafe Xi MAM dedektör, 18x24cm²lik sıkıştırma pedalı, PMMA fantom (2cm, 3cm, 4cm, 4,5cm, 5cm, 6cm ve 7cm)

- ❖ Cihazda kaydedilecek görüntülerin saklanması amacıyla çalışma klasörü oluşturuldu,
- ❖ 18x24cm² lik sıkıştırma tablası takıldı,
- ❖ Kolimasyon alanı, detektörü kaplayacak şekilde açıldı,
- ❖ 2cm, 3cm, 4cm, 4,5cm, 5cm, 6cm ve 7cm'lik PMMA fantomlar ayrı ayrı göğüs duvarı kenarından yaklaşık 1cm içeriye, sıkıştırma tablasını ortalayacak şekilde hizalandı,
- ❖ Herbir meme için uygun kalınlıkta spacerlar kullanıldı,
- ❖ Rutin olarak kullanılan yaklaşık 80N'luk sıkıştırma kuvveti uygulandı.
- ❖ Dedektör, x-ışını demeti alanının içerisine yerleştirildi,
- ❖ Klinik olarak kullanılan ışınlama modu seçildi.
- ❖ Işınlamada alınan doz değerleri ve görüntüler kaydedildi,(OGD nin hesaplanmasında kullanılan havadaki dozun belirlenmesi için ışınlama faktörleri gereklidir (25).)



Şekil 14: Işınlama parametrelerini belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin üstten görünümü(40)



Şekil 15: Işınlama parametrelerini belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin önden ve yandan görünümü(40)

3.6.1.2. Yarı Değer Kalınlığı (HVL) Testi

Yarı değer kalınlığı, görüntü kalitesi ve radyasyon riskinin önemli bir göstergesidir. Mamografik incelemelerde yumuşak dokunun görüntülenirken düşük enerjili x-ışınları kullanılır. X-ışın demetinin içerisinde dokuyu geçip dedektöre ulaşamayacak düşük x-ışınları görüntüye katkı sağlamaz ve hasta dozunu artırır (41). Meme dokusunun radyasyon riski ortalama glandüler doz ile değerlendirilir (42). Ortalama glandüler doz hesaplanırken HVL değerleri kullanılarak dönüşüm faktörleri belirlenir.

Mamografik X-ışını tüpünün filtrasyonu hakkında bilgi veren HVL testi başlangıçtaki ışınlama miktarını yarıya düşüren Al kalınlığının bulunmasıyla gerçekleşir ve mm-Al olarak tanımlanır. Kullanılan alüminyum filtrelerin %99,9 saflıkta ve bu filtrelerin kalınlıklarının %1 hata ile doğru olması gerekmektedir.

Kullanılan Materyaller: Doz ölçüm cihazı (RaySafe Xi MAM dedektör), Alüminyum (Al) plakalar (0,3mm, 0,4mm, 0,5mm, 0,6mm), OEK değerlendirilmesinde elde edilen kVp değerleri

Ölçümde:

- ❖ RaySafe Xi MAM dedektörünün yapısında 0,1mm kurşun zırh bulunduğu için ekstra metal koruyucu kullanılmamıştır. (Dedektörü aşırı radyasyon maruziyetine karşı koruyabilmek için masaya metal koruyucu yerleştirilir.)
- ❖ Manuel ışınlama modu seçildi.
- ❖ 2cm, 3cm, 4cm, 4,5cm, 5cm, 6cm ve 7cm kalınlıkta PMMA için OEK tarafından belirlenen hedef-filtre-kV kombinasyonları kullanıldı.
- ❖ Dedektörün radyasyona duyarlı kısmı göğüs duvarının kenarından 6cm içeride radyasyon alanın içinde kalacak şekilde yerleştirildi.
- ❖ Kolimasyon alanı, dedektörü kaplayacak şekilde açıldı.
- ❖ Sıkıştırma tablası takıldı,
- ❖ Tüp çıkışına filtre konulmadan doz değeri ölçüldü ve tabloya kaydedildi.
- ❖ Kalınlığı 0,3mm'den 0,6mm alüminyuma kadar sırayla 0,1mm arttırılacak şekilde filtreler konularak doz değerleri ölçüldü ve kaydedildi.
- ❖ HVL değeri, ölçümlerden alınan doz değerleri ve filtrasyon kalınlığı ile hesaplandı;

$$HVL = \frac{t_2 \ln[2M_1/M_0] - t_1 \ln[2M_2/M_0]}{\ln[M_1/M_2]} \quad (7)$$

t_1 ve t_2 , kullanılan filtre kalınlığı

M_0 , filtresiz ışınlamada alınan doz değeri

M_1 ve M_2 , Alüminyum filtre kalınlıkları (t_1 ve t_2) takıldıktan sonra yapılan ışınlama ile alınan doz değerleri

Kabul Edilebilir Sınırlar: Her bir kVp değeri için hesaplanan yarı değer kalınlığının aşağıdaki eşitliği sağlaması gerekmektedir;

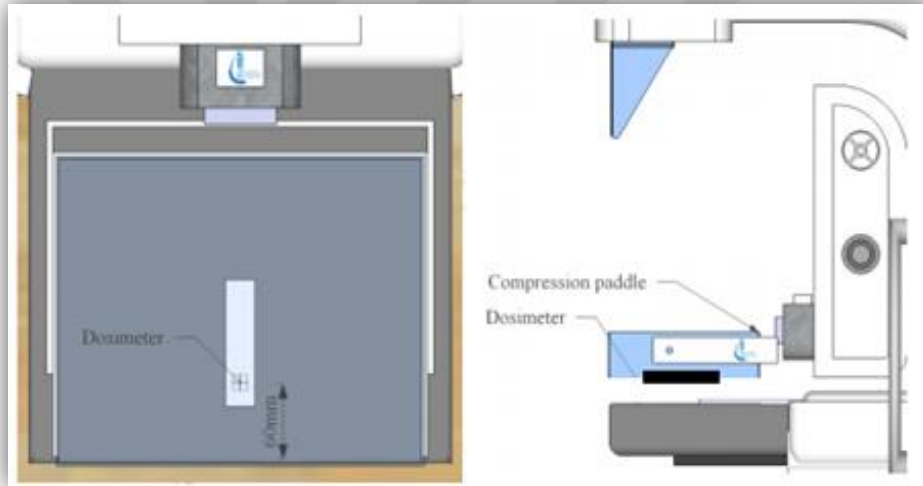
$$(kVp/100) + 0,03(mmAl) \leq HVL \leq (kVp/100) + C$$

Tablo 2: C Değerleri

C	W/Rh	W/Ag	W/Al
	0,3	0,32	0,25

3.6.1.3. Hava KERMA'nın Belirlenmesi

Kullanılan materyaller: RaySafe Xi MAM dedektör, 2cm, 3cm, 4cm, 4,5cm, 5cm, 6cm ve 7cm kalınlıktaki PMMA fantomlarda için OEK değerlendirilmesindeki ışınlama parametreleri, cetvel.



Şekil 16: Hava KERMA'yı belirlemek için kullanılan deney düzeneğinin üstten ve yandan görünümü(40)

- ❖ Dedektör, sıkıştırma pedalının alt yüzeyine ve göğüs duvarının kenarından 60mm uzaklıkta radyasyon alanının merkezine yerleştirildi.
- ❖ Üretici firmanın sağladığı x-ışını tüpünün odağı ile masa arasındaki mesafe değeri kullanıldı.
- ❖ OEK tarafından belirlenen mAs değeri mAs_{OEK} olarak kaydedildi,
- ❖ Manuel modda mAs değerine en yakın olabilecek değerde ışınlama yapıldı, burada mAs değeri mAs_{M_1} ve ölçülen doz değeri M_1 olarak not edildi.

$$M_{OEK} = \frac{mAs_{OEK}}{mAs_{M_1}} \times M_1$$

❖ Yukarıdaki ekstrapolasyon denklemi kullanılarak M_{OEK} hesaplandı,

$$K_{i,45} = M_{OEK} \cdot N_{mamo} \cdot k_{TP}$$

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_0)} \times \frac{P_0}{P}$$

k_{TP} , dedektörün sıcaklık basınç düzeltmesi

N_{mamo} , ışın kalitesi için kalibrasyon faktörü

T_0 ve P_0 , dedektörün kalibre edildiği sıcaklık ve basınç değeri

❖ 20 ve 70 cm kalınlıktaki PMMA fantomlar için daha önceden belirlenen hedef/filtre, kVp, mAs değeri için yukarıdaki işlemler tekrarlandı.

❖ Tüm bu ölçümler için, giriş yüzeyinin konumu hava kerma değeri ile düzeltildi.

$$K_{i,20} = K_{i,45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - 20} \right)^2$$

$$K_{i,70} = K_{i,45} \left(\frac{d_T - 45}{d_T - 70} \right)^2$$

3.6.1.4. Ortalama Glandüler Doz (D_G) testi:

Hava KERMA elde edildikten sonra ilgili dönüşüm katsayılarının çarpımı ile D_G elde edildi.

$$D_G = K_{i,t} g_t c_t s \cdot T$$

D_G , Ortalama glandüler doz

$K_{i,t}$, t kalınlığına sahip PMMA fantomun hava KERMA giriş dozu

g_t , t kalınlıkta %50 fibroglandular %50 yağ bileşimine sahip olan bir meme için OGD hava kerma dönüşüm faktörü

c_t , t kalınlığındaki standart meme glandüritesini gösteren dönüşüm faktörü

s, hedef/filtre kombinasyonuna göre değışen düzeltme faktörü

T, tomo faktör (Dijital mamografide tomo faktör 1'dir.)

Tablo 3: Farklı kalınlıklardaki PMMA fantomlarla OGD hesaplayabilmek g ve c dönüşüm faktörü

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer meme kalınlığı (mm)	Eşdeğer memenin fibroglandüler oranı	g ve c faktörünün üretimi						
			HVL(mmAl)						
			0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60
20	21	97	0,336	0,377	0,415	0,450	0,482	0,513	0,539
30	32	67	0,245	0,277	0,308	0,338	0,368	0,399	0,427
40	45	41	0,191	0,217	0,241	0,268	0,296	0,322	0,351
45	53	29	0,172	0,196	0,218	0,242	0,269	0,297	0,321
50	60	20	0,157	0,179	0,198	0,221	0,245	0,269	0,296
60	75	9	0,133	0,151	0,168	0,187	0,203	0,230	0,253
70	90	4	0,112	0,127	0,142	0,157	0,173	0,194	0,215

Tablo 4: Seçilen hedef/filtre kombinasyonuna göre s faktörleri

Hedef-Filtre Kombinasyonu	Filtre Kalınlığı(μm)	s Faktörü
<i>Mo/Mo</i>	30	1,000
<i>Mo/Rh</i>	25	1,017
<i>Rh/Rh</i>	25	1,061
<i>W/Rh</i>	50-60	1,042
<i>W/Ag</i>	50-75	1,042

Tablo 5: 0,5 mm alüminyum ile filtrelenmiş tungsten hedef için s faktörü

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı(mm)	s Faktör
20	21	1,075
30	32	1,104
40	45	1,134
45	53	1,149
50	60	1,160
60	75	1,181
70	90	1,198

Tablo 6: W/Al kombinasyonu için s faktörü

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	s – factor
20	21	1,075
30	32	1,104
40	45	1,134
45	53	1,149
50	60	1,16
60	75	1,181
70	90	1,198
80	103	1,208

Tablo 7: T faktör

Meme kalınlığı (mm)	T Hologic	T Siemens
20	0,997	0,980
30	0,996	0,974
40	0,996	0,971
50	0,995	0,968
60	0,994	0,966
70	0,994	0,965
80	0,993	0,964
90	0,992	0,962
100	0,993	0,961
110	0,992	0,960

Tablo 8: OGD için Kabul edilebilir ve erişilebilir limitler

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme için Kabul edilebilir OGD (mGy)	Eşdeğer Meme için Erişilebilir OGD (mGy)
20	21	1,0	0,6
30	32	1,5	1,0
40	45	2,0	1,6
45	53	2,5	2,0

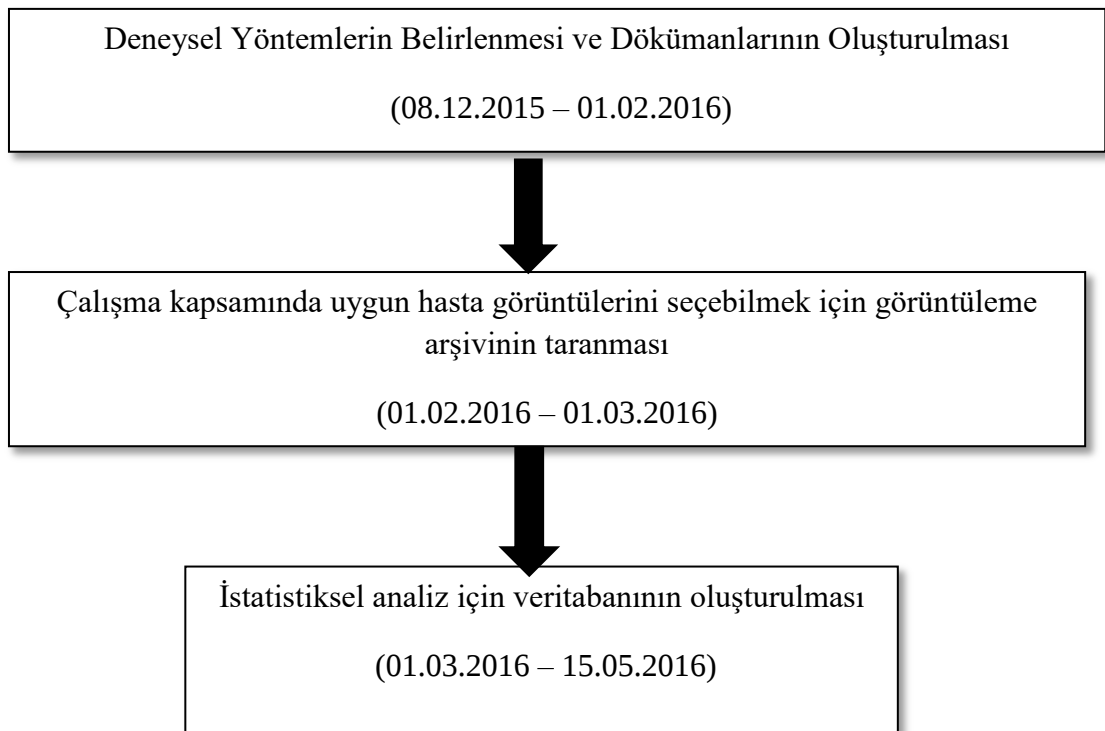
50	60	3,0	2,4
60	75	4,5	3,6
70	90	6,5	5,1

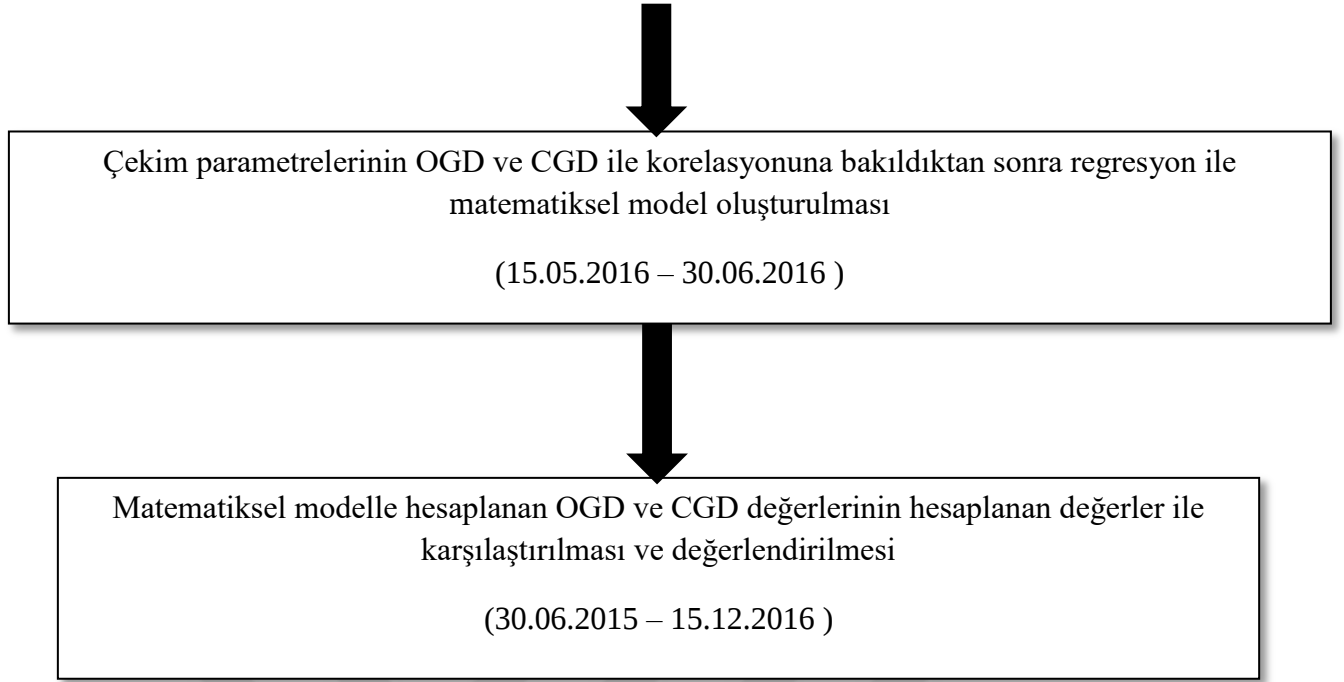
3.6.2. iSITE

Tıbbi görüntüleme uygulamalarına yönelik oluşturulan Philips'e bağlı bir görüntü arşivleme ve iletişim sistemidir. Kullanıcıların çeşitli arama filtreleri (modalite, inceleme, yaş, cinsiyet vs.) kullanılarak bulmak istedikleri hasta görüntülerine internet bağlantısı üzerinden ulaşılmasını sağlar. Bu sistemde, görüntüleme sırasında kullanılan görüntüleme parametrelerinden inceleme raporlarına kadar birçok bilginin takibi yapılabilir. Ayrıca görüntü üzerinde original görüntü verisini bozmayacak şekilde oynamalar yapılabilir.

Bu araştırmada, iSITE üzerinden hastaya ait CC ve MLO 2B dijital mamografi ve 3B tomosentez görüntülerine erişilmiştir. Çalışmaya her iki memesine sağ ve sol olmak üzere CC ve MLO pozisyonlarda çekim yapılmış olan hastalar dahil edilmiştir. Tek memesi çekilen hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Hasta raporlarından BI-RADS kriterlerine göre A, B, C ve D sınıflandırması yapılmış farklı yoğunluktaki memelerin başarılı istatistiksel analizi için her bir meme tipi için 50 toplamda 400 tane hasta verisi kaydedilmiştir. Seçilen hastaların görüntüleri üzerinden ROI ler çizerek meme yüzey alanı belirlenmiştir.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi





3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Dijital mamografi cihazında araştırma kapsamında istatistiksel değerlendirmeye başlamadan önce cihazın sağladığı doz bilgisinin doğruluğunu kontrol etmek amacıyla dozimetrik kalite kontrol yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar literatür ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilerin 2B çekimlerde $\pm\%5$ sınır değerlerini aşıp aşmadığı tespit edildi.

Araştırmanın diğer kısmında oluşturulan veritabanı analize başlamadan önce değişimi gözlemleyebilmek için bazı parametreler kendi içinde gruplara ayrıldı. Örneğin seçilen hastaların yaşları 35-81 arasında değişmektedir. Her yaş için değişimi anlamı olarak görmemiz mümkün olmayacağından yaş parametresi gruplandırılmıştır. Benzer şekilde meme kalınlığı, meme yüzey alanı, kuvvet, kVp , mAs kendi içinde anlamlı olarak üçlü ya da dörtlü gruplara ayrılmıştır. Tüm verilerin OGD ve CGD ile nonparametrik testleri yapıldı. Değişkenler arasında korelasyon analizleri yapıldıktan sonra meme dozunu etkileyebilecek tüm veriler çoklu regresyon analizine eklenerek OGD ve CGD nin matematiksel modeli oluşturuldu.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Bu araştırmada değişen meme parametreleri için OGD ve CGD arasındaki ilişki istatistiksel metotlarla incelenerek formülizasyon elde edilmeye çalışılmıştır. Araştırmaya dahil edilen hastalar klinikte rutin olarak kullanılan çekim modu ve çekim pozisyonunda çekim yapılan hastalardır. Meme görüntülemesinde otomatik ışınlama kontrol sistemi ve standart çekim pozisyonu CC ve MLO kullanılan hastalar seçilmiştir. Manuel modda ve farklı projeksiyonlarda çekim yapılan hastalarda oluşturulan denklemin çalışıp çalışmadığı kontrol edilmelidir. Ayrıca araştırmanın bir başka sınırlılığı elde edilecek denklemin sadece Hologic Selenia marka dijital mamografi cihazında geçerli olmasıdır.

3.10. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 19.01.2016 tarih ve 2015/05-20 karar no.'lu toplantısında “Regresyon Modeliyle Meme Dozunun Hesaplanması” isimli araştırmanın onayı alınmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Dozimetrik Kalite Kontrol Bulguları

Selenia (Hologic Company) Dimension marka dijital mamografi cihazının 2B ve 3B dozimetrik kalite kontrol çalışmasına ait ölçüm sonuçları aşağıda verilmiştir.

4.1.1. Işınlama(OEK) Parametrelerinin Belirlenmesi

OGD'nin hesaplanabilmesi için ışınlama parametreleri, herbir PMMA kalınlığı için otomatik ışınlama kontrolü sistemi aracılığıyla belirlendi.

Tablo 9: Farklı kalınlıktaki PMMA ile belirlenen 2B dijital mamografi için ışınlama parametreleri

Meme Kalınlığı (mm)	kVp	mAs	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Kuvvet (N)	Hedef/Filtre
20	25	53	21	80	W/Rh
30	26	68	32	79	W/Rh
40	28	100	45	78	W/Rh
45	29	132	53	80	W/Rh
50	31	152	60	79	W/Rh
60	31	158	75	80	W/Ag
70	32	208	90	80	W/Ag

Tablo 10: Farklı kalınlıktaki PMMA ile belirlenen 3B tomosentez için ışınlama parametreleri

Meme Kalınlığı (mm)	kVp	mAs	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Kuvvet (N)	Hedef/Filtre
20	26	36	21	78	W/Al
30	28	39	32	79	W/Al
40	30	50	45	78	W/Al

45	31	59	53	80	W/AI
50	33	60	60	78	W/AI
60	36	76	75	80	W/AI
70	42	70	90	79	W/AI

4.1.2. Yarı Değer Kalınlığı Ölçümü

Yarı değer kalınlığının belirlenmesi, mamografide görüntü kalitesini artırması ve meme dozunu azaltması nedeniyle büyük önem taşımaktadır. Meme dokusunun radyasyon riski ortalama glandüler doz ile değerlendirilir (42). Tablo 11 ve Tablo 12 sırasıyla 2B ve 3B mamografi uygulamaları için yarı değer kalınlığı hesaplama sonuçlarını göstermektedir. Meme dozuyla ile HVL arasındaki ilişki nedeniyle ortalama glandüler doz hesaplanırken HVL değerlerine bağlı kullanılan dönüşüm faktörleri ile belirlenir.

Tablo 11: 2B dijital mamografi için yarı değer kalınlığı ölçümü sonuçları

Alüminyum Filtrasyon(mm)	Her bir kVp değerinde ölçülen doz değerleri (mGy)						
	25	26	28	29	31	31/ Ag	32/Ag
Doğal filt.	1,268	1,921	3,375	4,423	6,845	8,777	11,88
0,309	0,811	1,212	2,212	2,917	4,557	6,066	8,263
0,412	0,702	1,061	1,945	2,564	4,021	5,378	7,381
0,505	0,623	0,935	1,722	2,277	3,577	4,875	6,704
0,608	0,550	0,829	1,528	2,024	3,185	4,389	6,055
0,711	-	-	-	-	-	-	4,995

Tablo 12: 3B tomosentez için yarı değer kalınlığı ölçümü sonuçları

Alüminyum Filtrasyon(mm)	Her bir kVp değerinde ölçülen doz değerleri (mGy)						
	26	28	30	31	33	36	42
Doğal filt.	2,49	3,166	4,632	6,268	7,395	11,23	14,40
0,309	1,530	1,978	3,016	4,154	-	-	-
0,412	1,328	1,729	2,677	3,676	4,451	7,025	-

0,505	1,170	1,549	2,395	3,316	4,04	6,399	8,708
0,608	-	-	-	2,982	3,654	5,821	8,014
0,711	-	-	-	-	-	5,321	7,398
0,814	-	-	-	-	-	-	6,843

2B dijital mamografi HVL denklemi (eşitlik 7) kullanılarak yapılan hesaplama göre 25, 26, 28, 29, 31, 31, 32 kVp değeri için ölçülen HVL değeri sırasıyla 0,49mm, 0,48mm, 0,52mm, 0,54mm, 0,60mm ve 0,62mm alüminyum(Al) olarak hesaplandı.

Kabul edilebilir sınırlar Rh filtre için: 25 kVp'de $0,28mm\ Al \leq HVL \leq 0,55mm\ Al$ 'dir. 26 kVp'de $0,29mm\ Al \leq HVL \leq 0,56mm\ Al$, 28 kVp için $0,31mm\ Al \leq HVL \leq 0,58mm\ Al$, 29 kVp için $0,32mm\ Al \leq HVL \leq 0,59mm\ Al$, 31 kVp için $0,34mm\ Al \leq HVL \leq 0,61mm\ Al$ değerleri arasında olmalıdır (25,43). Kabul edilebilir sınırlar Ag filtre için: 31 kVp'de $0,34mm\ Al \leq HVL \leq 0,63mm\ Al$ ve $0,35mm\ Al \leq HVL \leq 0,64mm\ Al$ 'dir. Tüm kVp değerlerinde HVL değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür.

3B tomosentez HVL formülü kullanılarak yapılan hesaplama göre 26, 28, 30, 31, 33, 36 ve 42 kVp değeri için ölçülen HVL değeri sırasıyla 0,45mm, 0,48mm, 0,53mm, 0,55mm, 0,64mm ve 0,74mm alüminyum olarak hesaplandı.

Kabul edilebilir sınırlar Al filtre için: 26 kVp'de $0,29mm\ Al \leq HVL \leq 0,51mm\ Al$ 'dir. 28 kVp'de $0,31mm\ Al \leq HVL \leq 0,53mm\ Al$, 30 kVp için $0,33mm\ Al \leq HVL \leq 0,55mm\ Al$, 31 kVp için $0,34mm\ Al \leq HVL \leq 0,56mm\ Al$, 33 kVp için $0,36mm\ Al \leq HVL \leq 0,58mm\ Al$, 36 kVp'de $0,39mm\ Al \leq HVL \leq 0,62mm\ Al$ ve $0,45mm\ Al \leq HVL \leq 0,67mm\ Al$ 'dir (25). Fakat 36 ve 42 kVp değerlerinde HVL değerlerinin olması gerekenden yüksek olduğu görüldü. HVL değerlerinin çok düşük ya da çok yüksek olduğu durumlarda, tüp çıkış değerlerinin kalibre edilmesi gerekmektedir.

4.1.3 Ortalama Glandüler Doz Testi

Ortalama glandüler doz, meme dokusunun (%50 glandüler %50 yağ doku) mamografi ışınlamaları esnasında aldığı dozu tanımlar. Mamografide hasta sağlığı açısından önem arz eden ortalama glandüler dozun her meme kalınlığına göre hesaplanması aynı zamanda rutin uygulamaların doğruluğu için gerekli bir kalite kontrol parametresidir.

Tablo 13: 2B Dijital Mamografi için ortalama glandüler doz ölçüm sonuçları

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Ölçülen Hava Kerma (mGy)	Düzeltilen Hava Kerma (mGy)	OGD (mGy)	Üretici firmanın sağladığı doz (mGy)	%Hata
20	21	1,162	1,276	0,63	0,61	3,1
30	32	1,751	1,864	0,71	0,73	2,8
40	45	3,308	3,495	1,14	1,11	2,6
45	53	5,839	4,817	1,42	1,47	3,4
50	60	6,901	6,791	1,90	1,92	1,0
60	75	9,138	8,667	2,28	2,37	3,9
70	90	12,68	13,11	3,08	3,15	2,2

Tablo 14: 3B Tomosentez için ortalama glandüler doz ölçüm sonuçları

PMMA Kalınlığı (mm)	Eşdeğer Meme Kalınlığı (mm)	Ölçülen Hava Kerma (mGy)	Düzeltilen Hava Kerma (mGy)	OGD (mGy)	Üretici firmanın sağladığı doz (mGy)	%Hata
20	21	2,218	2,15	1,03	1,01	1,9
30	32	2,870	2,92	1,13	1,1	1,7
40	45	4,409	4,47	1,55	1,5	3,2
45	53	6,338	6,12	1,88	1,79	4,7
50	60	7,116	6,77	2,31	2,12	8,2
60	75	11,35	10,29	3,33	3,16	5,1
70	90	15,05	13,92	4,60	4,28	6,9

Hesaplanan OGD değerleri literatürde belirtilen sınır değerlerden düşük olup üretici firmanın sağladığı doz bilgileri ile uyumlu çıkmıştır. Bu sonuçlar dikkate alınarak araştırmanın retrospektif veri toplama ve analiz kısmına geçilmiştir.

4.2. İstatistiksel Analiz

4.2.1. Tanımlayıcı İstatistik

Bir veri setini tanımlamak veya birden fazla veri setini karşılaştırmak için yaş, kalınlık, kuvvet, boyut, kVp ve mAs verileri gruplandırılmıştır. Aşağıdaki tabloda hasta verilerine ait parametrelerin ortalama (min. ve max.) ve standart sapma değerleri verilmiştir.

Tablo 15: Hasta verilerine ait parametrelerin ortalama(min – max) ve standart sapma değerleri

Çekim Parametreleri	N	Ortalama (Min – Max)	Std. Sapma
Yaş	1600	52,79 (31 – 87)	9,61
Kalınlık	1598	60,69 (24 – 161)	13,32
Kuvvet	1599	125 (19,60 – 251)	40,17
OGD	1600	2,25 (0,53 – 7,31)	0,94
CGD	1599	8,92 (1,38 – 31,72)	4,54
Meme yüzey alanı	1600	173,95 (33 – 450)	67,21
kVp	1598	30,12 (25 – 36)	1,68
mAs	1599	176,49 (51 – 503)	65,49

4.2.2. Nonparametrik Testlerin Sonuçları

Çalışmada istatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ olarak kabul edilecektir.

Tablo 16: Yaş gruplarına göre OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

Yaş grup	N	OGD (Min – Max) Std. Sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
39 ve altı	77	2,47/8 (0,87 – 5,09) 1,06	9,7 (2,54 – 23,31) 5,33
40 – 44	245	2,55 (0,90 – 7,31) 1,14	9,82 (2,17 – 30,23) 5,28
45 – 49	316	2,51 (1,09 – 5,68) 0,89	10,01 (3,31 – 25,89) 4,42

50 – 54	356	2,27 (0,83 – 7,19) 0,89	9,10 (2,03 – 31,72) 4,38
55 – 59	234	2,12 (0,64 – 6,11) 0,91	8,64 (1,38 – 28,97) 4,57
60 – 64	168	2,02 (0,53 – 3,65) 0,64	8,20 (2,23 – 17,06) 3,29
65 ve üstü	204	1,68 (0,75 – 4,24) 0,69	6,47 (1,94 – 17,34) 3,40
Toplam	1600	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Yaş gruplarına ait tablolar incelendiğinde 45-49 yaşlara kadar OGD ve CGD'nin arttığı, 50'li yaşlardan sonra meme dozunun azaldığı görülmüştür.

Tablo 17: Yaş gruplarının OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

Yaş grupları	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
39 ve altı	77	894,97	849,58	6	149,298	0,000	102,295	0,000
40 – 44	245	911,26	865,82					
45 – 49	316	948,41	922,35					
50 – 54	356	824,16	830,27					
55 – 59	234	742,88	772,11					
60 – 64	168	720,14	755,94					
65 ve üstü	204	493,69	528,76					

Tablo 16'da dikkat edilmesi gereken değerler Chi-Square değeri (χ^2) ve Asymp. Sig.(p) değeridir. P<0,05 ise anlamlı bir fark vardır, p>0,05 ise anlamlı bir fark yoktur

şeklinde değerlendirilir. Tablo 16 incelendiğinde yaş grupları arasında anlamlı bir fark olduğu görülmektedir. Ayrıca sıra ortalamaları dikkate alındığında 45-49 yaş aralığındaki kadınların diğer yaş gruplarındaki kadınlara göre daha yüksek dozlara maruz kaldıkları şeklinde yorumlanır.

Tablo 18: Kalınlığa göre grupların OGD ve CGD’ nın ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

Kalınlık grup (mm)	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
49,9 ve altı	334	1,39 (0,64 – 4,15) 0,47	4,31 (1,38 – 13,6) 1,70
50,0 – 59,9	407	1,86 (0,89 – 4,69) 0,61	6,76 (3,02 – 17,93) 2,35
60,0 – 69,9	464	2,62 (0,53 – 6,99) 0,86	10,52 (2,23 – 28,02) 3,56
70,0 ve üstü	393	2,94 (1,03 – 7,31) 0,85	13,20 (2,95 – 31,72) 4,04
Toplam	1598	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Tablo 19: Kalınlık gruplarının OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

Kalınlık grupları	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
49,9 ve altı	334	314,75	254,60	3	795,103	0,000	1018,794	0,000
50 – 59,9	407	600,75	580,01					
60 – 69,9	464	1011,67	1009,15					
70 ve üstü	393	1170,84	1244,97					

p değeri 0,05 daha küçük olduğundan kalınlık grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olduğu görülür. Tablo 18 bakılarak mamografi çekimi yapılan hastaların meme kalınlığı ne kadar düşükse dozunda düşük olacağı yorumu yapılabilir.

Tablo 20: Kuvvete göre grupların OGD ve CGD’ nin ortalama (min - max) ve standart sapma değeri

Kuvvet grup (N)	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
100 ve altı	437	1,96 (0,53 – 7,31) 1,02	7,20 (1,38 – 31,72) 4,62
100,1 – 150	775	2,24 (0,75 – 6,40) 0,87	8,88 (1,95 – 26,62) 2,35
150,1 ve üstü	387	2,59 (0,88 – 6,11) 0,86	10,95 (2,64 – 28,97) 4,36
Toplam	1599	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Tablo 21: Kuvvet gruplarının OGD ve CGD ile değışimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

Kuvvet grupları (N)	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
100 ve altı	437	617,55	588,11	2	141,409	0,000	184,438	0,000
100,1 – 150	776	803,56	806,49					
150,1 ve üstü	387	1000,96	1025,7					

Tablo 20 ve Tablo 21 dikkatle incelendiğinde sıkıştırma kuvveti arttıkça OGD ve CGD'nin arttığı görülmüştür. Kuvvet grupları arasında $p < 0,05$ olduğundan anlamlı farklılık vardır. Memeye uygulanan sıkıştırma kuvveti arttıkça memenin yoğunluğu artacağından meme dozu da artar yorumu yapılabilir.

Tablo 22: Meme yüzey alanına değerlerine göre grupların OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

Meme yüzey alanı grup (mm^2)	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
140 ve altı	555	1,94 (0,64 – 6,12) 0,87	6,97 (1,38 – 25,44) 3,95
141 – 200	526	2,24 (0,53 – 7,31) 0,97	8,79 (1,95 – 31,72) 4,42
201 ve üstü	518	2,59 (0,83 – 6,11) 0,86	11,15 (2,03 – 28,97) 4,26
Toplam	1600	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Tablo 23: Meme yüzey alanı değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

Meme yüzey alanı (mm^2) Grupları	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
149,9 ve altı	555	622,10	575,77	2	175,306	0,000	282,378	0,000
150 – 199,9	526	795,18	789,08					
200 ve üstü	518	995,5	1049,36					

Tablo 22 ve Tablo 23'teki değerlere göre, meme yüzey alanı değerlerine göre OGD ve CGD değerleri arasında farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır. ($p < 0,05$) Tablodaki sıra ortalamalarına göre meme alanı küçüldükçe meme dozu da azalmaktadır.

Tablo 24: mAs değerlerine göre grupların OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

mAs grup	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
149,9 ve altı	586	1,40 (0,53 – 3,25) 0,35	4,91 (1,38 – 14,44) 1,84
150 – 199,9	553	2,24 (1,58 – 3,94) 0,36	9,13 (4,70 – 18,30) 2,37
200 ve üstü	460	3,34 (1,71 – 7,31) 0,81	13,80 (5,77 – 31,72) 4,03
Toplam	1600	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Tablo 25: mAs değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

mAs grupları	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
149,9ve altı	586	314,93	333,93	2	1276,984	0,000	1134,718	0,000
150 – 199,9	553	871,31	888,19					
200 ve üstü	460	1334,99	1289,79					

İkili testler sonucunda, p değeri 0,05 daha küçük çıktığından mAs grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğu kabul edilir. Mamografi çekimi sırasında mAs değeri ne kadar düşük tutulursa meme dozu o kadar az olacaktır.

Tablo 26: kVp değerine göre grupların OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

kVp grup	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
29 ve altı	507	1,47 (0,53 – 4,15) 0,50	4,79 (1,38 – 14,44) 1,92
30 – 31	730	2,42 (1,15 – 5,55) 0,78	9,78 (4,13 – 24,61) 2,37
32 ve üstü	361	3,01 (1,58 – 7,31) 0,94	13,01 (6,28 – 31,72) 4,35
Toplam	1600	2,25 (0,53 – 7,31) 0,94	8,92 (1,38 – 31,72) 4,54

Tablo 27: kVp değerine göre grupların OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuçları

kVp grupları	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	p	CGD χ^2	p
29 ve altı	507	363,37	317,85	2	745,512	0,000	904,213	0,000
30 – 31	730	917,96	931,75					
32 ve üstü	361	1179,31	1213,75					

Tablo 26 ve Tablo 27 göre artan kVp değerlerinde OGD ve CGD'nin arttığı görülmüştür. kVp grupları arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır.

Tablo 28: Meme tipine göre OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve std sapma değerleri

Meme Tipi	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
A tip	420	2,01 (0,74 – 4,24) 0,68	8,4 (1,95 – 19,72) 1,92
B tip	440	2,07 (0,53 – 7,19) 0,83	8,33 (1,38 – 31,72) 2,37
C tip	428	2,45 (0,87 – 5,55) 0,94	9,61 (2,32 – 25,44) 4,61
D tip	312	2,54 (0,74 – 7,31) 1,21	9,52 (1,95 – 30,23) 4,54

Tablo 29: Meme tipine göre OGD ve CGD ile değişimi Kruskal Wallis Testi Sonuęları

Meme Tipi	N	OGD Sıra Ort.	CGD Sıra Ort.	SD	OGD χ^2	P	CGD χ^2	p
A tip	420	314,75	254,60	3	795,103	0,000	1018,794	0,000
B tip	440	600,75	580,01					
C tip	428	1011,67	1009,15					
D tip	312	1170,84	1244,97					

Tablo 28 ve Tablo 29'deki değerlere göre, meme yoğunluklarına göre OGD ve CGD değerleri arasında farklılıklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Tablodaki sıra ortalamalarına göre yoğunluğu az olan A tip memenin dozu diğer meme tiplerine göre daha düşüktür. Meme yoğunluğu arttıkça OGD ve CGD' de de artmaktadır.

Tablo 30: Çekim boyutuna göre OGD ve CGD' nin ortalama (min - max) ve standart sapma değerleri

Çekim boyutu	N	OGD (Min – Max) Std. sapma	CGD (Min – Max) Std. Sapma
2B	1156	2,16 (0,53 – 7,31) 0,93	8,48 (1,38 – 31,72) 1,92
3B	444	2,48 (0,83 – 6,40) 0,95	10,08 (2,03 – 28,97) 4,70

Tablo 30'da 3B tomosentez çekimlerinde dozlarının 2B dijital mamografi dozlarına göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

4.2.3. Çoklu Lineer Regresyon Analizi Sonuçları

Tablo 31: OGD için oluşturulan modelin özeti

Model	R	R ²	Düzeltilmiş R ²	Standart Hata
1	0,977	0,954	0,954	0,203
2	0,977	0,954	0,954	0,203
3	0,977	0,954	0,954	0,203

1. Bağımsız değişken: kalınlık, yaş, çekimikiboyut, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, meme yüzey alanı, kVp
2. Bağımsız değişken: kalınlık, yaş, çekimüçboyut, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, meme yüzey alanı, kVp
3. Bağımsız değişken: kalınlık, Btip, Ctip, Dtip, mAs, kVp

Tablo 31'deki " Düzeltilmiş R²" değeri oluşturulan denklemin tahmin gücünü göstermektedir. Bu modelin tahmin gücü %95.4' tür.

Tablo 32: 2B dijital mamografi çekimlerinde OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. Hata	Beta	t	Sig.(p)	Güven Aralığı	
1	Sabit	-0,428	0,152		-2,816	0,005	-0,726	-0,130
	Btip	0,057	0,015	0,027	3,896	0,000	0,028	0,086
	Ctip	0,057	0,017	0,027	3,276	0,001	0,023	0,091
	Dtip	0,106	0,021	0,045	5,050	0,000	0,065	0,148
	Yaş	-0,001	0,001	-0,010	-1,587	0,113	-0,002	0,000
	Kalınlık	0,022	0,001	0,304	26,039	0,000	0,020	0,023
	Kuvvet	0,000	0,000	-0,010	-1,558	0,119	-0,001	0,000
	Meme yüzey alanı	0,000	0,000	0,030	3,676	0,000	0,000	0,001
	kVp	-0,024	0,006	-0,044	-4,053	0,000	-0,036	-0,013
	mAs	0,012	0,000	0,812	102,209	0,000	0,011	0,012
	çekimikiboyut	-0,004	0,012	0,002	0,369	0,712	-0,028	0,019

Tablo 32’de regresyon denklemi için kullanılan regresyon katsayılarını ve bunların anlamlılık düzeylerini vermektedir. 2B dijital mamografi için oluşturulan model 1’de, OGD ile meme tipi, kVp, mAs ve kalınlık değişkenleri arasındaki ilişki $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı iken, OGD ile yaş, kuvvet ve çekim boyutu arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir. Tablo 32’de yer alan verilerden OGD’nin alabileceği değer eşitlik (8) ‘deki denklemle tahmin edilebilir. SPSS 20 ile elde edilen doğrusal fonksiyon;

$$OGD = -0,428 + 0,057 \times Btip + 0,057 \times Ctip + 0,106 \times Dtip - 0,024 \times kVp + 0,012 \times mAS + 0,022 \times kalınlık \quad (8)$$

Tablo 33: 3B tomosentez çekimlerinde OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. Hata	Beta	t	Sig.(p)	Güven Aralığı	
2	Sabit	-0,432	0,152		-2,845	0,004	-0,730	-0,134
	Btip	0,057	0,015	0,027	3,896	0,000	0,028	0,086
	Ctip	0,057	0,017	0,027	3,276	0,001	0,023	0,091
	Dtip	0,106	0,021	0,045	5,050	0,000	0,065	0,148
	Yaş	-0,001	0,001	-0,010	-1,587	0,113	-0,002	0,000
	Kalınlık	0,022	0,001	0,304	26,039	0,000	0,020	0,023
	Kuvvet	0,000	0,000	-0,010	-1,558	0,119	-0,001	0,000
	Meme yüzey alanı	0,000	0,000	0,030	3,676	0,000	0,000	0,001
	kVp	-0,024	0,006	-0,044	-4,053	0,000	-0,036	-0,013
	mAs	0,012	0,000	0,812	102,209	0,000	0,011	0,012
	çekimüçboyut	0,004	0,012	0,002	0,369	0,712	-0,019	0,028

Tablo 33'te 3B tomosentez çekimleri için oluşturulan modelin regresyon katsayıları verilmiştir. 3B tomosentez çekimleri için oluşturulan model 2'de OGD ile meme tipi, kVp, mAs ve kalınlık değişkenleri arasındaki ilişki $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı iken, yaş, kuvvet ve çekimüçboyut değişkenlerinin p değerleri sırasıyla 0,113 , 0,119 ve 0,712 olduğundan bağımlı değişken üzerinde anlamlı etkisinin olmadığı bulunmuştur. Oluşturulan model 2 eşitlik (9)'da verilmiştir.

$$OGD = -0,432 + 0,057 \times Btip + 0,057 \times Ctip + 0,106 \times Dtip - 0,024 \times kVp + 0,012 \times mAS + 0,022 \times kalınlık \quad (9)$$

Tablo 34: Boyuttan bağımsız OGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. hata	Beta	t	Sig.	Güven Aralığı	
3	Sabit	-0,529	0,147		-3,596	0,000	-0,818	-0,241
	Btip	0,051	0,014	0,024	3,519	0,000	0,022	0,079
	Ctip	0,054	0,016	0,025	3,332	0,001	0,022	0,085
	Dtip	0,109	0,020	0,046	5,594	0,000	0,071	0,147
	kVp	-0,024	0,006	-0,042	-3,897	0,000	-0,035	-0,012
	mAs	0,012	0,000	0,809	102,870	0,000	0,011	0,012
	Kalınlık	0,023	0,001	0,320	30,026	0,000	0,021	0,024

2B ve 3B çekimlerde OGD'yi hesaplayabilmek için çoklu lineer regresyon analizi sonucunda oluşturulan modelde yaş, kuvvet ve çekimboyutu anlamlı bulmadığından (p değeri 0,05' ten büyük) model 3'te bunlar bağımsız değişken olarak eklenmeden tekrarlanan regresyon analizi sonucunda oluşturulan fonksiyon eşitlik (10)'da verilmiştir.

$$OGD = -0,529 + 0,057 \times Btip + 0,051 \times Ctip + 0,109 \times Dtip - 0,024 \times kVp + 0,012 \times mAs + 0,023 \times kalınlık \quad (10)$$

Tablo 35: CGD için oluşturulan modelin özeti

Model	R	R ²	Düzeltilmiş R ²	Standart Hata
1	,969	,939	,939	1,124
2	,969	,939	,939	1,124
3	,969	,939	,939	1,123

1. Bağımsız değişken: kalınlık, yaş, çekimikiboyut, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, meme yüzey alanı, kVp
2. Bağımsız değişken: kalınlık, yaş, çekimüçboyut, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, meme yüzey alanı, kVp
3. Bağımsız değişken: kalınlık, Btip, Ctip, Dtip, mAs, kVp, meme yüzey alanı

Tablo 36: 2B dijital mamografi çekimlerinde CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. Hata	Beta	t	Sig.(p)	Güven Aralığı	
1	Sabit	-4,898	0,843		-5,809	0,000	-6,552	-3,244
	Btip	0,332	0,081	0,033	4,089	0,000	0,173	0,491
	Ctip	0,297	0,097	0,029	3,071	0,002	0,107	0,486
	Dtip	0,436	0,117	0,038	3,730	0,000	0,207	0,666
	Yaş	-0,001	0,004	-0,002	-0,278	0,781	-0,008	0,006
	Kalınlık	0,165	0,005	0,483	35,826	0,000	0,156	0,174
	Kuvvet	-0,001	0,001	-0,007	-1,007	0,314	-0,002	0,001
	Meme yüzey alanı	0,003	0,001	0,044	4,603	0,000	0,002	0,004
	kVp	-0,168	0,034	-0,062	-5,024	0,000	-0,234	-0,103
	mAs	0,047	0,001	0,677	73,765	0,000	0,046	0,048
	çekimikiboyut	-0,027	0,066	-0,003	-0,407	0,684	-0,156	0,103

Tablo 36'da CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modellerin katsayılar tablosu verilmiştir. 2B çekimler için oluşturulan modele göre yaş, kuvvet ve çekimikiboyut değişkenlerinin "Sig.(p) " değerleri sırasıyla 0,781, 0,314 ve 0,689'dür. Bu değerler 0,05'ten büyük olduğu için bu değişkenin bağımlı değişken üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur. Elde edilen doğrusal fonksiyon eşitlik (11) verilmiştir.

$$CGD = -4,898 + 0,332 \times Btip + 0,297 \times Ctip + 0,436 \times Dtip - 0,168 \times kVp + 0,047 \times mAS + 0,165 \times kalınlık + 0,003 \times meme \text{ yüzey alanı} \quad (11)$$

Tablo 37: 3B tomosentez çekimlerinde CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. Hata	Beta	t	Sig.(p)	Güven Aralığı	
2	Sabit	-4,925	0,843		-5,841	0,000	-6,579	-3,271
	Btip	0,332	0,081	0,033	4,089	0,000	0,173	0,491
	Ctip	0,297	0,097	0,029	3,071	0,002	0,107	0,486
	Dtip	0,436	0,117	0,038	3,730	0,000	0,207	0,666

	Yaş	-0,001	0,004	-0,002	-0,278	0,781	-0,008	0,006
	Kalınlık	0,165	0,005	0,483	35,826	0,000	0,156	0,174
	Kuvvet	-0,001	0,001	-0,007	-1,007	0,314	-0,002	0,001
	Meme yüzey alanı	0,003	0,001	0,044	4,603	0,000	0,002	0,004
	kVp	-0,168	0,034	-0,062	-5,024	0,000	-0,234	-0,103
	mAs	0,047	0,001	0,677	73,765	0,000	0,046	0,048
	Çekimüçboyut	0,027	0,066	0,003	0,407	0,684	-0,103	0,156

3B tomosentezde CGD'yi hesaplamak için oluşturulan model 2'de, CGD ile meme tipi, kVp, mAs ve kalınlık değişkenleri arasındaki ilişki $p < 0,01$ düzeyinde anlamlı iken, OGD ile yaş, kuvvet ve çekim boyutu arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir. CGD'yi hesaplamak için oluşturulan model eşitlik (12)'de verilmiştir.

$$CGD = -4,925 + 0,332 \times Btip + 0,297 \times Ctip + 0,436 \times Dtip - 0,168 \times kVp + 0,047 \times mAS + 0,165 \times kalınlık + 0,003 \times meme\ yüzey\ alanı \quad (12)$$

Tablo 38: Boyuttan bağımsız CGD'yi hesaplamak için oluşturulan modelin katsayılar tablosu

Model		B	Std. Hata	Beta	t	Sig.(p)	Güven Aralığı	
3	Sabit	-5,003	0,815		-6,139	0,000	-6,602	-3,404
	Btip	0,329	0,080	0,032	4,103	0,001	0,172	0,486
	Ctip	0,304	0,091	0,030	3,331	0,000	0,125	0,483
	Dtip	0,455	0,109	0,040	4,167	0,000	0,241	0,669
	Kalınlık	0,165	0,005	0,483	36,301	0,000	-0,156	0,174
	Meme yüzey alanı	0,003	0,001	0,041	4,699	0,000	0,002	0,004
	kVp	-0,170	0,033	-0,063	-5,073	0,000	-0,002	0,001
	mAS	0,047	0,001	0,677	474,335	0,000	0,002	0,004

2B ve 3B çekimlerde CGD'yi hesaplayabilmek için çoklu lineer regresyon analizi sonucunda oluşturulan modelde yaş, kuvvet ve çekimboyutu anlamlı bulmadığından (p değeri 0,05' ten büyük) model 3'te bunlar bağımsız değişken olarak eklenmeden tekrarlanan regresyon analizi sonucunda oluşturulan fonksiyon eşitlik (13)'te verilmiştir.

$$CGD = -5 + 0,329 \times Btip + 0,304 \times Ctip + 0,455 \times Dtip + 0,165 \times kalınlık + 0,003 \times meme\ yüzey\ alanı - 0,17 \times kVp + 0,047 \times mAs \quad (13)$$

2B ve 3B çekimlerde ortalama glandüler dozu hesaplamaya yönelik oluşturulan eşitlik(10)'dan yararlanılarak gerçek hastalara ait çekim parametrelerinden hesaplanan doz ve hata değerleri A, B, C ve D tip meme için sırasıyla Tablo 39-40-41-42'de verilmiştir.

Tablo 39: A tip meme için hesaplanan OGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	A	31	154	64	1,94	2,0	3,0
2	2B	A	31	137	77	1,99	2,02	1,5
3	2B	A	30	112	55	1,37	1,36	0,7
4	3B	A	31	186	77	2,71	2,78	2,5
5	3B	A	32	218	65	2,84	2,81	1,0

Tablo 40: B tip meme için hesaplanan OGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	B	32	229	68	2,89	3	3,6
2	2B	B	28	111	46	1,23	1,25	1,5
3	2B	B	31	166	79	2,36	2,53	6,7
4	3B	B	28	106	45	1,19	1,16	2,5
5	3B	B	32	200	66	2,58	2,67	3,3

Tablo 41: C tip meme için hesaplanan OGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	C	30	162	71	2,24	2,37	5,4
2	2B	C	30	210	58	2,45	2,65	7,5
3	2B	C	32	243	67	3,1	3,2	3,1
4	3B	C	32	282	69	3,51	3,7	5,1
5	3B	C	31	262	62	3,21	3,26	1,5

Tablo 42: D tip meme için hesaplanan OGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	D	30	276	59	3,18	3,35	5
2	2B	D	31	220	75	3,26	3,41	4,3
3	2B	D	31	166	79	2,36	2,53	6,7
4	3B	D	28	118	42	1,39	1,29	7,7
5	3B	D	32	241	66	3,11	3,22	3,4

2B ve 3B çekimlerde cilt giriş dozunu hesaplamaya yönelik oluşturulan eşitlik(13)'ten yararlanılarak gerçek hastalara ait çekim parametrelerinden hesaplanan doz ve hata değerleri A, B, C ve D tip meme için sırasıyla Tablo 39-40-41-42'de verilmiştir.

Tablo 43: A tip meme için hesaplanan CGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Meme yüzey alanı (mm ²)	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	A	32	171	152	69	8,99	9,4	4,3
2	2B	A	31	142	33	62	6,78	6,73	0,7
3	2B	A	30	171	195	74	10,19	10,73	5,0
4	3B	A	32	148	238	81	10,49	10,59	0,9
5	3B	A	31	140	131	62	6,71	6,9	2,8

Tablo 44: B tip meme için hesaplanan CGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Meme yüzey alanı (mm ²)	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	B	31	151	170	62	7,24	7,89	8,2
2	2B	B	31	189	136	60	9	9,25	2,7
3	2B	B	30	120	98	57	5,26	5,56	5,3
4	3B	B	29	152	110	53	6,05	6,6	8,3
5	3B	B	30	140	150	58	7,28	8,0	9,0

Tablo 45: C tip meme için hesaplanan CGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Meme yüzey alanı (mm ²)	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	C	30	216	202	71	12,73	12,67	0,4
2	2B	C	31	219	191	76	14,18	13,44	5,5
3	2B	C	30	189	118	56	8,26	8,68	4,8
4	3B	C	31	203	183	61	9,68	10,18	4,9
5	3B	C	30	245	269	73	14,55	14,57	0,1

Tablo 46: D tip meme için hesaplanan CGD ve hata değerleri

Hasta No	Çekim boyutu	Meme tipi	kVp	mAs	Meme yüzey alanı (mm ²)	Kalınlık (mm)	Firmanın sağladığı doz (mGy)	Oluşturduğumuz formülle hesaplanan doz (mGy)	%Hata
1	2B	D	29	308	113	51	12,17	13,75	11
2	2B	D	29	306	152	53	12,17	14,1	14
3	2B	D	32	397	229	66	20,71	20,25	2,2
4	3B	D	30	152	179	57	10,99	12,0	8,4
5	3B	D	32	296	206	65	15,35	15,27	0,5

5. TARTIŞMA

Mamografi çekimlerinde düşük enerjili x-ışınlarının kullanılması ve meme dokusunun radyasyona hassas olması nedeniyle mamografi incelemelerinde gerçek doz değerlerinin bilinmesi büyük önem teşkil eder. Dozimetrik amaçlı yapılan çalışmalarda teknik ve hastaya ait çekim parametrelerinin çoğu dikkate alınmadan yapılmaktadır. Bu çalışmada, hastaya ve çekime ait yaş, meme kalınlığı, meme yüzey alanı, kuvvet, kVp, mAs gibi parametreler gerçek doz değerlerini tahmin edebilmek için istatistiksel analiz yöntemlerinden çoklu lineer regresyon analizi, matematiksel bir model oluşturmak amacıyla kullanılmıştır.

Yaş, meme kalınlığı, meme yüzey alanı, kuvvet, kVp , mAs, çekim boyutu ve meme tipi ile OGD ve CGD arasındaki ikili değerlendirmede $p < 0,05$ çıktığından oluşturulan gruplar arasında anlamlı farklılıkların bulunduğu görülmüştür. OGD ve CGD ile yaş grupları arasında yapılan Kruskal Wallis testinin sonucunda sıra ortalamaları dikkate alındığında 45-49 yaş aralığına kadar dozlar artarken 50 li yaşlardan sonra dozların düştüğü görülmüştür. Türkiye’de ortalama menopoza yaşı 45-47 li yaşlardır (44). Menopoz döneminde kadınların meme dokusu değişime uğradığından 50’li yaşlardan sonra meme dozunun neden düştüğünü açıklamaktadır. Olgar ve arkadaşları yaş arttıkça meme glandüleritesinin azaldığı bulmuşlardır (4).Schubauer-Berigan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada menopoz sonrası glandüler dokunun yaklaşık %12 oranında azaldığını ve menopoz öncesi meme dozlarının yüksek olması bu durumla ilişkilendirmiştir (45).

Kuvvet tablolarına bakıldığında memeye uygulanan sıkıştırma kuvveti arttığında kalınlık azalırken meme yoğunluğunun arttığı ve buna bağlı olarak meme dozunun arttığı görülmüştür. Dozun kalınlık grupları arasındaki ikili değerlendirmesinde meme kalınlığı ne kadar artarsa dozunda artacağı söylenebilir. Schubauer-Berigan ve arkadaşları meme dozundaki farklılıkların kısmen dozun tahmin edici değişkenlerine bağlı olsa da ağırlıklı olarak meme kalınlığından etkilendiğini ve meme kalınlığının fazla olduğu hastalarda dozların yükseldiğini göstermişlerdir (45). Selenia (Hologic Company) Dimension marka mamografi cihazında meme kalınlığına bağlı olarak ışınlama parametreleri ve hedef/filtre kombinasyonu OEK tarafından seçilir. mAs, üretilen x-ışını miktarı tüp akımı ve ışınlama çarpımı olduğunda hasta dozunda direkt etkiye sahiptir (13). Yapılan Kruskal Wallis testi sonucunda sıra ortalama değerlerine göre artan mAs değerlerinde doz değerlerinin de arttığı görülmüştür. Mamografi çekimlerinde yüksek kVp kullanımı meme dozunu düşürmesine rağmen yaptığımız ikili testte kVp grupları arasında anlamlı farklılık ($p<0,05$ olduğundan)

bulunduğunu ve sıra ortalama değerlerine göre artan kVp değerlerinde dozların arttığı görülmüştür.

Yapılan pek çok çalışmada, adipoz meme dokusu x-ışınları daha kolay ilettiğinden yoğun meme yapısına göre daha az ışınlama gerektirir (5,45,46,47). OGD ve CGD ile meme yoğunlukları arasında yapılan Kruskal Wallis testinin sonucunda sıra ortalamaları göz önünde bulundurulduğunda da meme yoğunluğu arttıkça dozlarda artmaktadır. Olgar ve ark. yaptığı çalışmalarında tomosentezde ortalama glandüler dozun, dijital mamografiye göre %34 kadar arttığını göstermişlerdir. Yaptığımız çalışmada, çekim boyutu ile OGD ve CGD arasında yapılan ikili değerlendirmede tomosentez dozlarının daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Bu çalışmada, yaş, meme kalınlığı, meme yüzey alanı, kuvvet, kVp, mAs, meme yoğunluğu ve çekim boyutu değişkenlerinin OGD ve CGD'ye etkisini belirlemek için çoklu lineer regresyon analizi kullanılmıştır. Oluşturduğumuz matematiksel model 1583 hasta verisiyle gerçekleştirilmiştir. Uç değerler regresyon eğrisinin gerçekte olduğundan farklı gösterdiğinden dolayı çok uç değerlerde olan hasta verileri modele dahil edilmemiştir.

Tablo 32 ve 33'de OGD'yi hesaplamak için oluşturduğumuz sırasıyla 2B ve 3B modelde bağımsız değişken olarak kalınlık, yaş, çekimboyutu, Atip, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, kVp ve meme yüzey alanı dahil edilmiştir. Tablo 34 ise çekim boyutundan bağımsız her iki modeli oluştururken modele katkısı olmayan Atip, uygulanan sıkıştırma kuvveti, boyut değişkenleri regresyon analizinden tek tek çıkarılarak elde edilmiştir. Tablo 31'a göre değişkenlerimiz varyansın %95,4'ünü açıklarken ve düzeltilmiş R^2 de modelin genellenebilirliğini gösteriyor. Yani model örneklem yerine evrende üretilmiş olsaydı toplam varyansın %95,4'ünü açıklıyor olacaktı. OGD'deki değişimin %95,4'ünü (R^2) Btip, Ctip, Dtip, mAs, kVp bağımsız değişkenleri tarafından açıklanabildiğini, geri kalan %4,6 kısmı için başka değişkenlere ihtiyaç göstermektedir. Schubauer-Berigan yaptığı çalışmada meme dozunu etkileyebilecek 20 faktörün olduğunu belirtmişlerdir (45,48). Yaptığımız bu çalışmada, açıklanamayan %4,6'lık kısım bu faktörler gözden geçirilerek modelimize eklenebilir.

2B ve 3B meme görüntüleme teknikleri birbirinden farklıdır. 2B dijital mamografide, saçılan radyasyonun etkisi azaltmak için gridler kullanılır ve çekimlerde grid kullanılmayan 3B tomosenteze göre bir görüntü için daha yüksek ışınlama gerektirir. 3B tomosentezde, x-ışını tüpü belli açı arkında hareket ederken, farklı hedef/filtre kombinasyonu kullanımından dolayı düşük dozda x-ışını kullanılarak kesit görüntüleri elde edilir. Yaptığımız bu çalışmada, çoklu regresyon analizine hedef/filtre kombinasyonunun değişimi eklenmemiştir. Çünkü

hedef/filtre kombinasyonu etkisi OEK sistemini tarafından belirlenen kVp ve mAs bağımsız değişkenleri ile değerlendirilmiştir.

Meme dozunu belirleyebilmek için oluşturulan eşitlik (10) meme tipi, meme kalınlığı, kVp ve mAs'ın OGD'de üzerindeki etkisini göstermektedir. Çoklu lineer regresyon analizine göre; meme yoğunluğu, meme kalınlığı ve mAs değişkenleri meme dozuna arttırıcı etkisi varken kVp azaltıcı etkiye sahiptir. Yapılan ikili testlerde kVp ile OGD arasında pozitif yönlü bir ilişki bulunmuştur. Regresyon analizinde meme dozunu etkileyen pek çok parametre aynı anda değerlendirildiğinde kVp arttıkça meme dozunun azaldığı bulunmuştur. Mamografide düşük enerjili x-ışınları kullanılarak yüksek kontrastlı görüntüler elde edilirken yüksek kVp tekniğinin kullanılması durumunda, meme dozlarının düştüğünü gösteren çalışmalar vardır (49,50). kVp ile ilgili sonuçlarımız literatür bilgileri ile paralellik göstermektedir. Yapılan ikili testler bağımlı değişken ile bağımsız değişkenler korelasyonu değerlendirmede yetersiz kalmıştır.

Tablo 36 ve 37'de CGD'yi hesaplamak için oluşturduğumuz sırasıyla 2B ve 3B modelde bağımsız değişken olarak kalınlık, yaş, çekimboyutu, Atip, Btip, Ctip, Dtip , kuvvet, mAs, kVp ve meme yüzey alanı dahil edilmiştir. Tablo 38' de ise çekim boyutundan bağımsız her iki modeli oluştururken modele katkısı olmayan Atip, meme sıkıştırma kuvveti ve yaş değişkenleri regresyon analizinden tek tek çıkarılarak elde edilmiştir. Tablo 35' te göre değişkenlerimiz varyansın %93,9 açıklamaktadır. Meme yüzey alanı, OGD için oluşturulan modelde anlamlı çıkmamasına rağmen CGD için oluşturulan modelde CGD'yi etkileyen önemli bir parametre olarak bulunmuştur (eşitlik (13)).

OGD doğrudan ölçülebilen bir nicelik olmadığından OGD değerlendirilmesi için yöntem HVL, CGD belirlenmesi ve HVL'ye bağlı Monte Carlo simülasyonları elde edilen dönüşüm faktörleri ile çarpılmasıyla belirlenir. Wu ve arkadaşlarının meme dozunu belirleyebilmek için kullandıkları yöntem hem karmaşık hemde ölçümden ve hesaplamadan doğabilecek hatalar içerir. Oluşturduğumuz model sadece ışınlama parametrelerini gerektirir. Bu sayede, OGD'nin daha kolay ve pratik olarak hesaplanması mümkün olmuştur. Fakat CGD, tüp çıkışına doğrudan bir dedektör yardımıyla ölçülebilen bir nicelik olduğundan bu yöntemin avantajı yoktur. Oluşturulan model cihazın doğru doz bilgisi sağlayıp sağlamadığını kontrol etmek ve özellikle OEK sistemi kullanılmadan meme görüntülemesi yapılacak olan hastalarda, ışınlama parametreleri üzerinden meme dozunu yaklaşık olarak hesaplanmasında güvenle kullanılabilir.

Ayrıca yapılan regresyon analizi herbir projeksiyondaki (RCC, LCC, RMLO ve LMLO) ışınlama parametreleri bilgisi kullanılarak yapıldığından model CC ve MLO projeksiyonlarda rahatlıkla kullanılabilir. Rutin uygulamalar dışında kullanılan projeksiyonlar için modelin kullanılabilirliği araştırılmalıdır.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Araştırmada değişen meme parametrelerinin için OGD ve CGD ile ilişkisi istatistiksel metotlarla incelenerek formülize edilmiştir. Schubauer-Berigan ve arkadaşlarının, meme dozunu hesaplayabilmek için oluşturdukları modelin açıklayıcılığı %77,8 iken, yaptığımız çalışmada farklı bağımsız değişkenler modele eklenerek modelin açıklayıcılığı %95,4 olarak bulunmuştur. Modelin %4,6 kısmı açıklayabilmek için meme dozunu etkileyebilecek diğer faktörler bulunarak çoklu regresyon analizi tekrarlanabilir. Hata değerlerinin küçüklüğü modelin gerçek değerlerini açıklamasında önemli bir göstergedir. OGD için oluşturulan modelimiz standart hatası 0,203 olduğundan ortalama glandüler doz hesaplamasında model güvenle kullanılabilir.

Manuel modda ve rutin uygulamalar dışında kullanılan projeksiyonlarda çekim yapılan hastalar için oluşturulan denklemin çalışıp çalışmadığı kontrol edilmelidir. Ayrıca araştırmanın bir başka sınırlılığı elde edilen denklemin sadece Hologic Selenia marka dijital mamografi cihazında geçerli olmasıdır. Yöntemin diğer dijital mamografi cihazlarında çalışıp çalışmadığı kontrol edilmelidir. Modelin tüm mamografi cihazlarında kullanılabilir olabilmesi için yapılan çoklu lineer regresyon analizine farklı marka mamografi cihazlarından oluşturulacak veritabanına ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. <http://www.wcrf.org/int/cancer-facts-figures/data-specific-cancers/breast-cancer-statistics> (Erişim tarihi: 16.03.2016)
2. International Atomic Energy Agency. Safety Report Series. No:21. Optimization of radiation protection in the control of occupational exposure. 2002.
3. International Commission on Radiological Protection. 103: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. 2007.
4. Olgar T, Kahn T, Gosch D. Average glandular dose in digital mammography and breast tomosynthesis. RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgeb Verfahren. 2012;184(10):911–8.
5. Klein R, Aichinger H, Dierker J, Jansen JT, Joite-Barfuss S, Säbel M, ve ark. Determination of average glandular dose with modern mammography units for two large groups of patients. Phys Med Biol. 1997;42(4):651–71.
6. Ayrancıoğlu O. Tez çalışması. Dijital mamografi cihazlarının kalite kontrol, kalibrasyon ve standardizasyonu. Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı yüksek lisans tezi,2011.
7. Boone JM. Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment. Radiology. 1999;213(1):23–37.
8. Mark A. Helvie, M.D. Dijital mammography imaging: breast tomosynthesis and advanced applications. Radiol Clin North Am. 2010;48(5):917–29.
9. Taşkın F. Dijital meme tomosentezi ve kontrastlı mamografi. Trd Sem.2014;2:182–91.
10. Feng S, Sechopoulos I. Clinical digital breast tomosynthesis system : dosimetric characterization. Radiology. 2012;263(1):35-42.
11. Temizkan A.K. Yoğun meme yapısı gösteren (BIRADS 3-4) olgularda dijital mamografi ve film-screen mamografi incelemelerinde lezyon saptama güçlüklerinin karşılaştırılması. Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Tıpta Uzmanlık tezi,2006.
12. <http://www.hologic.com/products/imaging/mammography/selenia-dimensions-mammography-system> (Erişim tarihi: 03.08.2016)
13. Balter S,PhD. Generators, X-ray tubes, and exposure geometry in mammography. Radiographics. 1990;10(3):539–54.
14. http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mamografi.pdf (Erişim tarihi 13.07.2016)

15. American Association of Medical Physicists. Report 29. Equipment requirements and quality control for mammography. 1990.
16. Leborgne R. The breast in Roentgen Diagnosis. 1954.
17. American College of Radiology. Quality control manual mammography. 1999.
18. Saunders RS, Lo JY, Baker JA. Can compression be reduced for breast tomosynthesis ? Monte carlo study on mass and microcalcification conspicuity in tomosynthesis. Radiology.2009;251(3):673–82.
19. Idris A. Elbakri, Lakshminarayanan A. V. Automatic exposure control for a slot scanning full field digital mammography system. Med Phys. 2005;32(9):2763-70.
20. YÜKSEL Ş. Dijital mamografi sistemlerinde kalite kontrol ve kabul testleri. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Yüksek lisans tezi.2010;1-144.
21. <http://www.pediatricrad.info/wo/europacs98/abstracts/055.htm> (Erişim tarihi: 03.08.2016)
23. <http://jinekoloji.net/memedokusu.htm> (Erişim tarihi: 03.08.2016)
24. Acunaş G, Demir AA. BI-RADS Değerlendirmede Yaşanan Güçlükler. Trd Sem.2014;2:192–205.
25. IAEA human health series. No:17. Quality assurance programme for digital mammography. 2011:109-115
26. Dance DR, Young KC. Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis : factors for use with the UK , European and IAEA breast dosimetry protocols. Phys Med Biol. 2011; 56(2):453-71.
27. Dance DR, Skinner CL, Carlsson GA. Breast dosimetry. Appl Radiat Isot. 1999;50(1):185-203.
28. Dance DR. Skinner CL ve ark. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. Phys Med Biol. 2000;45(11):3225-40.
29. Sechopoulos I, Sabol JM, Berglund J, Bolch ve ark. Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: report of AAPM Tomosynthesis Subcommittee Task Group 223. Med Phys [Internet]. 2014;41(9):91501.
30. IAEA. Principles of radiation protection, the international framework and regulatory requirements. 2011.

31. Faız M. Khan, Ph.D. Measurement of absorbed dose. Kluwer W,ed. In: The physics of radiation therapy. Third edition. Minnesota. 2003;106-109
32. ICRP. No:85 Fundamental quantities and units for ionizing radiation (revised). 2011;11(85):7-20.
33. Aile ve tüketici hizmetleri radyasyon ölçümü. Ankara. 2012; 3-7
34. Wrixon AD. New ICRP recommendations.J Radiol Prot. (2008);28(2) :161-68.
35. Uysalol E. Uluslararası inşaat firmalarının teklif karar verme sürecini etkileyen faktörlerin araştırılması ve adaptif ağ tabanlı bulanık çıkarım sistemi tahminleme yöntemi ile bir karar verme modeli oluşturulması. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans tezi. 2011.
36. Hologic A, Selenia T. With Acquisition Workstation 5000 A fl exible platform for the next dimension in breast imaging Selenia Dimensions with AWS 5000 System Specifications.
37. <http://www.healthcare-in-europe.com/en/article/11452-hologic-brings-tomosynthesis-to-breast-cancer-screening.html> (Erişim tarihi: 10.03.2016)
38. <http://www.netes.com.tr/file/Solo%20Teknik%20Ozellikler.pdf> (Erişim tarihi: 10.03.2016)
39. <http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/Raysafe%20Xi/Raysafe%20-Xi%20-MAM%20detectors> (Erişim tarihi: 10.03.2016)
40. EUREF. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis.Supplement to the European guidelines fourth edition. 2011;1-56.
41. Akyol O. Bazı mamografi merkezlerindeki kalite kontrol çalışmalarında elde edilen sonuçlar. Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Yüksek Lisans tezi. Türkiye Klinikleri J Int Med Sci 2007;3(44):18-24
42. Ishii R. Yoshida A ve ark. Precision of half-value layer measurement on mammography. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2011;67(12):1533-9
43. NHSBSP Equipment Report 0604. Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems 2006;6041–58.

44. <http://www.ztb.gov.tr/saglik-rehberi/menopoz-donemi-hakkinda/7>. (Erişim tarihi 13.08.2016)
45. Schubauer-Berigan MK, Frey GD, Baron L ve ark. Mammography dose in relation to body mass index , race , and menopausal status. Radiat Prot Dosimetry. 2002;98(4):425–32.
46. Beckett JR, Kotre CJ. Dosimetric implications of age related glandular changes in screening mammography. Phys Med Biol. 2000;45(3):801-13.
47. Ozdemir A. Clinical evaluation of breast dose and the factors affecting breast dose in screen-film mammography. Diagn Interv Radiol. 2007;13(3): 134–9.
48. Schubauer-Berigan, M. K. Dose variability and risk-benefit analysis of mamography screening. PhD dissertation, Medical University of South Carolina, Charleston, SC (2000).
49. K C Young, M L Ramsdale ve ark. Effect of automatic kV selection on dose and contrast for a mammographic x-ray system. Br J Radiol. 1997;70(838):1036-42
50. Young KC. Radiation doses in the UK trial of breast screening in women aged 40–48 years. . Br J Radiol. 2002;75(892):362-70.

EK 1: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.
Sayı: 446

15.01.2016

Sayın Yard.Doç.Dr.Ayşegül YURT,

Kurulunuz tarafından 14.01.2016 tarih ve 2436-GOA protokol numaralı 2016/02-06 karar numarası ile görüşülen "Regresyon Modeliyle Meme Dozunun Hesaplanması" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Ek: Etik Kurul Kararı

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İçiciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
ACIK ADRES	GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43 etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	2436-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Regresyon Modeliyle Meme Dozunun Hesaplanması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Yard.Doç.Dr.Ayşegül YURT Medikal Fizik A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐	İngilizce ☒	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2016/02-06	Tarih:14.01.2016
Yard.Doç.Dr.Aysegül YURT'un sorumlusu olduğu "Regresyon Modeliyle Meme Dozunun Hesaplanması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekeceği, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.		

ETİK KURUL BİLGİLERİ

CALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
---------------	--

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?	İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Banu</i>
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Reyhan</i>
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	<i>Nejat</i>
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Ece</i>
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Vesile</i>
Prof.Dr.Sevine ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Sevine</i>
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Mukaddes</i>
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Ayşe</i>
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Nihal</i>
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Müge</i>
Doç.Dr.Şeyda SEREN INTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Şeyda</i>
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	<i>Sefa</i>
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	<i>Sevda</i>
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	<i>Ahmet</i>
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐ H ☒	<i>Mehmet</i>

EK 2: ÖZGEÇMİŞ**ALİYE SEZEN UYSAL**

TC Kimlik No	19180453674
Doğum Yılı:	1989
Yazışma Adresi:	902 sok. 5/12 konak apt. Keklikpınarı Dikmen/ANKARA
Telefon:	542-8260972
e-posta:	sznokty@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Ankara Üniversitesi	Mühendislik Fakültesi	Fizik Mühendisliği	Lisans	2013
Türkiye	ÇSGB	İş Güvenliği	İş Güvenliği Uzmanlığı	Sertifika Programı	2014

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Stajyer	2015-2016 (Eylül-Şubat)
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyoloji Anabilim Dalı	Stajyer	2014-2015
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Nükleer Tıp Anabilim Dalı	Stajyer	2014-2015

Ankara Üniversitesi	Türkiye	Ankara	Manyetik Malzeme Laboratuvarı	Gönüllü Stajyer	2013 (Ağustos-Eylül)
Türkiye Atom Enerjisi Kurumu	Türkiye	Ankara	XRF Laboratuvarı	Stajyer	2012 (Haziran-Eylül)

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Oktay S., Çini N., Yurt A., Balcı P., Mamografide Bıradı Kriterlerine Göre Sınıflandırılmış Farklı Meme Tiplerinde Doz Ve Görüntü Kalitesi Arasındaki İlişkinin İncelenmesi , 36. Ulusal Radyoloji Kongresi, 21-25 Ekim 2015, Antalya (Poster Sunum)

Çini N., Oktay S., Yurt A., Balcı P., Dijital Mamografid’de Ortalama Glandüler Doz ile Görüntü Kalitesi Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi , 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015, Trabzon (Poster Sunum)

EĞİTİM KATILIMLARI

Ulusal ve Uluslararası Kongreler/Sempozyumlar/Kurslar/Seminerler

Cyberknife teknikleri ve dozimetrisi	6 Şubat 2016	Medikal Fizik Derneği	Ankara
Medikal Fizik Kongresi	16-19 Mayıs 2015	Medikal Fizik Derneği	Trabzon
“PTW Dozimetrik Sistemleri Kullanıcı Tecrübesi” Toplantısı	04.04.2015	Acıbadem Maslak Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü	İstanbul
“Proton Terapi Teknikleri Radyobiolojisi ve Dozimetrisi” Eğitim Toplantısı	Aralık 2014	Medikal Fizik Derneği	Ankara
Eğitim Semineri - IV	Kasım 2014	Radyoterapi Teknikleri Derneği	İzmir
“İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi” çalıştay	11 Ekim 2014	Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği, İş Sağlığı ve Güvenliği Profesyonelleri Derneği	Antalya
4. Fizik Çalıştay	20-21 Şubat 2014	İstanbul Üniversitesi	İstanbul
3. Fizik Çalıştay	15 Şubat 2013	İstanbul Üniversitesi	İstanbul