

T.C.
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

**PULMONER NODÜLLERİN BOYUTUNA
GÖRE TESPİT EDİLEBİLİRLİĞİNİN
MULTİDEDEKTÖR BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİ-MANYETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME SEKANSLARIYLA
KARŞILAŞTIRILMASI VE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Hüseyin Alper KIZILOĞLU

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Adem KARAMAN

ERZURUM-2018

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

İLGİ: 26.12.2018 tarih ve E.1800375358 sayılı yazınız.

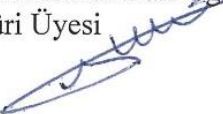
TIPTA UZMANLIK TEZ SAVUNMA TUTANAĞI

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı tıpta uzmanlık öğrencisi Arş.Gör.Dr. Hüseyin Alper KIZILOĞLU'nun "Pulmoner Nodüllerin Boyutuna Göre Tespit Edilebilirliğinin Multidedektör Bilgisayarlı Tomografi-Manyetik Rezonans Görüntüleme Sekanslarıyla Karşılaştırılması ve Değerlendirilmesi" konulu tezini incelemek üzere oluşturulan tez jürisine üye olarak seçildiğimizin ilgi yazınızla bildirilmesi üzerine jüri üyeleri, 02.01.2019 tarihinde toplanmış ve ilgili öğrenci tez savunmasına alınmıştır.

Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin 19. maddesi gereğince yapılan tez savunmasının tamamlanması sonucunda adı geçen tezi jüri üyelerince oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

Bilgilerinize arz ederiz.


Prof.Dr.Fatih ALPER
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı Başkanı
Jüri Başkanı

Prof.Dr.Mustafa KOPLAY
Konya Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı Öğr. Üyesi
Jüri Üyesi


Doç.Dr.Adem KARAMAN
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı Öğr. Üyesi
Jüri Üyesi


İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
KISALTMALAR DİZİNİ	vii
TEŞEKKÜR	ix
ÖZET.....	x
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Solunum Sistemi Embriyolojisi.....	3
2.2. Solunum Sistemi Anatomisi	4
2.2.1. Akciğer Parankimi	4
2.2.2. Akciğerin Damarları	5
2.2.3. Akciğerin İnnervasyonu	6
2.2.4. Akciğer Lenfatik Sistem	6
2.2.5. Plevra	6
2.2.6. Bronşial Sistem	7
2.3. Solunum Sistemi Fizyolojisi	8
2.3.1. Akciğer Volümleri ve Kapasiteleri	8
2.3.2. Pulmoner Sirkülasyon	9
2.4. Soliter Pulmoner Nodüller.....	10
2.4.1. Tanım.....	10
2.4.2. Etiyoloji.....	10
2.4.3. Malign Nedenler	12
2.4.4. Benign Nedenler	14
2.4.4.1. Pulmoner Hamartom	16
2.4.4.2. Pulmoner Teratom.....	16
2.4.4.3. Pulmoner kondrom	16
2.4.4.4. Sklerozan Hemanjiom	17
2.4.4.5. Pulmoner Lenfomatoid Granülomatozis	17
2.4.4.6. Postinflamatuar Psödötümör	17

2.4.4.7. Pulmoner Fibroma.....	18
2.5. Pulmoner Nodüller İle İlgili Klinik Özellikler	18
2.6. Soliter Pulmoner Nodüllerin Radyolojik Değerlendirmesi	19
2.6.1. Boyut.....	19
2.6.2. Nodül Marjini (Sınırları).....	19
2.6.3. Nodülün İçyapı Özellikleri	20
2.6.4. Kontrast Tutulumu	21
2.6.5. Nodülün Büyüme Hızı	22
2.6.6. Satelit Nodül	22
2.6.7. Nodülün Lokalizasyonu	23
2.8. Pulmoner Nodüllere Yönelik Tanı Yöntemleri	23
2.8.1. Direkt Akciğer Röntgenogramı.....	23
2.8.2. Bilgisayarlı Tomografi.....	24
2.8.3. Spiral/Multislice Bilgisayarlı Tomografi	25
2.8.4. Dinamik Bilgisayarlı Tomografi.....	26
2.8.5. Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi (HRCT)	26
2.8.6. Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi	27
2.8.8. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG).....	28
2.8.9. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)	28
2.8.10. Cerrahi Tanı Yöntemleri	29
2.8.11. Video Yardımlı Torakoskopik Cerrahi (VATS)	29
2.8.12. Torakotomi.....	30
2.9. Soliter Pulmoner Nodüllere Yaklaşım	30
2.9.1. Tablo 2 ile İlgili Fleischner Derneğinin Verdiği Dipnotlar	32
2.9.2. İzlem Kılavuzundaki Sorunlar	33
2.9.3. Amerikan Göğüs Hastalıkları Hekimleri Derneği Önerileri	35
2.10. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği ve Tekniği.....	38
2.11. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği ve Tekniği	41
2.11.1. MRG Yönteminin Temel Prensipleri	42
2.11.2. T2 Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler	43
2.11.3. T1 Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler	44
2.11.4. Proton Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler.....	44

2.11.5. MRG de Hızlı Görüntüleme Yöntemleri (Gradient Eko Sekansları).....	44
2.11.6. MRG’de Kesit Görüntünün Oluşturma.....	44
2.11.7. MRG Anjiografi Yöntemi;.....	45
2.11.8. MRG Spektroskopi	46
2.11.9. Diffüzyon MRG	46
2.11.10. Perfüzyon MR	46
2.11.11. Fonksiyonel MR.....	46
2.11.12. MR da Kullanılan Kontrast Maddeler.....	47
3. GEREÇ ve YÖNTEMLER	48
4. BULGULAR	50
4.1. Genel Olarak Nodüllerin MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirliği	50
4.2. 1,5 ve 3 Tesla Cihazlarına göre Nodüllerin Tespit Edilebilirliği	51
4.3. BT’deki natürlerine göre (Solid, Semisolid, Kalsifik ve Buzlu Cam Dansitesi) MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik :	54
4.4. BT’de İzlenen Akciğer Loblarına Göre MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik	56
4.5. BT’de Boyut Aralıklarına Göre MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik.....	58
4.7. BT’de izlenen nodüllerin MRG sekanslarıyla Boyut Korelasyonu.....	63
4.8. Örnek Vakalar	65
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ.....	75
KAYNAKLAR	77

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Akciğerin segmental anatomisi	5
Tablo 2. Soliter Pulmoner Nodüllerin Ayırıcı Tanısı	11
Tablo 3. 2017 yılında yayınlanan Fleischner Derneğinin SPN'lere yönelik takip tablosu	31
Tablo 4. BT altın standart olarak alındığında MRG sekanslarında tesbit edilen toplam nodüllerin yüzdelik oranı ve sayıları.....	50
Tablo 5. BT altın standart olarak alındığında MRG sekanslarında tespit edilen ve edilmeyen nodüllerin yüzdesi	51
Tablo 6. BT'de tespit edilen nodüllerin 1,5 ve 3 Tesla MRG'de yüzdelik tespit edilebilirliğinin yüzdesi.....	52
Tablo 7. BT'de boyut ve natür göz önünde bulundurulmadan 1,5 ve 3 Tesla MRG'de saptanan nodüllerin sayısı, yüzdesi ve istatistik anlamlılık oranı ...	53
Tablo 8. BT standart alınarak yapılan değerlendirmede boyuttan bağımsız olarak MRG sekanslarında natürlerine göre saptanma yüzdeleri	55
Tablo 9. BT tetkiki standart kabul edilerek, MRG tüm sekanslarında nodüllerin BT'deki natürlerine göre tespit edilebilirliğinin sayı ve yüzde ile gösterimi, ayrıca 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarıyla nodüllerin natürlerine göre tespit edilebilirliği.....	56
Tablo 10. BT standart olarak alındığında akciğer loblarına göre MRG sekanslarında nodüllerin tespit edilebilirliğinin yüzdesi	57
Tablo 11. BT'de 0-4 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları	61
Tablo 12. BT'de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları	61
Tablo 13. BT'de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları	62
Tablo 14. BT' de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları	62

Tablo 15. MRG’de nodüllerin saptanmasında kontrast madde kullanımının rolü.Nodülleri saptamada kontrast madde kullanımının istatistiksel farklılığı gözlenmedi (p değeri 0,997).	63
Tablo 16. BT’de izlenen nodüllerin MRG sekanslarıyla boyutlarındaki korelasyonunun istatistiksel gösterimi	64



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Patolojisi küçük hücre dışı akciğer karsinomu gelen olguda;	14
Şekil 2. 44 yaşında kadın hasta,benign natürde olarak yorumlanan nodüler lezyon.	15
Şekil 3. 82 yaşında kadın hastada sol akciğerde alt lob lateral bazal segmentte plevral tabanlı atelektazik görünüm	20
Şekil 4. Nodül içi kalsifikasyon paternlerinin benign/malign ayrımı	21
Şekil 5. BT altın standart tetkik olarak alındığında MRG sekanslarında saptanan nodüllerin grafiksel görünümü.....	51
Şekil 6. BT’de tespit edilen nodüllerin 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarında yapılan çalışmasında MRG sekanslarında tespit edilebilirliğinin grafiksel gösterimi.....	53
Şekil 7. BT tetkiki standart alınarak boyuttan bağımsız olarak BT’ deki natürlerine göre MRG sekanslarında nodüllerin saptanma yüzdelerinin grafik olarak gösterimi.....	55
Şekil 8. BT standartlığında izlenen nodüllerin segmentlere göre MRG sekanslarında tespit edilebilirliğinin grafik olarak gösterimi.....	58
Şekil 9. Örnek Vaka 1	65
Şekil 10. Örnek Vaka 2	66
Şekil 11. Örnek Vaka 3	67
Şekil 12. Örnek Vaka 4	68

KISALTMALAR DİZİNİ

3D	: Three-Dimensional
AC	: Akciğer
ACCP	: Amerikan Göğüs Hastalıkları Hekimleri Derneği
ADC	: Apparent Diffusion Coefficient
AG	: Ağırlıklı
BAK	: Bronkioloalveolar Kanser
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer-Aided Design/ Drafting ; Bilgisayar Destekli Tanı
CT	: Computed Tomography
EBV	: Epstein Barr Virüsü
ERV	: Ekspiratuar Rezerv Volüm
FDG	: 2-[fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose
FRC	: Fonksiyonel Rezidüel Kapasite
FSE	: Fast-Spin-Echo
GRE	: Gradient-Echo
HIV	: Human Immunodeficiency Virüs
HRCT	: Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi
HU	: Hounsfield Unit
IC	: İnspiratuar Kapasite
IRV	: İnspiratuar Rezerv Volüm
KOAH	: Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı
kV	: Kilovolt
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
PA	: Posterior-Anterior
PET	: Pozitron Emisyon Tomografisi
RV	: Rezidüel Volüm
SPN	: Soliter pulmoner nodül
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
TİİAB	: Toraks İnce İğne Aspirasyon Biyopsisi

tirm	: Turbo Inversion Recovery Magnitude
TLC	: Total Akciğer Kapasitesi
TOF	: Time of Flight
VATS	: Video Yardımlı Torakoskopik Cerrahi
vb.	: Ve benzeri
VC	: Vital Kapasite
vibe	: Volumetric Interpolated Breath-Hold Examination
VT	: Tidal Volüm
WL	: Window level
WW	: Window width
YRBT	: Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi

TEŞEKKÜR

Tezimin seçiminde ve hazırlanmasında bana her konuda destek olan tez danışmanım Doç. Dr. Adem KARAMAN'a, uzmanlık eğitimim süresince mesleki bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren sevdiğim mesleği öğrenmeme katkı sağlayan başta ana bilim dalı başkanımız Prof. Dr. Fatih ALPER'e, ayrıca bölümümüzün değerli öğretim görevlileri olan ; Prof. Dr. Mecit KANTARCI'ya, Prof. Dr. Suat EREN'e, Doç. Dr. Ümmügülsüm Bayraktutan'a, Doç. Dr. Hayri OĞUL'a, Doç. Dr. Recep SADE'ye Dr. Öğr. Üy. Fadime GÜVEN'e, Dr. Öğr. Üy. Berhan PİRİMOĞLU'na, Dr. Öğr. Üy. Bahar ÇETİNKAYA'ya, Dr. Öğr. Üy. Elif Gözgeç' e şuan aramızda olmayan Prof. Dr. Akın LEVENT ve Doç. Dr. Leyla KARACA'ya uzmanlık eğitimim sürecinde yanımda bulunan asistan arkadaşlarıma ve Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalında çalışan tüm arkadaşlarıma ve bölüm sekreterimiz Nermin KUZULUGİL'e sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca bu süreçte yanımda olan aileme de teşekkürlerimi sunarım.

Dr.H.Alper KIZILOĞLU

ÖZET

Pulmoner Nodüllerin Boyutuna Göre Tespit Edilebilirliğinin Multidedektör Bilgisayarlı Tomografi-Manyetik Rezonans Görüntüleme Sekanslarıyla Karşılaştırılması ve Değerlendirilmesi

Amaç :Nodüllerin takibinde iyonize radyasyon içermeyen manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ‘nin yerini saptamayı amaçladık.

Gereç ve Yöntem :Nisan 2013-Ağustos 2018 tarihleri arasında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastahanesine başvuran soliter pulmoner nodül (SPN)’lerin araştırılması veya başka bir nedenle (kitlerin toraks duvarı ile mediasten invazyonu, mediastinal kitleler gibi) akciğer- mediasten dinamik MRG ve toraks bilgisayarlı tomografi (BT) incelesi olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Bu hastaların değerlendirilmesinde SPN tanımına uyan tarzda 3 cm’den küçük oval yuvarlak lezyonlar göz önünde bulundurulmuştur.Nodüllerin taraması retrospektif olarak yapılmıştır. Çalışmamıza BT için solid,semisolid, kalsifik ve buzlu cam dansitesinde olmak üzere dört grup dansitede nodüller dahil edildi. Ayrıca BT standart alınarak natürlerinden başka, nodüller bulundukları akciğer loblarına, görüntülerdeki 1,5 ve 3 Tesla MRG’ye göre farklılıkları ve boyut aralığına göre de sınıflandırılmıştır . Ayrıca T 1 vibe Gradient Eko (GRE) sekansı ile yapılan değerlendirmede, nodüllerin kontrast madde sonrası tesbit edilebilirlikleri de araştırıldı.Bulgular tek tek MRG sekansları için istatistiksel veriler şeklinde elde edilmiştir.

Bulgular : Toplam 293 nodülün 170 (%58) tanesi T1 vibe, 164(%56) tanesi T2 AG görüntülerde, 155 (%52,9) tanesi postkontrast T1 AG vibe görüntülerde, 121(%41,3) tanesi T2 tirm görüntülerde, 77(%26,3) tanesi B1000 sekansında ve 104 (%35,5) tanesi ADC haritasında tesbit edilmiştir. 1,5 Tesla MRG cihazında nodüllerin T1 vibe görüntülerde %54,5’i, 3 Tesla MRG cihazında ise T1 vibe görüntülerde %60’ı saptanmıştır. Solid dansitedeki nodüllerin %73,2’siT1 vibe sekansında, kalsifiknodüllerin %38,2’si T1 vibe sekansında, semisolid dansitedeki nodüllerin %55,6’sı T1 vibe sekansında ve buzlu cam dansitedeki nodüllerin %25,5’i T1 vibe sekansında saptanmıştır. BT’de çap aralığı 6-8 mm olan nodüller için; solid nodüllerde,

T1 vibe sekansında %88,2 'si, çap aralığı 8 mm üzerinde olan nodüller için; solid nodüllerde, T1 vibe sekansında %100' saptanmıştır.

Sonuç : 6-8 mm ve 8 mm üzerindeki çaplarda BT'de solid dansiteye sahip nodüllerde takip T1 vibe GRE sekansı veya T2 AG FSE sekanslarıyla yapılabilir, takipte kontrast madde kullanımına gerek yoktur, nodül boyutları T1 vibe GRE sekanslarında BT ile yüksek korelasyon gstermektedir, st loblardaki nodüllerin takibinde MRG daha az hareket nedeniyle tercih edilebilir ve 1,5 Tesla magnet gücüne sahip cihazlarla da takip yapılabilir.

Anahtar Sözcükler : Nodül, Saptanma, MRG Sekansları

ABSTRACT

Comparison and Evaluation of Multidetector Computerized Tomography-Magnetic Resonance Imaging Detectability of Pulmonary Nodules by Size

Purpose : We aimed to determine the location of magnetic resonance imaging (MRI) without ionizing radiation following the nodules.

Materials and Methods: Patients who were admitted to the Atatürk University Medical Faculty Hospital between April 2013 and August 2018 were included in the study. In the evaluation of these patients, oval round lesions smaller than 3 cm were considered of SPN. Screening of nodules was performed retrospectively. In our study, nodules in four groups, including solid, semisolid, calcific and icy glass densities, were included in the study. In addition, computed tomography (CT) nodules classified and evaluated according to 1,5 and 3 Tesla MRI, lung lobes and size range. In addition, in the evaluation performed with T1 vibe Gradient Echo (GRE) sequence, post-contrast detectability of the nodules was evaluated. Results were obtained as statistical data for individual MRI sequences.

Results : Of the total 293 nodules, 170(58%) were T1 vibe, 164(56%) were on T2 weighted images, 155 (52,9%) were on postcontrast T1 vibe images, 121 (41,3 %) were on T2 tirm images, 77(26,3 %) of them determined in B1000 an 104 (35,5%) were determined in ADC map. In the 1,5 Tesla MRI device, the nodules were 54,5 % in the T1 vibe images and 60 % in the T1 vibe images in the 3 Tesla MRI devices. 73,2 % of solid nodules were found in T1 vibe sequence, 38,2 % of calcific nodules were in T1 vibe sequence, 55,6% of nodules in semisolid density were in T1 vibe sequence, and 25,5 % of nodules in iced glass density were T1 vibe sequence. For nodules with a diameter range of 6-8 mm on CT ; solid nodules, 88,2 % in the T1 vibe sequence and 8 mm in diameter, for nodules ; 100 % of solid nodules were detected in T1 vibe sequence.

Conclusion : Nodules with solid densities in CT with a diameter over 6-8 mm and 8 mm may be followed by T1 vibe GRE sequence or T2 FSE sequences. No use of

contrast agent in follow-up. Nodal sizes T1 vibe shows a high correlation with CT in GRE sequences. MRI may be preferred due to less movement in the monitoring of nodules in the upper lobes. 1, 5 Tesla magnet power devices can also be monitored.

Key Words : Nodule, determination, MRI sequences



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Soliter pulmoner nodül (SPN), 3 cm'den küçük çapa sahip, akciğer parankimi ile çevrelenmiş; atelektazi, lenfadenopati veya pnömoni gibi patolojilerin eşlik etmediği, oval ya da yuvarlak cidarlı fokal tek lezyonlardır [62-89]. Daha büyük çaplı nodüller lezyonlar ise bu tanımlamaya girmez kitle olarak adlandırılırlar, çünkü 3 cm üzeri nodüllerin büyük kısmı malign karakterdedir [67-105]. Birtakım çalışmalarda akciğer grafilerinde SPN saptanması %0,2' ye varan oranlarda bildirilmiştir [89-105-106]. Fakat günümüz teknolojisinde toraksa yönelik yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi (BT) sistemlerinin kullanılmasıyla SPN'lerin saptanma oranı ve natürü hakkında daha fazla miktarda detaylı bilgi sahibi olmaktayız. Ayrıca günümüzde nodüllerin rutin takipleri de genellikle BT ile yapılmaktadır.

Pulmoner nodüllere neden olabilecek birçok patoloji olsa da, en sık görülen nedenleri; granülomlar, akciğer kanseri ve hamartomlar oluşturmaktadır [107-108]. Akciğer kanseri yaklaşık olarak %85'e varan bir oranda mortaldır ve malign natürdeki bu SPN'lerin erken tanısının kansere özgü mortaliteyi azaltabileceği düşünülmektedir [89-109]. Saptanan SPN'lerin yaklaşık %40-60'lık oranı ise herhangi bir tedavi gerektirmeyen benign nodülleri kapsamaktadır [124]. Direk toraks grafisinde ve/veya toraks BT'de saptanan nodülün benign/malign ayrımında bir çok kriter göz önünde bulundurulmaktadır. Bunlar genel olarak iki grup ile kategorize edilir; olgunun klinik verileri ve saptanan nodülün radyolojik morfolojisi. Klinik verileri hastanın yaşı, sigara kullanımı ya da maligniteye neden olabilecek kimyasal ajan maruziyeti, aile hikayesi gibi faktörler girmektedir. Nodülün radyolojik özelliklerine ise; boyutu, kalsifikasyon içerip içermemesi, kalsifikasyonunun nodülün hangi kısmında bulunduğu, kontur özellikleri, satellit lezyonların varlığı ve en önemlisi takip görüntülerinde boyut ve natür değişikliği saptanıp saptanmaması genel olarak sayılabilir. Nodülün radyolojik özellikleri malign/benign ayrımında klinik verilere göre daha somut bilgiler sağlamaktadır. Nodülün radyolojik özellikleri hakkında göğüs röntgenogramı da bilgi vermekle birlikte gelişen BT teknolojileri nodüllerin saptanma sıklığını anlamı oranda artırmıştır; ayrıca yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olması nedeniyle bize nodülün radyolojik morfolojisi hakkında detaylı bilgiler vermektedir. Sayılan bu özellikler BT'yi akciğer nodüllerini saptamada ve takibinde altın standart görüntüleme yöntemi

haline getirmiştir. Gelişen teknoloji ile birlikte her ne kadar iyonize radyasyon doz maruziyeti azaltılsa da sıfırlanamamıştır. Takip gerektiren nodüllerde özellikle genç yaştaki hastalarda bu maruziyet miktarı daha da artmaktadır.

Biz bu çalışmamızda nodüllerin tespitinde ve takibinde maruz kalınan dozu azaltmak için iyonize radyasyon içermeyen görüntü yöntemi olan manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) yerini saptamayı amaçladık.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Solunum Sistemi Embriyolojisi

İntrauterin dönemde sıvı ile dolu ve inaktif olan akciğerler, vücudun diğer yapılarından farklı olarak doğumdan sonra canlının ilk solunumu ile fonksiyona başlayan bir sistemdir. Solunum sisteminin ilk taslağı dördüncü gestasyonel hafta içerisindeki embriyoda, ilkel barsağın ventral kısmında oluşmaya başlar ve daha sonra 25.-27. günlerde ise ilkel larenks-trakea çıkıntısıyla gelişerek longitudinal büyür. Oluşan bu yapıya laringotrakeal oluk adı verilir. Başlangıçta bu tübüler çıkıntı farenks ve onu çevreleyen mezenşimal doku ile yakın ilişkilidir [1]. Laringotrakeal oluk aşağı doğru gelişir ve primitif tüpten ayrılır, sadece üst tarafı farenkse bağlı olarak kalır. Aşağı doğru ilerleyen yapıdan trakeal ve bronşial tüberküle oluşturmak üzere ilkel solunum tüpü meydana gelir, yaklaşık olarak beşinci gestasyonel haftada sağ ve sol ana bronşları oluşturarak şekilde iki adet tüberküle bölünür. Bu primer bronş tüberküllerinden sekonder bronş tüberkülleri oluşur, yaklaşık yedinci haftada sağda 10, solda 9 segmentin bronşlarını yapan tüberküller oluşur.

Doğumda total alveol 20 milyon kadardır. Alveoller 8-10 yaşına kadar artarak erişkindeki 600-700 milyon sayısına ulaşır [2]. Alveollerin yaklaşık %95'i doğum sonrası dönemde gelişir [3].

Mevcut tüm solunum sistemi organlarının lümenal yüzeyini döşeyen epitel tabakası endodermden gelişir. Endoderm solunum sisteminin içini döşeyen epitel ve mukozal glandları oluşturur. Laringotrakeal oluk çevresinde bulunan mezoderm kaynaklı mezenkimal doku ise solunum sisteminin damarlarını ve bağ dokusunu meydana getirmektedir.

Akciğerlerin intrauterin gelişimi 36. haftada tamamlanır. İlk 6 hafta embriyonik dönem, 16. haftaya kadar glandüler dönem, 17. – 24. haftalar arası kanaliküler dönem ve 24. haftadan doğuma kadar geçen zaman alveoler dönem olarak adlandırılmaktadır. Glandüler dönemde akciğerler salgı bezleri yapısındadır. Kanaliküler dönemde mezankimal dokunun vaskülarizasyonu gerçekleşir. Alveoler dönemde ise alveoler

duktuslar meydana gelir. Gestasyonel 32. ve 35. haftalarda alveollerde sürfaktan yapımına başlanır. Bu postnatal dönemdeki alveol kollapsını önler.

Pulmoner gelişim aşamalarında oluşan solunum tüberkülleri, içinde bulunduğu mezenkim dokusunun bir kısmı “coelemic” kaviteye girer. “Coelemic” kavite ise intrauterin gelişim aşamalarında plevra, periton ve perikard boşluklarını oluşturur. Bu süreçte splanknik alandan visseral; somatik alandan parietal plevra oluşur.

2.2. Solunum Sistemi Anatomisi

Respirasyon, iç ve dış solunum olarak iki kısımda incelenir. Dış solunum (eksternal solunum); dış ortamdan oksijenin alınması, vücuttaki karbondioksitin dış ortama verilmesidir, temel fonksiyon gaz iletimidir. İç solunum (internal solunum) ise kan ile hücreler ve hücreler arası sıvıda gerçekleşen oksijen ve karbondioksit değişimidir. Solunum sistemi, solunum yolları ve akciğerler olmak üzere iki bölümde incelenir. Taşıyıcı kısımda trakea, duvarında kartilaj içeren bronşlar ve alveolsüz bronşiooller bulunmaktadır. Gaz değişiminde rolü olmayan kısım, trakeadan sonra 16 defa dallanır ve terminal bronşioollerde sonlanır. Respiratuar zon ise alveollerden meydana gelir. Alveoller; respiratuar bronşiol, alveoler kanal ve alveoler kese duvarlarına açılan keseciklerdir. Akciğer parankimi bu iki zonu birlikte kapsamaktadır.

2.2.1. Akciğer Parankimi

Her bir akciğer hilus lokalizasyonunda kalp, trakea ve pulmoner ligamentlerle tutunma yerleri hariç diğer kısımlarında plevral kavite içerisinde bulunur [4]. Sağ akciğer oblik ve transvers fissürler ile üç loba, sol akciğer ise oblik fissürle iki loba ayrılmaktadır. Loblar da segmentlere ayrılmaktadır. Her segment bronş ve damarıyla birlikte ayrı bir ünite olup, tabanı plevral yüzeye, tepesi hilusa doğru bakan bir kama görünümündedir. Tablo 1’ de akciğerin segmental anatomisi gösterilmiştir.

Tablo 1. Akciğerin segmental anatomisi

Akciğer Segmental Anatomisi	
Sağ Akciğer	Sol Akciğer
Üst Lob	Üst lob
• Apikal segment • Anterior segment • Posterior segment	• Apikoposteriyor segment • Anteriyor segment • Lingula superior segment • Lingula inferior segment
Orta Lob	
• Lateral segment • Medial segment	Alt Lob
Alt Lob	• Süperior segment • Antromedial bazal segment • Lateral bazal segment • Posteriyor bazal segment
• Süperior segment • Medial bazal segment • Anterobazal segment • Posterobazal segment	

Akciğerin tepesine apeks pulmonis, tabanına basis pulmonis denir ve fasies kostalis, diafragmatikus ve mediastialis olarak adlandırılan üç yüzeyi bulunur.

2.2.2. Akciğerin Damarları

Pulmoner arterler sağ ventrikülden çıkar ve akciğere daha az oksijenize venöz kanı getirir. Pulmoner arterler akciğer parankiminde respiratuar bronşiolle seviyesinde kapiller yatağa açılırlar [5].

Pulmoner venler alveoler kapiller ağdan başlar ve her akciğerden iki pulmoner ven çıkar, bunlar dört kök halinde sol atriuma açılır [6].

Bronşial arterde pulmoner parankim perfüzyonundan sorumludur. Sağda üstteki interkostal arterlerden solda desenden aortadan direk orjin alıp bronş trasesi boyunca akciğer parankimi içerisine ilerler. Bronşial arterler sistemik arteryel dolaşımın birer parçası oldukları için yüksek basınçlıdır, bronş cidarlarında anevrizmalar meydana getirerek pulmoner hemorajilerde önemli rol oynamaktadırlar [6].

Derin bronşial venler pulmoner venlere, yüzeyel bronşial venler ise interkostal veya hemiazigos venleri ile sol atriuma dökülür [5-6].

2.2.3. Akciğerin İnnervasyonu

Akciğerler sinir liflerini anterior ve posterior pulmoner plexuslardan alır. Bu lifler damar sinir paketi şeklinde bronşlarla birlikte visseral plevraya kadar ulaşır. Bu liflerde ağrı duyusu bulunmaz bu nedenle visseral plevra ağrıya duyarsızdır. Ağrı duyusunu parietal plevra hisseder. Vagus orjinli efferent parasempatik sinir lifler bronkokonstrüksiyon yapar, mukozadaki glandlardan sekresyon salgılatır ve vazodilatasyon yapar. Vagus orjinli afferent lifler öksürük refleksi ve inspirasyonda alveollerin gerilmesiyle alakalı Hering-Breuer refleksinden sorumludur [5].

2.2.4. Akciğer Lenfatik Sistem

Visseral lenfatikler torakstaki iç organların, parietal lenfatikler ise göğüs duvarındaki mezenşim dokusunun lenf drenajıyla ilgilidir. Akciğer parankimindeki lenfatik damarlar bronş trasesini izler ve bronş çevresindeki lenf nodlarına drene olurlar. Plevradaki lenfatik damarlar ise interlobüler lenf damarlarıyla birleşirler. Hilustaki ve paratrakeal bölgedeki lenf nodları solda duktus torasikusa, sağda duktus lenfaticus dekstere drene olur [5-6].

2.2.5. Plevra

Plevra, tek katlı yassı hücrelerden meydana gelen mezotel altında bazal membran onun da bağ dokusu bulanan seröz bir zardır. Parietal ve visseral plevra olmak üzere arada seröz sıvı içeren iki tabakası bulunur [7]. Plevra tabakaları arasında yaklaşık 50 ml sıvı solunum sırasında akciğerlerin daha iyi hareketini sağlar [6-8].

Parietal plevra kostaların, interkostal kasların iç yüzeyini ve diafragmanın üst ve mediasteninin yan yüzeyini örter. Visseral plevra interlober fissürleri de kapsayarak akciğeri sarar [5-6].

Normalde akciğer röntgenogramlarında plevra görünmez ancak plevral fibrozis gibi kalınlaştığı veya kalsifiye olduğu durumlarda ya da pnömotoraks gibi dıştan bası olduğunda görünebilir. Sağda horizontal fissüre dik gelen ışınların varlığında da visseral plevra izlenebilir [5-6].

2.2.6. Bronşial Sistem

Trakeanın, 6-7. servikal vertebra arasındaki kısmını servikal parçası, 1-4. torakal vertebra arasındaki kısmını torasik parçası oluşturur. Trakeanın yapısında trakeayı üç taraflı saracak şeklinde 16-20 adet kıkırdak bulunur. Bu kıkırdaklara, ‘‘cartilagine tracheales’’ denir. Bu kartilaj yapı posteriorda ligamentum anulare denen yapı ile birbirine bağlanır. Yine trakeanın posterioru bağ dokusu yapıları ile oluşur. Trakea torakal 4. vertebra seviyesinde karina denen kısımdan ikiye ayrılır ve bronkus principalis denen yapılar oluşur (Bronchus principalis sinister ve dekster).

Sağ ana bronş sola göre daha geniş, daha kısa ve daha diktir. Sağ ana bronş hilus seviyesinde üç lobar bronşa ayrılır (Bronchus lobaris superior, medius ve inferior).

Sol ana bronş daha dar, daha uzun ve daha yatay seyirlidir. İki ana lobar bronşa ayrılır (Bronchus lobaris superior ve inferior).

Lobar ve segmental bronşlar, akciğer içindeki bronşial yapılardır ve sağ ile sol ana bronşlardan orjin alır. Lobar bronşlar sağda süperiorda 3, mediusta 2 ve inferiorda 5 segmental bronşa ayrılır. Solda ise süperiorda ve inferiorda 5'er ayrı segmental bronşlara ayrılır.

Segmental bronşlar terminal bronşiolle dönüşür. Bir terminal bronşiolün açıldığı akciğer dokusuna akciğer lobülü denir. Terminal bronşiolle respiratuar bronşiolle açılır, respiratuar bronşiolün açıldığı akciğer dokusuna ise akciğer asinüsü denir. Respiratuar bronşiolle bu seviyeden sonra duktus alveolaris ve sakkulus alveolarise dönüşür.

2.3. Solunum Sistemi Fizyolojisi

Havanın alveollere ulaşması ve dış ortama verilmesi solunum kaslarının uygun şekilde kasılması ile ilişkilidir. Bu kaslar; diyafram, interkostal kaslar ve akseuar solunum kaslarıdır (skalen kaslar ve sternoklavikulamastoid kas). Solunum mekaniğinin %75'inden diyafram sorumludur, kalan %25'i ise interkostal kaslar üstlenmektedir. Bu kasların kasılması ile toraks boşluğu büyür ve alveollerde subatmosferik bir basınç oluşturur. Alveol basıncı düştükçe, atmosferik hava, basınç eşitlenene kadar alveollere girer. Bu olaya inspirasyon denir. Ekspirasyon genellikle inspiratuar kasların gevşemesinden kaynaklanır ve inspirasyon esnasında gerilen akciğer dokusunun elastik geri tepmesiyle güçlendirilir.

Plevral basınç, akciğer plevra ve göğüs duvarının plevrası arasındaki ince boşluktaki sıvının basıncıdır. Alveolar basınç, akciğer alveolleri içindeki havanın basıncıdır. Transpulmoner basınç; alveolar basınç ile plevra basıncı arasındaki basınç farkını tanımlar. Akciğerin kollabe olmasını önleyen elastik kuvvetlerin ölçüsüdür ve geri tepme basıncı denir. Kompliyans ise belirli bir basınç değişikliğindeki hacim değişikliğine denir ve akciğerin elastik özelliklerini tarif etmek için kullanılan terimdir.

2.3.1. Akciğer Volümleri ve Kapasiteleri

Akciğer volümleri anatomik olarak spirometri ile ölçülür. Akciğer hacmi akciğerin temel bir hacmini ifade eder, buna karşılık akciğer kapasiteleri, aynı zamanda bir hacim ölçümü, iki veya daha fazla temel akciğer volümünün toplamıdır.

- Tidal Volüm (VT): Normal solunum sırasında inspire veya ekspire edilen gaz volümü.
- İnspiratuar Rezerv Volüm (IRV): Tidal volüm hariç zorlu inspirasyonun sonundaki toplam gaz volümü.
- Ekspiratuar Rezerv Volüm (ERV): Tidal volüm hariç zorlu ekspirasyonun sonundaki gaz hacmi.

- Rezidüel Volüm (RV): Zorlu ekspirasyon sonundaki akciğer içerisinde kalan havanın volümüdür. Akciğerin kollabe olmasını önleyen hayati önemi olan volümdür.
- Vital Kapasite (VC): Maksimum ekspirasyon sonunda maksimum inspire edilen gaz volümüdür. $IRV+VT+ERV$ ye karşılık gelir.
- İnspiratuar Kapasite (IC): Normal ekspirasyon sonunda maksimum inspire edilen gazdır. $VT+IRV$ yi karşılar.
- Fonksiyonel Rezidüel Kapasite (FRC): Normal ekspirasyon sonunda akciğerde bulunan total volümdür. $ERV+RV$ yi karşılar.
- Total Akciğer Kapasitesi (TLC): Maksimum inspirasyon sonunda akciğer içindeki total gaz volümüdür. $VC+RV$ veya $IRV+VT+ERV+RV$ toplamını karşılar.

Rezidüel volüm ve bunu kapsayan akciğer hacimleri direkt olarak spirometri ile ölçülmez.

Ölü boşluk terimi gaz değişimi olmayan boşlukları tanımlar. Anatomik ve fizyolojik ölü boşluk olarak iki bölümü kapsar. Anatomik ölü boşluk havanın taşıma işlemini gerçekleştiren burun, farinks, trakea ve solunuma katılmayan bronşları içerir. Fizyolojik ölü boşluk solunuma katılmayan bazı alveolleri kapsar. Bu durum alveollere yetersiz kan perfüzyonu ile ilişkilidir.

2.3.2. Pulmoner Sirkülasyon

Çeşitli intravasküler ve ekstrasvasküler basınçlar pulmoner kan akım sirkülasyonunu düzenler. Bunları kapsayan vasküler basınçlar (arteryel, kapiller ve venöz), ekstrasvasküler basınçlar (intratorasik veya intraplevral) ve transmural basınç pulmoner sirkülasyonun farklı yerlerinde farklı etkinlikler gösterir. Bu basınçlar vasküler rezistans, kan akımı ve gaz değişimini etkiler.

Pulmoner arterle akciğere pompalanan kan alveollerin çevresindeki kapiller damara ulaşır. Gaz değişimi, solunan havadaki parsiyel O_2 basıncının venöz kılcaldakinden yüksek, solunan havadaki parsiyel CO_2 basıncının venöz kılcaldakinden

düşük olması ile sağlanır. Yetişkin bir insanda ortalama 300 milyon alveol bulunur. Kanda oksijenin büyük bir kısmı hemoglobine bağlı halde bulunur, çok az bir kısmı ise serumda çözünmüş halde bulunur ve bu şekilde taşınır. Dokulara ulaşan oksijene kanın dokulardaki yüksek parsiyel CO₂ basıncı nedeniyle pH'ı düşer ve hemoglobine bağlı olan oksijen serbestleşir. Bu şekilde solunum havasındaki O₂ dokuları perfüze etmiş olur.

2.4. Soliter Pulmoner Nodüller

2.4.1. Tanım

Soliter pulmoner nodül (SPN), akciğer içinde, 3 cm'den küçük, tek, genellikle yuvarlak şekilli, hilus veya mediastenle komşuluğu olmayan lezyon olarak tarif edilmektedir [9-10]. SPN'lerin eski adı "coin lezyon" olarak bilinirdi. Literatürde farklı yayınlarda nodül boyutu açısından kullanılan farklı rakamlar belirtilmiş olsa da 1991 yılından itibaren Fleischner Derneği sınıflamasına uygun olarak 3 cm'nin altındaki lezyonlar nodül, üzerindeki ise kitle olarak adlandırılmıştır [11]. 3 cm'nin sınır olarak kabul edilmesinin nedeni, 3 cm'den büyük lezyonların çoğunluğunun malign karakterde olması ya da 3 cm'den küçük olanların daha az sıklıkla mediastinal lenf nodu metastazı yapmaları ve prognozlarının daha iyi olmasıdır [12]. Soliter pulmoner nodüller grafide lokal opasite veya dansite artımı olarak ifade edilir ve bu lezyonlara ateletazi, lenfadenopati ve plörezi gibi patolojiler eşlik etmez.

Direk röntgenogram ile SPN saptanma sıklığının %0,2 oranında olduğu ve ABD'de yılda 150.000 olguda SPN saptandığı bildirilmiştir [13-14]. SPN'lerin tespiti ve ayırıcı tanısı oldukça önemlidir, çünkü bunlar yüksek oranda mortaliteye sahip olan akciğer kanserinin öncülü olabilirler.

2.4.2. Etiyoloji

Soliter pulmoner nodül ayırıcı tanısı malign ve benign tümörleri, infeksiyöz ve inflamatuvar hastalıkları, vasküler, travmatik ve konjenital patolojileri kapsar [15-16]. Daha çoğunlukla benign nedenlere daha fazla rastlandığı bildirilmiştir [17-18]. Önceki

çalışmalarda operatif olarak çıkartılmış SPN'lerin %15-40'ı malign olarak bildirilirken, bu oran yeni çalışmalarda %67-75 olarak bildirilmektedir [19-20]. Malign nodül açısından yüksek risk bulunduran sigara içenlerde yapılan tarama çalışmalarında, BT ile tanınlanan nodüllerin büyük bir kısmının benign olduğu saptanmıştır. rnek vermek gerekirse, Kanada'da akciğer kanserinin erken tanısı için yapılan çalışmada bulunan 12.029 nodülün yalnızca 144' (%1) malign tanı almıştır [21].

Soliter pulmoner nodüllerin ayırıcı tanısı genel olarak Tablo 2' de özetlenmiştir.

Tablo 2. Soliter Pulmoner Nodüllerin Ayırıcı Tanısı

Soliter Pulmoner Nodül Nedenleri		
Malign Hastalıklar	Benign Hastalıklar	
• Primer akciğer kanseri • Primer pulmoner Karsinoid tümör • Metastatik tümörler	Tümörler	İnflamatuvar Hastalıklar
	• Hamartom • Kondrom • Lipom • Teratom • Leiomyom • Endometriyozis	• Wegener granülomatozis • Romatoid nodül • Sarkoidoz • Masif fibrozis
	Enfeksiyonlar	Vasküler hastalıklar
	• Tüberküloz • Fungal Enfeksiyonlar • Nokardia • Round Pnömoni • Apse • Ekinokok • Askaris • Dirofioria • Pneumocystis jiroveci • Septik emboli	• Arterio-venöz malformasyon • Hamartom • Pulmoner arter anevrizması • Enfarkt
		Konjenital
		• Bronkejenik kist • Pulmoner sekestrasyon • Bronşial atrezi
		Diğer Nedenler
		• İntrapulmoner LAP • mukosel-mukoid tıkaç • Amiloid • Fantom tümör[fissürde sıvı] • Silikozis nodülü • Enfekte bl

2.4.3. Malign Nedenler

Soliter pulmoner nodülü olan çok sayıda seçilmiş vakanın bulunduğu geniş serilerden malignite için risk faktörleri tespit edilmiştir. Bunlar yaş, sigara içme öyküsü, nodül büyüklüğü ve kanser anamnezidir. Otuz yaşın altında, akciğer kanseri riski düşükken, yoğun sigara içme anamnezi olan, ileri yaştaki bir erkek olguda bu risk oldukça yüksektir [18]. Soliter pulmoner nodülü olan 370 olgu bulunan bir çalışmada yaş aralığı 45 ile 54 arasında bulunan olgularda kanser riski %63 iken; 54 ile 64 yaş arasında %74; 75 yaş üzerinde ise %96 olarak saptanmıştır [23]. Şekil 1’de malign bir nodüler lezyon gösterilmiştir.

Soliter pulmoner nodülün sık görülen malign nedenleri, primer akciğer kanseri, metastazlar ve karsinoid tümördür. Primer akciğer kanserleri kapsamında en sık izlenen soliter pulmoner nodül adenokarsinomdur. Adenokarsinom ve büyük hücreli karsinom periferik bir lezyon şeklinde ortaya çıkma eğilimi gösterirken, yassı epitel hücreli karsinom daha sık santral bir lezyon olarak ortaya çıkar [10]. Metastazların çoğunluğu multipl nodüler lezyon olarak karşımıza çıkar ancak malign melanom, sarkom, kolon, meme, böbrek ve testis karsinomları gibi bazı kanserler akciğere soliter odak şeklinde metastaz yapabilir [25]. Ekstratorasik malignitesi olan bir hastada, göğüs grafisinde SPN tesbit edilirse metastaz olasılığı yaklaşık %25’tir [26].

Nodülün çapıyla kanser gelişim olasılığı arasında yakın bir ilişki vardır. Çeşitli çalışmalarda nodül çapının artmasıyla kanser gelişim olasılığının yükseldiği gösterilmiştir. 3 cm’nin üzerindeki nodüllerin %80 - %99 oranında malign olmalarına karşın, 2 cm’den küçük nodüllerin %20-%66 oranında malign olduğu tespit edilmiştir [27-28]. Gurney ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir seride çapı 2 cm’nin altında olan nodüllerin %90’dan fazlasının benign olduğu tesbit edilmiştir [29].

Bronşial karsinomların yaklaşık %25-30’u başlangıçta soliter pulmoner nodül şeklinde ortaya çıkar. Bu aşamada saptanabilecek olgularının %88’i rezektabl olup, 5 yıllık sağkalım oranları %50’nin üzerindedir. Ancak bronş karsinomlarının 5 yıllık sağkalım oranı yaklaşık %20-30 olup, ilk tanı aşamasında hastaların sadece %20’si rezektabldır. Yapılan bir çalışmada toplam 1.298 hastanın incelendiği iki geniş

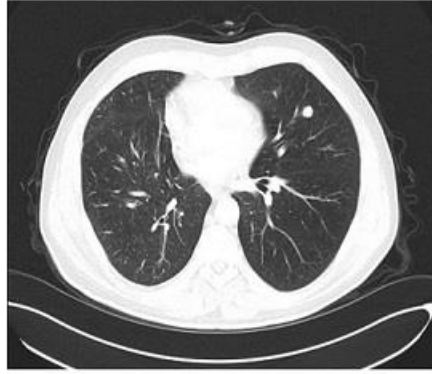
çalışmada 1.041 hastada [%80] kanser saptanmıştır. Bu hastaların 940'ına [%90] bronkojenik kanser tanısı konulmuştur [30-31]. Histolojik olarak olguların tanısı adenokanser ve skuamöz hücreli kanserler malign gelen vakaların çoğunluğunu oluşturmaktadır. Bu ikisi arasında ise adenokanserler biraz daha sık izlenmiştir. Daha az sıklıkta küçük hücreli kanserler, nadiren de büyük hücreli kanserler saptanmıştır. SPN nadir olarak izlenen primer akciğer tümörleri genellikle periferik yerleşen bronş karsinoid tümörleri [%15], lenfoma, hemanjiyoendotelyoma ve sarkomlardır [30-31].

Günümüzde bronkoalveolar kanser (BAK) terimi kullanımdan kaldırılmış olup adenokarsinom sınıflaması içerisinde çıkarılmıştır [32]. Yeni düzenlemenin nedeni; akciğer tümörlerinin moleküler özellikleri hakkında yeni çalışmalar ve bulguların ortaya çıkması, adenokarsinomada kullanılabilecek yeni ajanların geliştirilmesi ve bazı kemoteropatiklerin kullanımı için histolojik subtiplerin önem arz etmesidir. Bu yeni sınıflama ile vakalar daha erken saptanmakta, yeni tedavi seçenekleri ve hedefe yönelik tedavi planları gündeme gelmektedir. Sonuçta yeni sınıflama sisteminde bronkoalveolar karsinom başlığı subgruplara ayrılmış olup; in-situ adenokanser, minimal invaziv adenokanser ve lepidik paternli invaziv adenokanser tipleri adıyla incelenmeye başlanmıştır. Eski sınıflamada mikst tip ismi verilen ana grup terk edilmiş, yeni sınıflamada bu tümörler sık görülen paternine göre mevcut komponentlerinden en büyük yüzdeyi kapsayana göre adlandırılmıştır.

Akciğerde SPN olarak ortaya çıkan nadir görülen malign tümörlerden karsinosarkomlar epitelyal ve mezenkimal komponentler içerir. Mezenkimal komponent kemik, kartilaj ve kas gibi mezenkimal dokuları kapsar fakat fibroblastlar bu komponentler içinde izlenmez. Genellikle ileri yaşı sigara içenlerde gözlenir. Olguların 2/3' ünde tümör trakeobronşial sistemden kaynaklanır ve polipoid paternde bronş içerisine doğru büyür. Geri kalan tümörler büyük parankim içi nisbeten periferik yerleşimli kitle olarak izlenir ve göğüs duvarı invazyonu yapabilir.

Mukoepidermoid karsinoma; akciğerde izlenen en sık primer tükrük bezi tümörüdür. Bronşial mukozadaki glandüler kanal epitelinden köken alır. En sık ileri yaştaki bireylerde izlenir ve hemoptizi kliniği ile bulgu verir. Genelde BT'de bronşial

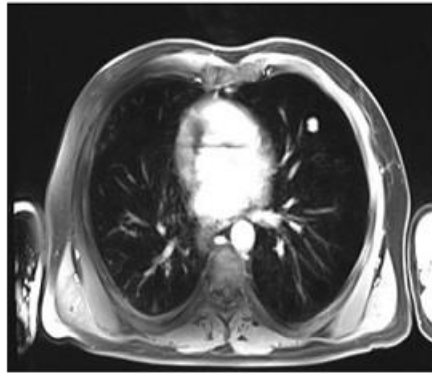
segmentlerde düzgün sınırlı yer kaplayıcı lezyon olarak saptanır. Kavitasyon gösterebilir. Histopatolojik olarak bazı vakalarda Russell cisimcikleri saptanmaktadır.



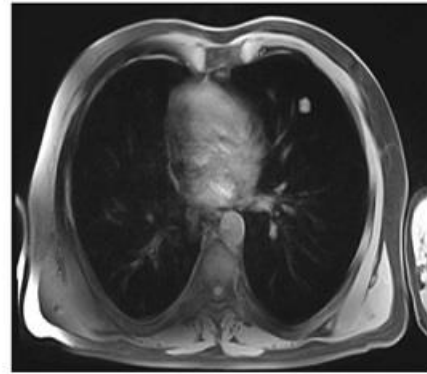
a.



b.



c.



d.

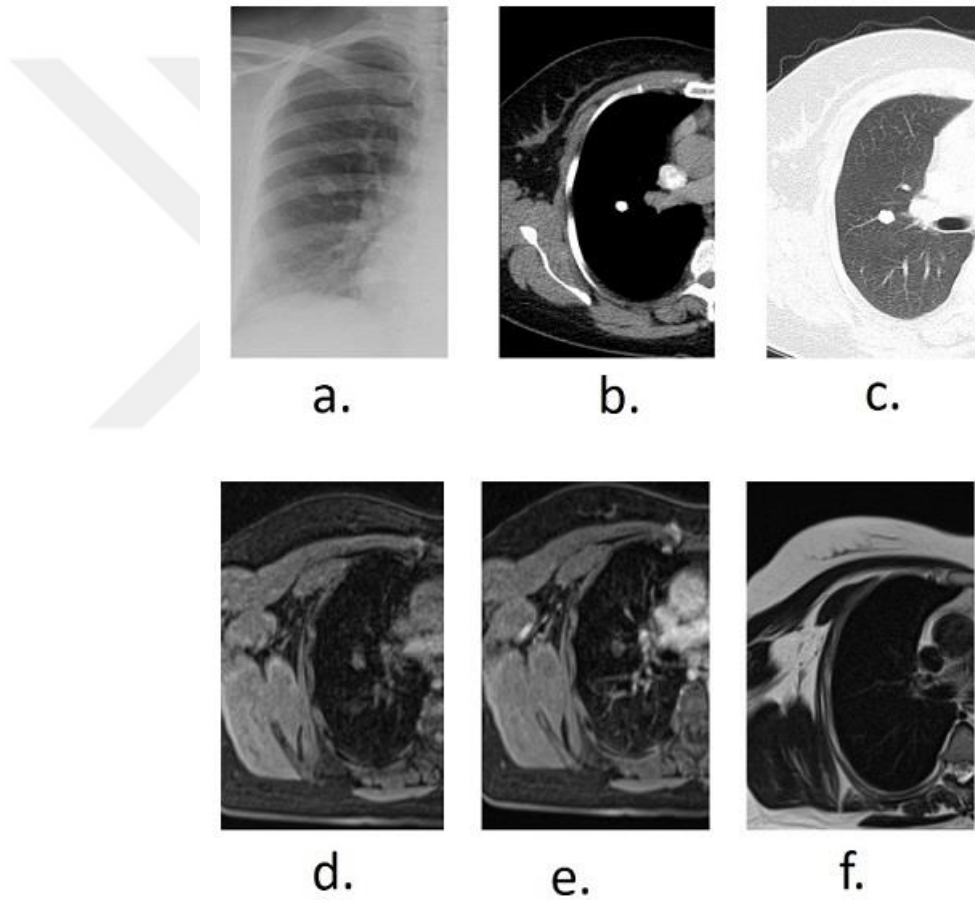
Şekil 1. Patolojisi küçük hücre dışı akciğer karsinomu gelen olguda;

* parankim penceresinde sol akciğer lingular segmentte yaklaşık 10 mm çaplı solid pulmoner nodül(a) Hastanın direk röntgenogramında (b) sol akciğer alt zonda düzgün sınırlı nodüler opasite izlenmiştir ve hastanın prekontrast ile postkontrast T1 ağırlıklı vize görüntülerinde (c ve d) yoğun ve homojen kontrastlanan nodüler lezyon izlenmektedir. İzlenen nodül metastatik odak olarak değerlendirildi ve histopatolojik tanı ile doğrulandı.

2.4.4. Benign Nedenler

Granülomlar ve hamartomlar SPN'nin en sık benign nedenlerini oluşturmaktadır. Enfeksiyöz granülomlar benign nodüllerin yaklaşık %80'ini meydana getirir [125]. En sık mikobakterler ve bazı mantarlar SPN olarak enfeksiyöz granülomları oluşturur ve görünümeleri, iyi sınırlanmış ve tamamıyla kalsifiye nodül olarak izlenirler [34]. Staphylococcus aureus ve Pneumocystis jiroveci gibi bazı

bakteriler de akciğerde SPN şeklinde apse oluşturabilir [35]. Vasküler ve enflamatuvar lezyonlar akciğerde daha az sıklıkla SPN'e neden olur. Behçet hastalığında, pulmoner arterdeki anevrizmalar SPN şeklinde prezente olabilir [36]. Soliter pulmoner nodül şeklinde görülen pulmoner arteriyovenöz malformasyonun, BT anjiyografi tekniği ile lezyonun besleyici arteri ve drene eden veni gösterilerek tanısı doğrulanmaya çalışılır. Vasküler patolojiler nadiren SPN şeklinde prezente olur ancak; invaziv işlemler öncesi vasküler kökenli olduğu bilinmesi olası komplikasyonları önleyebilir. Şekil 2' de benign olduğu düşünülen kalsifiye nodül örneği verilmiştir.



Şekil 2. 44 yaşında kadın hasta,direk röntgenogramında (a) sağ akciğer orta zonda nodüler opasite izleniyor. Hastaya yapılan kontrastlı toraks BT 'sinde (b ve c) sağ akciğer orta lob lateral segmentte yaklaşık olarak 10 mm çaplı kalsifik soliter pulmoner nodül mevcut. Yağ baskılı T1 ağırlıklı vibe sekansında (d ve e) sağ akciğerde kontrast tutmayan ve kas ile izointens nodüler lezyon izleniyor.Ayrıca yağ baskısız T2 ağırlıklı görüntülerde (f) nodüler lezyon düzeyinde silik heterojen sinyal odağı saptanmıştır. Histopatolojik çalışması yapılmayan hastaya mevcut radyolojik özellikler kapsamında, nodülün benign natürde olduğu kararına varılmıştır.

2.4.4.1. Pulmoner Hamartom

Hamartom akciğerin en sık görülen benign tümörlerinden biri olup, soliter pulmoner nodüllerin yaklaşık %5-10'u oluşturur [37]. Bu lezyonlar sıklıkla periferik bölgede bulunan organize olmamış, anormal düzen, oran ve karışımında normal doku şeklinde prezente olan bir malformasyondur. Primer endobronşiyal hamartomlar ise nadir görünür ve büyük bronşlardan kaynaklanan polipoid lezyonlar şeklinde prezente olurlar. Büyüme özelliği ve histolojik paterninden dolayı bir tümöral lezyon olarak düşünülse bile malign dejenerasyon göstermezler [38]. Ancak mezenkimal kistik hamartomlar malign değişiklikler gösterebilen nadir tümöral lezyonlardır ve bunların diğer hamartomlardan ayırt edilmesi gerekmektedir [39-40].

Tipik radyolojik özellikleri düzgün sınırlı, hafif lobüle kenarlı soliter pulmoner nodüller şeklindedir. Lezyonun yağ komponenti içermesi tanısaldır ancak; olguların yaklaşık %50'sinde izlenmektedir. Tanısal radyolojik bulgu olan patlamış mısır tarzında kalsifikasyon ancak hastaların %5 – %50'sinde görülür [41].

2.4.4.2. Pulmoner Teratom

Birden fazla germ hücre tabakasından gelişen nadir bir tümöral oluşumdur. Akciğer tomurcuğunun oluşumu sırasında timus dokunun erken ayrılması veya yer değiştirmesi sonucu germ hücrelerin kalıntılarından meydana geldiği düşünülmektedir. Akciğer röntgenogramında düzgün sınırlı, lobüle kontürlü olabilen, kalsifikasyon, kavitasyon veya heterojen iç natür içerebilen lezyonlar şeklinde izlenirler. Olguların yaklaşık %30'unda malign dejenerasyon gelişebilir.

2.4.4.3. Pulmoner Kondrom

Kondroid hamartoma, akciğerin nadir benign lezyonlarından olup tüm akciğer tümörlerinin %8'ini oluşturur. Hyalin veya miksohyalin kıvrımdan oluşur. Benign mezenkimal pulmoner tümöral lezyonlardan ikinci sıklıktadır [42]. Kondromlar çoğunlukla bronş içerisinde yerleşimlidir ve büyük bronşların kıvrımda duvarı ile

bağlantısı bulunmaktadır. Erkeklerde daha sıktır ve 4. dekat lezyonun sık görünlüğü yaş aralığıdır. Genelde radyolojik olarak soliter pulmoner nodül şeklinde prezente olurlar.

2.4.4.4. Sklerozan Hemanjiom

Primitif solunum epitelinden köken alan çok düşük dereceli bir malign lezyon olduğu kabul edilir. Çoğunlukla alt loblarda periferik yerleşimli düzgün sınırlı nodül olarak prezente olur. BT’de düzgün sınırlı, kontrast tutulumu gösteren soliter pulmoner nodüler lezyon olarak görülürler [43].

2.4.4.5. Pulmoner Lenfomatoid Granüloatozis

Sistemik bir lenfoproliferatif hastalıktır. Histolojik olarak lenforetiküler proliferasyon ve granüloma formasyonu ile birlikte anjiodestrüktif ve anjiosentrik lezyonlar şeklinde izlenir. Pulmoner tutulum hemen hemen tüm vakalarda izlenir. Erkeklerde daha sık izlenmektedir. Sıklıkla 30-50 yaş aralığında izlenmektedir. Etyolojide ise Epstein Barr virüsü (EBV) ve Human Immunodeficiency virüs (HIV) enfeksiyonları olduğu düşünülmektedir [44]. Radyolojik olarak sıklıkla alt loblarda kaviteleşmeye meyilli soliter pulmoner nodül olarak izlenir. Erken evrede nodül ve retikülonodüler paternde tutulum, ilerlemiş evrede ise kist ve bal peteği paterni ile birlikte volüm kaybı olmaması radyolojik olarak oldukça spesifiktir. Tanı histopatolojik olarak doğrulanır.

2.4.4.6. Postinflamatuar Psödotümör

Etiyolojisi henüz tam olarak saptanamamış olmakla birlikte, immünolojik nedenler, kolesterol metabolizma bozuklukları veya inflammatuar süreç ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir. Olguların yaklaşık %50’si 20 yaşın altında tanı almaktadır [45]. Bu lezyonlar daha çok sağ akciğerde ve alt lobta izlenir. Radyolojik olarak periferik yerleşme eğilimi gösterirler ve soliter, yuvarlak veya oval şekilli, keskin sınırlı, lobüle kenarlı nodüler lezyon şeklinde izlenirler. İzlenen lezyonlarda radyolojik olarak görülebilir kalsifikasyon oranı %15-50 olup, bu oran çocuklarda erişkinlerden daha sık izlenir [46]. Nadiren kavitasyon (%5), lobar ateletazi (%8) ve hiler

lenfadenopati de izlenebilir. Agrons ve ark. inceledikleri 60 olgunun 12'sinde (%20) lezyonların radyografik olarak düzensiz kenarlı olduğunu saptamış, bunlardan üçünün (%5) parankimal konsolidasyon şeklinde prezente olduğunu bildirmişlerdir [47].

2.4.4.7. Pulmoner Fibroma

Parankimal fibroma erkeklerde daha sık izlenir ve genellikle semptom vermez. Çok büyük boyutlara ulaştığı zaman bası semptomları oluşturlar. Benign olmakla birlikte özellikle fissür lokalizasyonlu veya tamamen intrapulmoner olan fibröz tümörlerde malign varyantlar izlenebilmektedir. Ayrıca fibroma olarak patolojik rapor gelen bazı lezyonların fibröz histiositoma veya leyomiyoma olabileceği akılda tutulmalıdır [48]. Çoğunlukla periferik yerleşimli lezyonlardır.

2.5. Pulmoner Nodüller İle İlgili Klinik Özellikler

Malignite riski 50 yaş ve üzerinde yaklaşık iki kat artmaktadır [56]. Bir başka hasta serilerinin incelenmesinde ise, yaşla birlikte nodül saptama olasılığının da arttığı gösterilmiştir [57]. Nodül saptama oranı yine aynı çalışmada 39 yaş altında yaklaşık %3 iken 60 yaşından itibaren ise %50'den fazla olduğu saptanmıştır [57]. Malignite açısından en önemli klinik risk faktörü sigara içme anamnezidir [58]. Malignite açısından diğer risk faktörleri ise aile öyküsü varlığı, pulmoner fibrozis, kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH) veya amfizem varlığı, sistemik veya akciğerin diğer kısmında malignite varlığı ve çeşitli çevresel etkenlere [asbest, vinil klorid ve radon] maruziyet öyküsü sayılabilir [59]. Ektratorasik primer malignite varlığında akciğerde saptanan tek nodülün malign metastaz olma ihtimali daha yüksektir, saptanan bu nodül primer malignitenin metastazı, bronkojenik malign nodül veya benign nodül olabilir.

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda seyahat öyküsü, otoimmün hastalık varlığı, 30 yaşından genç olunması ve tüberküloz için pozitif deri testi benign SPN olasılığını arttıran faktörlerdir.

2.6. Soliter Pulmoner Nodüllerin Radyolojik Değerlendirmesi

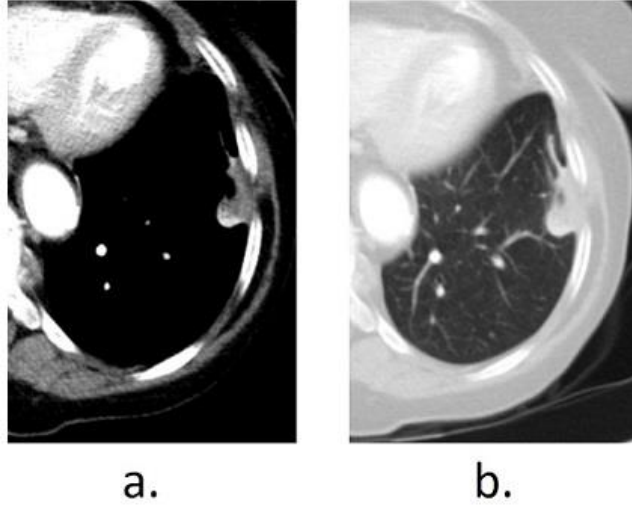
Temel radyolojik yöntemler posterior-anterior (PA) akciğer grafisi ve toraks Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile incelemeler [19-49]. Bu incelemeler ile nodüle ait boyut, kenar özellikleri, iç yapısı, büyüme hızı ve lokalizasyonu gibi birtakım özellikler değerlendirilir [50-51].

2.6.1. Boyut

Genel olarak nodül boyutu büyüdükçe malign ihtimal artmaktadır, nodül çapındaki her 1 cm artışın maligniteyi %13 oranında artırdığı belirtilmiştir [16]. Mikronodüllerde benign olasılık yüksektir (yaklaşık %80), 1 cm'den küçük nodüllerde malignitenin %15 oranında olduğu belirtilmiştir [18].

2.6.2. Nodül Marjini (Sınırları)

Genelde SPN'lerde dört türde marjin özelliği tanımlanmıştır. Bunlar; düzgün, lobüle konturlu, düzensiz ve spiküler uzantılı kenardır. Düzgün kenar öncelikle benign gibi kabul edilmekle beraber, malign nodüllerin %21'inde düzgün kenar olduğu saptanmıştır [18-14]. Nodülün lobüle konturlu olması maligniteyi düşündürür; ancak benign nodüllerin %25'inde lobülasyon izlenebilmektedir [18]. Düzensiz kenarlı SPN'lerin %83'ünün malign olarak saptandığı, spiküler uzantılı nodüllerin de %90'dan fazla olasılıkla malign olduğu saptanmıştır; fakat spiküler uzantılar benign nodüllerin %10'unda görülebilmektedir [14]. Bu sebeple, tek başına spiküler uzantılı nodüller malignite için yeterli kabul edilmemektedir. Spiküler uzantılar ile beraber, "corona radiata" olarak adlandırılan ve nodül çevresinde çok sayıda ince çizgisel yansıma şeklinde dansitelerin izlendiği taç-hale (halo sign) bulgusu da bulunabilir. Bazen hilusa doğru bir uzantı (kuyruk işareti), "round" atelektaziler ve arteriovenöz malformasyonlar da izlenebilir. Nodülün vasküler yapı ile bağlantısı, pulmoner sekestrasyonlarda, arteriovenöz malformasyonlarda, pulmoner infarktlarda ve tek metastazlarda da görülebilmektedir. Şekil 3'de round atelektazi görünümü gösterilmiştir.



Şekil 3. 82 yaşında kadın hastada sol akciğerde alt lob lateral bazal segmentte plevral tabanlı atelektazik görünüm

*Pnömoni kliniği olan hastanın daha önceki BT görüntülerinde sol akciğerde lobar pnömoni görüntüsü mevcuttu ve şimdiki BT'sinde izlenen görünüm round atelektazi olarak değerlendirilmiştir (a ve b).

2.6.3. Nodülün İç yapı Özellikleri

Nodüllerin iç yapısında izlenen kalsifikasyon, kavitasyon, kontrast tutulumu, hava bronkogramı ve yağ içeriği gibi özellikler malign-benign ayrımında yol gösterici olmaktadır. Soliter pulmoner nodüldeki kalsifikasyon şekli benign ve malign patern olarak sınıflandırıldığında, diffüz, merkezi, lamellar ve patlamış mısır şeklinde (popcorn) kalsifikasyonlar benign sınıfa dahil edilmektedir; retiküler, noktasal, eksantrik ve amorf kalsifikasyonlar da malign sınıfta şüpheli gruba dahil edilmektedir. Benign olanların ilk üç grup [diffüz, merkezi, lamellar] daha çok infeksiyöz nodüllerin kalsifikasyonunu, patlamış mısır şeklinde olanlar ise hamartomu düşündürmektedir. Benign nodüllerin %40-60'ında kalsifikasyon izlenmeyebilir [14]. Karsinoid tümörlerin yaklaşık %35'inde kalsifikasyon izlenmeyebilir. Noktasal kalsifikasyonlar eski kalsifiye granülomların malign transformasyonu ya da metastazlar sonucu oluşabilmektedir. İnce ve düzgün duvarlı kavitelerin genellikle benign, kalın cidarlı ve düzensiz duvarlı kavitelerin de malign olduğu düşünülmektedir. Kavite duvar kalınlığının artması ile malignite ihtimali de nisbeten doğru orantılı olarak artmaktadır. Yapılan çalışmalarda 16 mm ve üzeri duvar kalınlığı bulunan nodüllerin %80'den fazla malign olduğu saptanmıştır [18-14]. Kavite duvar kalınlığının takibinde MRG'nin BT'den üstün olduğunu bildiren ve duvar kalınlığının malignite ile ilişkisini yeniden

daha doğru bir şekilde ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır [124]. Nodülün yağ komponenti bulunması benign etyolojileri, özellikle de hamartomu ve lipoid pnömoniye düşündürmektedir. Nodül santralinde veya periferik kısmında izlenen küçük odaksal düşük yoğunluklu alanlar şeklinde izlenen ve psödokaviteasyon olarak tanımlanan görünüm, bronkoalveoler karsinomda izlenen bir bulgudur. Ayrıca bronkoalveoler karsinomda buzlu cam görünümü ve konsolidasyon da izlenebilmektedir. Hava bronkogramı pnömoni ve bronkoalveoler karsinom dışında, lenfoma, sarkoidozis ve bronkoalveoler karsinomda izlenebilmektedir [49]. Bronkoalveoler karsinom terimi yeni histopatolojik çalışmalar ışığında kullanılmamaya ve “adenokarsinoma in-situ, minimal invaziv adenokarsinom” gibi terimlerle adlandırılmaya başlanmıştır. Nodül içi kalsifikasyon paterni Şekil 4’de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 4. Nodül içi kalsifikasyon paternlerinin benign/malign ayrımı

2.6.4. Kontrast Tutulumu

Dinamik BT ve MRG ile nodülün vaskülarite miktarı ve nodül içi kan akımı hakkında bilgi elde edilebilmektedir. Malign nodüllerde kan akım hızı ve miktarı artmıştır. Teknik yöntem olarak intravenöz kontrast madde verildikten sonra 4 dk boyunca her dakikada bir (veya 5 dk her 30 sn) ince kesitlerde nodülün kontrast tutulumuna göre yoğunluğu dinamik olarak ölçülür. Prekontrast serilerdeki ölçüm ile postkontrast serilerdeki ölçüm arasında 15 Hounsfield Unit (HU)’ dan az tutulum artışı

varsa, nodülün benign olma olasılığı çok yüksektir (pozitif öngördürücü değer %99) [14]. Dinamik kontrast tutulum artışı 20 HU'dan fazla ise malignite yönünden şüphe uyandırmaktadır. Ancak, nodül içerisinde nekroz veya müsin üretimi varsa yanlış negatif sonuçlar doğurabilir [52]. Kontrast tutulumu ile nodülün hemodinamiğini ölçmeye yönelik daha ayrıntılı çalışmalar yapılmış ve kontrast maddenin wash-in (kontrast öncesi ile sonrası arasındaki fark) ve washout (nodülü kontrast tuttuktan sonra geç çekim arasındaki HU olarak fark) ölçümleri yapılmış, elde edilen bulgulara göre nodülün benign/malign ayrımı yapılmaya çalışılmıştır. Jeong ve ark. malignite açısından 25 HU ve üzeri wash-in ve 5-31 HU washout değerleri için %81-95 oranında duyarlılık saptamışlar [53]. Dinamik kontrastlı yöntemler sonrası nodül davranışı malignite değerlendirilmesi açısından duyarlı olmasına rağmen özgüllüğü düşük olan bir yöntemdir. Ayrıca dinamik BT incelemelerde kullanılan radyasyonun ileri dönemdeki komplikasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

2.6.5. Nodülün Büyüme Hızı

Nodülün çapının iki katına çıkması için geçen zamana duplikasyon zamanı adı verilmektedir. Duplikasyon zamanı = zaman aralığı. $\log 2/3$ (ilk ölçülen çap / ikinci ölçülen çap) formülü ile hesaplanmaktadır [54]. Duplikasyon zamanı 7 günden kısa ve 450 günden uzun olan lezyonların büyük olasılıkla benign karakterde olduğu ispatlanmıştır [22]. Çoğu akciğer malign nodülleri için duplikasyon zamanı 1 ile 18 ay arasında izlenmektedir. 2 yıllık takipte nodül boyutunun stabil kalması durumunda lezyonun %40 duyarlılık ve %63 özgüllükle benign olduğunu kabul edilir [54-22].

2.6.6. Satellit Nodül

Nodülün çevresinde izlenen daha küçük nodüllere satellit nodül adı verilir ve benign olasılığı düşündürür. Çalışmalarda satellit nodül için pozitif öngördürücü değer %90 olarak saptanmıştır [29]. Çapı 4 mm'den küçük sekonder nodüllerin malignite olasılığının düşük olduğu gösterilmiştir [55]. Tüm bu bulgulara rağmen kontrastlanan bir pulmoner nodüler lezyon saptandığında bunun aktif granulom mu yoksa hipervasküler malign nodül mü ayrımı net olarak yapılamamaktadır.

2.6.7. Nodülün Lokalizasyonu

Nodül akciğerdeki lokalizasyonunun benign/malign ayrımında tanısal katkısı çok azdır. Akciğer kanseri ve tüberküloz genellikle üst loblarda yerleşim göstermeye eğilimlidir. Hamartomların ise lobar dağılım davranışı yoktur. Metastazlar ise genellikle periferik ve subplevral alanlara yerleşim göstermeye eğilimlidirler. Bu nedenle yalnızca lokalizasyona bakılarak benign/malign ayrımı yapmak mümkün değildir. Akciğer kanserlerinin %70'inin üst loblarda lokalize olduğu ve sağ akciğerde sola oranla 1,5 kat daha fazla bulunduğu bir çalışma da saptanmıştır [60]. Benign nodüller ise tüm akciğer loblarında lokalize olabilirler. Pulmoner adenokanserlerin yaklaşık %50'si izole periferik SPN olarak izlenirken, skuamöz hücreli kanserler daha ziyade santral lokalizasyonlarda hiler komşulukta yerleşmeye eğilimlidirler [61].

2.8. Pulmoner Nodüllere Yönelik Tanı Yöntemleri

2.8.1. Direkt Akciğer Röntgenogramı

Gelişen teknolojiye rağmen, akciğer grafisi, göğüs hastalıklarının tanı, takip ve tedavisinde en önemli ve temel görüntüleme yöntemi olma özelliğini sürdürmektedir [52]. PA(Posterior-Anterior) ve lateral akciğer grafileri ile yeni tanımlanan soliter pulmoner nodülün birtakım özellikleri belirlenebilir. Genel olarak bunlar; nodülün boyutu, kontür özellikleri, kalsifikasyon varlığı, satellit lezyonların varlığı/yokluğu, değerlendirilebildiği kadarıyla nodülün benign/malign ayrımında genel bir fikir oluşturabilir. Ayrıca direkt grafilerin değerlendirilmesiyle nodülün yeri (bulunduğu zon) ve takip grafileri ile büyüme hızı da belirlenebilir. 3 mm'den küçük boyutlu nodüler lezyonların akciğer grafilerinde saptanması çoğu zaman zordur. Bu gibi durumlarda grafilerin dijital ortamda büyütülmesi tanıya katkı sağlayacaktır. PA akciğer grafilerinde SPN ile uyumlu opasite saptandığında bir sonraki adım lezyonun intrapulmoner veya ekstrapulmoner olduğunun anlaşılmasıdır. Lateral göğüs grafileri, floroskopi gibi yöntemler izlenen nodüler opasitenin lokalizasyonunu belirlemede yardımcı olur. Direkt grafiler bazı lokalizasyonlarda süperpozisyon nedeniyle, lezyonların saptanmasında ve değerlendirilmesinde yetersiz kalabilir. PA grafilerde en çok apekslerdeki ve santral lokalizasyonlu lezyonları değerlendirmede yetersiz kalmaktadır. Radyolojik olarak SPN

değerlendirilirken ilk yapılması gereken basamak varsa eski grafileri ile karşılaştırmalı değerlendirmedir.

2.8.2. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) tekniği ile SPN'lerin morfolojik özellikleri ve yerleşim yeri hakkında direkt grafilere göre daha kesin bilgiler elde ederiz. BT ile akciğerin birtakım patolojilerini değerlendirmede düz göğüs radyografisinden daha duyarlı olduğu artık kesinlik kazanmıştır [62-63]. Düz akciğer radyografilerinde düşük dansiteli, kenarları belirsiz ve düzensiz olan nodülleri saptamak, değerlendirmek ve farklı zamanlardaki takip grafilerinde değişiklikleri kolay olmayabilir. Bu durumda BT nodülün değerlendirmede başvurulması gereken yöntemdir. Ayrıca SPN'ye eşlik edebilecek lenfadenopati, satellit lezyonlar ve toraks duvarı invazyonu gibi olası ekstra patolojileri net bir şekilde değerlendirir. Bazı SPN'ler direk grafide yumuşak doku tümörlerini, plevral plakları, psödotümöral lezyonları, round atelektaziler gibi nodül dışı patolojileri taklit edebilirler. BT, bu ve benzeri direkt grafide şüphe oluşturan durumlarda bize yol gösterici olmaktadır. Akciğer apeksi, perihiler alan ve kostofrenik alan gibi direkt grafinin nodülleri saptamada yetersiz kaldığı bölgelerde BT ile nodüller kolayca tespit edilebilir.

BT aynı zamanda multipl nodülleri tespit edebilir, malignitelerin lokal yayılımının tespitinde kullanılır. Ayrıca toraks biyopsisinde BT kılavuzluğu yaygın olarak kullanılmaktadır. BT'de doku ve lezyonların opasitelerinin ölçümü Hounsfield ünitesi (HU) ile ifade edilmekte; hava ve yağ en düşük, kemik ve kalsiyum en yüksek opasiteyi göstermektedir[64].

1980 yılında Siegelman ve ark, BT de saptanan nodüler lezyonun malign/ benign oluşunun kararlaştırılmasında, lezyon dansitesinin BT ile değerlendirilmesini önermişlerdir ve bu yöntem, içinde kalsiyum varlığı görülmeyen nodüllerde uygulanmıştır [65]. Konvansiyonel yöntemlerle kalsiyum içermeyen %22-36 akciğer nodülünün BT ile kalsiyum içerdikleri saptanmıştır [65].

BT ile dansite ölçümü aynı zamanda nodül içindeki yağ komponentinin varlığını

tespit etmemize de yardımcı olur. Yağ komponenti varlığı benign lezyonlarda özellikle hamartomlarda izlenmektedir [66].

Benign inflamatuvar nodüller, BT de saptanamayan mikrokalsifikasyonlar nedeniyle yüksek dansiteye dolayısıyla yüksek HU değerine sahiptirler, bunun yanında malign nodüller mikrokalsifikasyon bulundurmamaları nedeniyle BT’de düşük dansiteye ve düşük HU değerine sahiptirler. Değişik çalışmalarda 164, 190, 264 HU gibi farklı dansite seviyeleri birçok patoloji için eşik değer olarak kabul edilmiştir [67-65-68-69]. Tespit edilen eşik değerlerin üzerindeki dansiteler benign, altındaki dansiteler malign lezyon olarak kabul edilmiştir. Zerhouni ve ark.’nın sunduğu öneri gibi, 185 HU’ya sahip referans değer kullanan Swensen ve ark., benign olarak tanımlanan 85 nodülden 10’ unun histolojik olarak malign lezyon olduğunu göstermiştir [67-69].

2.8.3. Spiral/Multislice Bilgisayarlı Tomografi

Spiral BT aralıksız tomografik kesitler oluşturmaktadır ve alınan kesitler arasında boşluk bulunmamaktadır [70]. Vock ve ark. 1990 yılında bu yöntemi saptamışlardır [71]. Spiral BT, özellikle 5 mm ‘den küçük çaptaki nodülleri tespit etmede konvansiyonel BT’ye göre daha hassastır. Multidedektör BT ile 1-2 mm çapındaki nodüller bile artık gösterilebilmektedir. Yeni gelişen teknoloji ile düşük doz ve çok düşük doz BT protokolleri ile yüksek duyarlılıkta nodüler lezyon saptanabilmektedir. Ayrıca “maximum intensity projection” ve “volume rendering” gibi tekniklerin de geliştirilmesiyle nodül saptanma oranı anlamlı ölçüde artmıştır. Nodül varlığını saptamak için intravenöz kontrast madde kullanımı da gerekmemektedir. Nodül kalsifikasyonlarının varlığı, özelliği ve dağılımı, hamartomların içerdiği yağ dokusu spiral BT ile yüksek sensivite ve spesivitede saptanabilmektedir. İnce kesitlerin alınmasıyla (1-3 mm) ilişkili olarak kalın kesitlere göre mikrokalsifikasyonları saptama oranı artmıştır. Paranjpe ve ark. 1994 yılında 1 cm’den küçük multipl nodüllerin en iyi 3 mm’lik kesitlerle tanındığını, 1 mm’lik kesitlerde 1 cm’den küçük nodüllerin damarlardan ayıramadığını ve 5 mm’lik kesitlerde ise volüm etkisinin artıp, nodüllerin görünürlüğünün azaldığını serilerinde gösterebilmişlerdir ve fokal pulmoner bozukluklar için 1-3 mm’lik kesitlerin, tüm toraks incelemesinde ise daha geniş (5 ya da

8 mm'lik) kesitler ile çalışılması tavsiye edilmiştir [70]. Ayrıca psödonodülleri SPN'lerden ayırmakta da spiral BT yöntemi daha üstündür [72].

2.8.4. Dinamik Bilgisayarlı Tomografi

Dinamik BT inceleme 3 mm - 7 cm arasındaki lezyonlara uygulanabilen bir yöntemdir (3cm'ye kadar nodüler lezyonlara, 3 cm'nin üzerine kitle lezyonlara). Bu yöntemde prekontrast ve postkontrast 1., 2., 3. ve 4. dakikalar (erken faz) ile 9. ve 15. dakikalarda (geç faz) ince kesit görüntüler alınır. Dinamik görüntülerin incelenmesinde, lezyondaki HU değişikliği lezyonun kontrast davranışı hakkında bize bilgi verir. Lezyonların kontrast tutulum davranışına göre natürü hakkında yorum yapılmaya çalışılır. Postkontrast görüntülerde prekontrasta göre nodülde 15 HU ve daha az dansite artışının görülmesi benign natürde nodülü; daha fazla dansite değerinde artışın görülmesi ise inflamatuvar patolojileri ve malign natürde nodüler lezyonları düşündürmektedir. Bu inceleme tekniği malign nodülleri saptamada %98 duyarlılıktadır; ancak benign nodüller için %58 özgüllük izlenmektedir. Benign natürde nodüller için nispeten düşük duyarlılığın sebebi kullanılan yöntemin aktif inflamasyon ile malign lezyonların ayırımındaki güçlük ile ilişkilidir. Yeni yapılan çalışmalarda kontrastlı hemodinamik incelemeye yönelik yeni veriler elde edilmiş olup kontrast maddenin “wash-in”(prekontrast-postkontrast dansite farkı) ve “wash-out”(pik kontrast ve geç faz kontrastlı serilerde, kontrast bırakma ile ilişkili dansite farkı) ölçüm değerleri hesaplanıp eğriler çizilmiştir. Jeong ve ark. malign nodülleri değerlendirmede 25 HU ve üzeri wash-in ve 5 ile 31 HU arasındaki wash-out değerlerinin varlığı %81-%95 oranında duyarlılık bildirmişlerdir [53]. Bu inceleme yöntemi, kalsifik nodüller ve olası nekrotik komponent içeriği nedeniyle çok büyük lezyonlar için uygun değildir. Ayrıca yüksek oranda radyasyon maruziyeti nedeniyle kullanımında önemli çekinceler de bulunmaktadır.

2.8.5. Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi (HRCT)

Yüksek uzaysal rezolüsyon yöntemi ile 1 mm kesit kalınlığıyla görüntü alıp 10 mm kesit aralığı vererek, teknik yöntem kullanıp ve her nefesle kesit görüntü alarak akciğerleri inceler. Daha sıklıkla diffüz akciğer parankimal hastalıklarında

kullanılmaktadır. HRCT ile lobülasyonun, spikülasyonun sınırlarının ve hava bronkogramının daha iyi saptanabildiği ispatlanmış ve SPN'lerin incelenmesinde bu özelliklerine katkı sağladığı için rutin kullanımı önerilmiştir [73].

2.8.6. Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi

Dual enerji bilgisayarlı tomografide BT cihazları güçlü fotoelektrik absorpsiyon yaparak iyodu diğer elementlerden ayırt ederler. Bunu yapabilmelerinin temel yöntemi farklı enerji seviyelerindeki fotonların soğrulma farklılıklarına dayanarak elementlerin ayrıştırılmasıdır. Görüntü elde edebilme tekniği aynı anda 80 kilovolt (kV) ile 140 kV'luk enerji oluşturarak görüntüler elde edilir. Yağ, kalsifikasyon, kemik, yumuşak doku gibi kontrast farklılığı oluşturan dokulara iki değişik enerjide x-ışını uygulamasına gösterdikleri farklı davranışların işlemesiyle verilerin elde edilmesi genel prensiptir. Tek bir tarama sırasında kontrastlı görüntülerden sanal kontrastsız görüntülerin oluşturulması ve bu kontrastsız görüntüleri kontrastlı görüntülerden çıkartılması ile kontrast tutan alanlarının tanımlanması sağlanır. Dual enerji BT tekniği ile SPN'lerin natürleri hakkında fikir sahibi olunabilir. Temel prensip benign ve malign natürde nodüllerin farklı kontrastlanma davranışlarını ortaya koymak amaçlanır. Elde edilen asıl kontrastsız ve sanal kontrastsız görüntülerde SPN'nin dansite değerleri benzerdir ve dual enerji BT ile SPN'lerin kontrastlanma miktarı kantitatif bir şekilde ölçülebilir. Dual enerji BT, SPN'lerdeki kontrastlanan komponentleri kalsifikasyonlardan tek kontrastlı BT inceleme ve sanal kontrastsız görüntü rekonstrüksiyonu sayesinde ayırt edebilir [74].

2.8.7. Bilgisayar Destekli Tanı (CAD; computer-aided design/ drafting):

Bu inceleme yöntemi, düşük dansitedeki ancak çevre pulmoner parankimine göre hafifçe yüksek dansiteli yuvarlak şekilli SPN'leri tanımlamada kullanılır. Nodülü uygun "software" algoritmalarıyla diğer yumuşak dokulardan ayırır. Bunu genelde nodülün boyutu, dansitesi ve şekli ile yapar. Bu yöntem ile de nodüle yönelik dinamik inceleme yapılabilir. Benign SPN'ler 15 HU'luk farktan az kontrast tutmaktadır veya wash-out izlenmemektedir. Malign SPN'lerde ise 15 HU'dan fazla kontrastlanma artışı olmaktadır veya 5-25 HU arasında erken wash-out izlenmektedir.

Bu inceleme yönteminin kullanımı ile küçük ve santral yerleşimli SPN'lerde bireysel olarak değerlendirme yapan radyologların duyarlılığının arttığı saptanmıştır. Günümüzde otomatik CAD programları kullanımı yanlış pozitif ve yanlış negatif sonuçları önlemek açısından değerlendirmeye eklenmesi önerilmektedir [75-76].

2.8.8. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), günümüzde santral sinir sistemini incelemede primer görüntüleme metodudur; ayrıca batin, pelvis, toraks, kardiyovasküler sistemi ve kas-iskelet sistemi ile ilgili çeşitli patolojilerde MRG, sürekli gelişen bir inceleme yöntemidir [77]. Diğer görüntüleme yöntemlerine göre yüksek maliyetli bir inceleme olduğu için, SPN'lerin tanısında nispeten seyrek kullanılmaktadır; ancak doku karakterizasyonu göstermede avantajlı bir yöntemdir. Bazı çalışmaların sonuçları SPN'lerde tatmin edici olmamasına rağmen difüzyon ağırlıklı MRG'lerin malign lezyonları benign akciğer tümörlerinden ayırt etmede başarılı olduğu saptanmıştır [78-79-125-126]. Akciğer parankimini MRG ile değerlendirmede çoğu zaman rezolüsyon sorunu yaşanmaktadır. Bu durumun iki nedeni vardır, ilki MRG'nin temel çalışma prensibi sabit manyetik alan içinde objeye gönderilen radyo dalgalarının çalışılan obje içerisindeki hidrojen atomlarının yörüngesinde değişiklik oluşturması ve bu yönlerdeki değişiklik her dokuda farklı olması nedeniyle farklı kodlanansinyallerin görüntü haline getirilmesidir. Buradan yola çıkarak MRG incelemenin hidrojen atomu ve su içeren dokularda görüntü rezolüsyonun iyi olduğu yorumunu yapabiliriz. Hâlbuki pulmoner parankim su ve hidrojen atomu açısından fakirdir ve görüntü sinyali oluşturacak yeterli hidrojen atomlarına sahip olmadığından görüntü rezolüsyonu düşer. İkinci sebebi, MRG inceleme için T1 ve T2 gibi birtakım sekanslar mevcuttur. Bu sekansların elde edilmesi belli bir süre alır. Çekimlerin yapılması süresince dokuların hareket etmemesi gerekmektedir. Solunum aktivitesi nedeniyle bu durum olanaksızdır.

2.8.9. Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)

Bu inceleme yöntemi pozitron yayan izotoplar ile işaretlenmiş metabolik maddeler kullanarak görüntü elde etme yöntemidir. En sık kullanılan metabolik ajan FDG (2-[fluorine-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose)'dır. Malign SPN'lerde benign

nodüllere göre artmış glukoz metabolizması, FDG tutulumunu ve lezyon içi birikimi malign/benign SPN'lerin ayrımında bize fikir vermektedir. PET inceleme benign SPN'leri tespit etmede özgüllük ve duyarlılığı %90'ların üzerinde bildirilmiştir [80-81]. Yaklaşık 40 farklı çalışmanın meta-analizinde, malign nodüllerin tespit edilmesinde genel duyarlılık %96,8, özgüllük %77,8 olarak bulunmuştur [82]. Yüksek özgüllüğü nedeniyle, FDG tutulumu düşük olduğu saptanmış olan SPN'ler benign olduğu kabul edilmiştir. Fakat, duplikasyon zamanı yüksek olan malign lezyonlarda (bronkoalveoler karsinom, karsinoid gibi), kontrol edilemeyen hiperglisemide yanlış negatiflik olabildiği gibi, aktif infeksiyon veya inflamatuvar olaylarda da (tüberküloz, histoplazmoz, sarkoidozis, vb.) yanlış pozitifliklere yol açabilir [55-81-19-83]. Ayrıca, PET inceleme çapı yaklaşık 1 cm'den küçük olan nodüllerde duyarlılığı düşüktür.

2.8.10. Cerrahi Tanı Yöntemleri

Bunlar video yardımcı torakoskopik cerrahi (VATS) ve torakotomidir.

2.8.11. Video Yardımlı Torakoskopik Cerrahi (VATS)

VATS, morbidite ve mortalitesi düşük, etkinliği yüksek bir yöntemdir, özellikle plevraya yakın ve subplevral nodüllerde tercih yöntemidir [84]. Bu yöntem için diagnostik özgüllük %100, morbidite %9,6 ve mortalite %0,5 olarak bulunmuştur [18]. Torakotomi ile VATS'nin karşılaştırılma yapıldığı bir çalışmada tanısal açıdan anlamlı fark bulunmamıştır. Santambrogio ve ark, VATS ile torakotomiyi karşılaştırdıklarında, nodüllerin tanısında, VATS'ın torakotomi kadar etkili olduğunu, daha non-invaziv olduğu ve daha kısa bir hastanede kalış süresi olduğunu saptamışlardır [85]. Ekstrapulmoner ve akciğerin başka segmentinde malignitesi olan hastalarda nodüler lezyon tespit edildiğinde, bu lezyon ayırıcı tanısına metastaz, ayrı bir primer akciğer kanseri veya benign bir nodül girmektedir. Böyle prezente olan SPN'ler için öncelikle VATS düşünülmelidir. VATS'ın mortalitesi torakotomiye göre daha düşüktür; fakat 2 cm'den büyük lezyonlarda komplikasyon oranları daha fazla bulunmuştur [86].

2.8.12. Torakotomi

2 cm'den büyük SPN'lere ve derin lobar yerleşimli SPN'lere öncelikle torakotomi tercih edilir. Santrale yakın yerleşimli SPN'lere VATS ile ulaşmak zor olabildiğinden bu şekilde prezente olan nodüllerde torakotomi öncelikle tercih edilmelidir. Torakotomi ile mortalite oranı %1,6, morbidite oranı %5-6, ortalama hastanede yatış süresi 6 gün olarak saptanmıştır ve postoperatif ağrı önemli bir sorun olmuştur [22].

2.9. Soliter Pulmoner Nodüllere Yaklaşım

SPN'li hastalara sistematik yaklaşım için şu soruların yanıtı öncelikle aranmalıdır:

1. Hasta için kanser riski ne kadar?
2. Hastanın nodüle yönelik operasyon riski nedir?
3. Radyolojik bulgularda malignite ihtimali ne kadardır?

Nodül boyutu malignite riskinde en önemli faktörlerin başını oluşturmaktadır. Bir çalışmada 3 mm ve altındaki bir SPN'nin malignite riski %0,2 iken, 4-7 mm'lik SPN için bu oran %0,9'a, 8-20 mm boyutlu SPN'lerde %18'e, 20 mm ve üzeridekilerde %64-82'ye çıkmaktadır [87-88-72]. Yüksek riskli özellikleri olan olguların dahil edildiği bir başka tarama çalışmasında, 5 mm çap ve altındaki SPN'lerin 12 aylık aralıklarla izlenmesinin tanıda anlamlı bir gecikmeye yol açmadığı sonucuna varılmıştır [72]. Nodül boyutunu esas olan takip programında nodüllerin ölçümleri film üzerinde manuel veya dijital ortamda otomatik olarak yapılabilir. Küçük nodüllerin filmler üzerinde manuel takibinde olası hataların çıkması beklenmektedir. Ayrıca iki boyut ortalamasının alınarak izlendiği bir başka çalışmada 5-15 mm'lik nodüllerin izleminde, manuel yöntemin benign/malign ayırımında güvenilir olmadığı saptanmıştır. Özellikle nispeten küçük SPN'lerin izleminde bir nodülün volümünün ikiye katlanması çapta yaklaşık %25'lik artışla olmaktadır; çapta ölçüm hataları bu artışı yeterince yansıtamayabilir [87-89]. Bu veriler ışığında takibin volüme göre yapılmasının daha doğru sonuçlar ortaya koyacağı aşikardır. Boyut değerlendirmeden sonraki izlem

süreleri arasındaki farktır. Kabaca bunu da nodülün hacmi küçüldükçe izlem aralıkları arasındaki süreyi arttırarak, nodül boyutu büyüdüğü izlem süreleri arasındaki zaman farkını sıklaştırarak yapabiliriz. Günlük pratikte kullanılan ise önerilen Fleischner Derneği'nin kılavuzlarının gösterdiği yola göre izlem süresinin ayarlanmasıdır [87]. 2017 yılında yayınlanan Fleischner Derneğinin pulmoner nodüllerin takibine yönelik ilgili önerileri Tablo 3'de gösterilmiştir [119-120].

Tablo 3. 2017 yılında yayınlanan Fleischner Derneğinin SPN'lere yönelik takip tablosu

Pulmoner Nodül Boyutu	Akciğer Nodül Türü	Tek ve Çoklu	Düşük Riskli Hasta	Yüksek Riskli Hasta
<6mm ($<100\text{mm}^3$)	Solid	soliter	Takip Yok Şüpheli morfoloji veya üst lob yeri varsa, 12 aylık takip düşünün.	12 ayda Opsiyonel CT
		multipl	Takip Yok Şüpheli morfoloji veya üst lob yeri varsa, 12 aylık takip düşünün.	12 ayda Opsiyonel CT
	Subsolid	soliter	Takip Yok	
		multipl	CT 3 ila 6 ay içinde. Değişmezse, BT'yi 2 ve 4 yılda düşünün.	
	Buzlu cam	soliter	Takip Yok Şüpheli ise, 2 ve 4 yıl sonra takip etmeyi düşünün. Eğer büyür ya da giderek solidleşirse, rezeksiyonu düşünün.	
		multipl	CT 3 ila 6 ay içinde. Değişmezse, CT'yi 2 ve 4 yılda düşünün.	
6 ila 8 mm ($100-250\text{mm}^3$)	Solid	soliter	CT 6 ila 12 ay sonra, daha sonra 18 ila 24 ay içinde BT düşünün .	CT 6 ila 12 ay sonra, daha sonra 18 ila 24 ay içinde BT elde edilir.
		multipl	CT 3 ila 6 ay sonra, 18 ila 24 ay sonra BT düşünün .	BT 3 ila 6 ay sonra, 18 ila 24 ay sonra BT elde
	Subsolid	soliter	Devam etmek için 3 ila 6 ay içinde BT. 6 mm'nin altında değişmemiş ve katı bileşen varsa, CT yıllık olarak 5 yıldır. > 6 mm katı bir komponent içeren kalıcı subsolid nodüller oldukça şüphelidir.	
		multipl	CT 3 ila 6 ay içinde. Sonra yönetim en şüpheli nodül (ler) dayalı.	
	Buzlu cam	soliter	CT'yi 6 ila 12 ayda persidatı doğrulamak, daha sonra CT 2 yılda bir 5 yıla kadar. Eğer büyür ya da giderek solidleşirse, rezeksiyonu düşünün.	
		multipl	CT 3 ila 6 ay. Sonra yönetim en şüpheli nodül (ler) dayalı.	
> 8mm ($>250\text{mm}^3$)	Solid	soliter	3 ay içinde CT, Biyopsi veya PET-BT'yi düşünün (negatif PET-BT düşük dereceli maligniteyi dışlamamaktadır, FDG tutulumu <1 cm'lik küçük nodüllerde veya diyaframa yakın olanlarda az tahmin edilebilir)	
		multipl	BT 3 ila 6 ay sonra, 18 ila 24 ay sonra BT düşünün .	CT 3 ila 6 ay sonra, 18 ila 24 ay sonra BT elde edilir
	Subsolid	soliter	Devam etmek için 3 ila 6 ay içinde BT. 6 mm'nin altında değişmemiş ve katı bileşen varsa, CT yıllık olarak 5 yıldır. > 6 mm katı bir komponent içeren kalıcı subsolid nodüller oldukça şüphelidir.	
		multipl	CT 3 ila 6 ay. Sonra yönetim en şüpheli nodül (ler) dayalı.	
	Buzlu cam	soliter	CT'yi 6 ila 12 ayda persidatı doğrulamak, daha sonra CT 2 yılda bir 5 yıla kadar. Eğer büyür ya da giderek solidleşirse, rezeksiyonu düşünün.	
		multipl	CT 3 ila 6 ay. Sonra yönetim en şüpheli nodül (ler) dayalı.	

BT değerlendirmesinde insidental olarak saptanan solid, soliter ya da çok sayıda nodülün (35 yaşından büyük hastada yeni saptanmış şüpheli nodül) takibinde

“Guideline”lar Fleischner kriterlerine dayanır [104]. Çok sayıda nodül varlığında ise en büyük nodüle göre takip kararı verilir.

2.9.1. Tablo 2 ile İlgili Fleischner Derneğinin Verdiği Dipnotlar

1) Fleischner Derneğinin verdiği öneriler bu nodüller için geçerli değildir:

- İmmünsüpresif hastalar
- Ayı kriterleri olan akciğer kanseri taraması
- İntrafissural, perifissural ve subplevral pulmoner nodüller. Şüpheli nodül morfolojisi mevcut olmadığı sürece, perifissural akciğer nodülleri genellikle benigntir [21-90]. Bu nedenle takibe gerek yoktur.
- Spiküle kenarlı nodüller
- Pulmoner fissürü displace eden nodüller
- Kanser anamnezinin varlığı durumunda sürekli takip yapılmalıdır.

2) SPN'nin çapı; milimetre olarak en uzun ve kısa eksenin ortalaması alınarak yapılır.

3) Akciğer Kanseri Risk Faktörleri:

- Tütün kullanımı.
- Akciğer kanserinin aile öyküsü.
- Nodülün üst pulmoner lob yerleşimi.
- Amfizemin varlığı.
- Pulmoner fibroz.
- Yaşlılık.
- Kadın cinsiyeti.

Yeni geliştirilmiş, 3D volümetrik değerlendirmeye olanak veren otomatize sistemlerin nodülü saptamada ve karakterize etmede daha objektif veriler sunduğu bildirilmiştir. Fakat olası hareket artefaktları, nodülün plevra veya damar komşuluğunda yerleşimi ve görüntülerin işlenmesi sırasındaki segmentasyon problemleri nedeniyle bu sistemlerde de hata payı olabilmektedir [87-91-92]. Bilgisayarda otomatik sistemlerle nodüllerin değerlendirilmesinin daha güvenilir olduğu düşünülebilir; ancak tek başına

kullanılması önerilmemektedir. Bir çalışmada SPN'lerin saptanmasında bu otomatik sistemlerle birlikte radyologun beraberliği en güvenilir sonucu vermektedir [93].

SPN'lere yaklaşımda büyüme hızı [doupling time] malignite riski açısından önemli bir noktadır. Büyüme hızının değerlendirildiği bir çalışmada; buzlu cam dansitesinde, mikst dansitede ve solid nodüller için “doupling time” süreleri sırasıyla 813, 457 ve 149 gün olduğu saptanmıştır. Bu bilgiler ışığında solid olmayan nodüllerin daha uzun sürelerle (en az 2 yıl) izlenmesi gerektiğini, risk grubundaki hastalarda izlem protokollerinin farklı olması gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır [89-87-94].

SPN'lere yaklaşımda diğer önemli belirleyici de göreceli olan risk kavramlarıdır. Sigara içen olgularda akciğer kanseri gelişme oranı, içmeyenlere göre 10 kat fazladır. Oranlar sigara yoğunluğuna ve kullanım süresine bağlı artmaktadır (15-35 kat). 50 yaş ve üzerinde olan sigara içen olguların %50'sinde BT'de belirsiz nodül bulunabildiği, bu olguların %10'unda bir yıl içerisinde yeni nodül oluştuğu, %12'sinde ise ilk taramada gözden kaçmış nodüllerin bulunabileceği bildirilmektedir [87].

SPN'lere yaklaşımda dikkat edilmesi gereken diğer faktörler; birinci derece akrabalarda akciğer kanseri anamnezi, asbest, uranyum, radon gazı maruziyeti ve ileri yaştır.

2.9.2. İzlem Kılavuzundaki Sorunlar

Fleischner Derneği'nin oluşturduğu nodüllere yaklaşım kılavuzu yaygın olarak kabul görmekle birlikte birtakım sınırlamaları bulunmaktadır. Multipl nodül varlığında bu nodüller multiodak adenokanser, metastaz, granülomatöz hastalık veya bunların birlikteliğini kapsayabilir, nasıl davranılması gerektiğine pek değinilmemiştir. Bu durumlarda önerilen; bilinen ekstratorasik malignitesi olan hastalarda hastanın klinik özelliklerine, sağaltım seçeneklerine ve asıl hastalığın davranış şekline göre karar verilmesidir [87]. Önerilen izlem kılavuzunda cinsiyetler arası farklılıkta yaklaşımdaki değişimden bahsedilmemiştir. Ancak birtakım kapsamlı çalışmalarda, aynı patolojik alt tiplerin erkeklere göre kadınlarda daha yavaş büyüdüğünü tespit edilmiştir [95]. Diğer bir belirsizlik de beklenenden yavaş büyüyen malign nodülleri kapsamaktadır.

Semisolid nodüllerde, nonsolid komponentinde büyüme yavaştır; doubling time 3,5 yıla kadar uzayabilmektedir [96]. Böyle küçük ve yavaş büyüyen SPN'lerin klinik önemi hakkında konsensusa varılamamıştır. Ancak yine de bu SPN'lerin yaklaşık olarak 2 yıl takip edilmesi önerilmektedir. Yaklaşım tablosundaki öneriler yalnızca erişkin yaş grubunda rastlantısal saptanmış nodüller için önerilmektedir. Kanseri tanılı ya da şüphelenilen hastalar ile nedeni bilinmeyen ateşi olan hastalarda izlem sıklaştırılabilir ya da farklı yaklaşımlar denenebilir. Genç olgularda radyasyonun etkisi daha fazla olacağı için bu hastalar 6 ya da 12 ayda bir kontrol BT ile takip edilebilir [87-97].

Akciğerde SPN'ye yönelik incelemelerde bir radyologun nodüllerin yalnızca %50'sini görebildiği bildirilmiştir. Gözden kaçan SPN'lerin çoğu 5 mm'den küçüktür, bu nodüllerin tamamına yakını benign özellikte olsa da az sayıda çok küçük kanserler olgusu ne yazık ki atlanabilmektedir [98]. Hata oranını azaltmak ve saptanabilirliği arttırmak için birtakım öneriler sunulmuştur, incelemenin bir de maksimum intensite projeksiyonda veya tercihen volume rendering ile değerlendirilmesi ya da otomatik nodül saptama yazılımlarıdır [98-99].

Nodül izlem kılavuzlarının göz ardı ettiği önemli bir sorun da hastanın aldığı radyasyon dozunun miktarıdır. Radyasyonun kümülatif etkisi nedeniyle her tekrarda hastada radyasyonun oluşturacağı potansiyel etkiler eklenerek artmaktadır. Risk grubunda bulunan tütün kullanan olgularda ise radyasyonun karsinojenik etkisinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir [100]. Takipteki radyasyon yükünü azaltmak için önerilen yol, izlem tetkiklerinde düşük doz BT ile SPN'lerin takibidir [87]. Düşük doz BT kontrast rezolüsyonunda azalmaya yol açmaktadır. Ancak düşük rezolüsyonlu görüntülerde bile saptanan SPN'lerin sayısında azalmaya ve boyutlarında değişikliğe yol açmadığı ispatlanmıştır [101-102]. Ancak şu da belirtilmelidir, ultra-düşük doz (25 mAs ve altı) BT'lerde ise değerlendirmeyi güçleştirecek ciddi artefaktların oluştuğu; 5 mm'nin altındaki nodüllerde sorun yaşanabileceği vurgulanmıştır [103]. SPN'lerin takibinde MRG'nin birtakım sekanslarının kullanımının geliştirilmesi ve bu yöndeki araştırmalar olası radyasyon dozunun risklerinin azaltılması açısından umut vericidir.

2.9.3. Amerikan Göğüs Hastalıkları Hekimleri Derneği Önerileri

Amerikan Göğüs Hastalıkları Hekimleri Derneği (ACCP) tarafından 2007 yılında SPN'ye yaklaşım konusunda birtakım tavsiyeler bildirilmiştir [24].

Bunlar;

1. SPN'li tüm hastalar tanı öncesinde malignite riski açısından ya kalitatif olarak klinik yorumlama ile ya da kantitatif olarak belirlenmiş modeller kullanılarak değerlendirilmelidir.
2. PA (posterior-anterior) toraks grafisinde SPN saptanan her olgunun takip grafileri ve diğer görüntüleme incelemeleri gözden geçirilmelidir.
3. Takip röntgenogramlarında SPN'ye ait bir büyüme görülürse, özel bir kontrendikasyon yoksa histopatolojik tanıya gidilmesi önerilir.
4. En az iki yıllık takip grafilerinde stabil olan SPN için ekstradan tanısal inceleme yapılmaz. Ancak BT'de saf buzlu cam dansitesindeki nodüllerin daha uzun süre takibi önerilmektedir.
5. SPN'li hastada benign kalsifikasyon paterni varsa ilave inceleme önerilmez.
6. Göğüs grafisinde tanımlanamamış SPN varsa ince kesit BT yapılmalıdır .
7. Grafide tanımlanamamış SPN varsa önceki görüntüleme incelemelerine bakılmalıdır
8. Renal disfonksiyonu olmayan olguda tanımlanamamış SPN'ler dinamik kontrastlı BT ile araştırılmalıdır.
9. Düşük veya orta malignite riski (%5 ile %60 arası) olan ve çapı 8 ile 10 mm arasında ve daha büyük olan, tanı konulmamış nodüller için PET inceleme de önerilmektedir.
10. Yüksek malignite riski olan (%60 üzeri) veya nodül çapı 8 mm'den küçük (subcentimeter) olan nodüllere PET inceleme önerilmez .
11. Klinisyenler SPN'li olgular için alternatif yönetimleri ve risk-yarar konularını dikkate almalıdırlar.
12. Tanı konulmamış SPN'li, çapı 8 - 10 mm arasında olan veya daha büyük olan, küratif tedavi adayı olgularda BT ile takip şu şartlarda tavsiye edilmektedir:

- a) Malignite riski çok düşükse (<%5 altı)
 - b) Malignite riski düşük (%30-40 altı) ve PET (-) veya dinamik BT incelemede kontrast artışı 15 HU'yu aşmamışsa
 - c) PET (-) ve biyopsi non-diagnostikse
 - d) Tam olarak bilgilendirilmiş ancak hasta invaziv işlemleri kabul etmiyorsa
- 13.** Tanı konulmamış SPN'li, çapı 8 ile 10 mm arasında ve daha büyük olanlar takip programına alınmışsa en az 3, 6, 12 ve 24. aylarda BT ile nodülün incelemesi yapılmalıdır.
- 14.** Küratif tedavi adayı hastalar, çapı 8 ile 10 mm arasında ve daha büyük olan tanı konulmamış SPN için aşağıda bahsedilen durumlarda toraks ince iğne aspirasyon biyopsisi (TİİAB) veya bronkoskopik inceleme tavsiye edilir:
- a) Klinik malignite riski ile görüntüleme bulguları uyumsuzsa (örn. Malignite riski yüksek ancak PET negatif)
 - b) Spesifik tedavi uygulanan benign tanı şüpheli ise
 - c) Cerrahi işlem öncesi malignite bulgusu izlenen, tam bilgilendirilmiş bir olguda özellikle cerrahi komplikasyon riski yüksekse
- 15.** Çapı 8 ile 10 mm arasında ve daha büyük, tanı konulmamış SPN için hastaya şu durumlarda cerrahi tavsiye edilir:
- a) Klinik malignite riski orta-yüksek (%60 ve üzeri) ise
 - b) Nodülde PET (+) ise
 - c) Tam bilgilendirilmiş olgu kesin tanının koyulmasını isterse
- 16.** Akciğer parankiminin 1/3 periferik kısmında yerleşimli tanı konulmamış SPN'de, cerrahi işlem uygulanacaksa, tanısal “wedge” rezeksiyon için torakoskopi tavsiye edilmektedir.
- 17.** Torakoskopi, bronkoscopi veya TİİAB ile sonuç elde edilemediyse, tanı konulmamış SPN'li hastada cerrahi işlem uygulanacaksa, tanısal torakotomi tavsiye edilir.
- 18.** Torakoskopik “wedge” rezeksiyonda frozen sonucu kanser ise aynı seansta sistematik lenf bezi diseksiyonu yapılması tavsiye edilir.

- 19.** Lobektomi için bulguları sınırda olan SPN'li hasta için kesin tedavi olarak sistematik lenf bezi diseksiyonu ya da örnekleme ile “wedge” rezeksiyon/segmentektomi tavsiye edilir.
- 20.** Cerrahi tedavi için uygun şartları olmayan hastalara kontrendikasyon yoksa, kanser tanısı için biyopsi tavsiye edilir.
- 21.** Malign SPN tanılı hastalarda cerrahi işlem için gerekli uygunluk yoksa, radyoterapi veya bazı deneysel tedavi seçeneklerinin denenmesi önerilmektedir (stereotaktik radyocerrahi veya radyofrekans ablasyon gibi).
- 22.** Cerrahi tedavi adayı hastalarda 8 mm altı (subcentimeter) SPN için malign nodül açısından risk faktörü yoksa hastanın takip aralığı nodülün boyutlarına göre yapılması önerilir:
- a)** Çapı 4 mm'ye kadar olan SPN'lerde takip edilmeyebilir (fakat, hastaya bu uygulamanın risk ve yararları konusunda bilgi verilmelidir)
 - b)** Çapı 4-6 mm arasında ise 12 ay sonra kontrol edilir, değişiklik izlenmemişse ilave takip yapılmaz
 - c)** Çapı 6-8 mm arasında ise 6. ve 12. aylarda BT takibi yapılır ve değişiklik izlenmezse 18 ve 24. aylarda tekrar kontrol yapılır yine değişiklik olmazsa takip bırakılır
- 23.** Subsantimetrik SPN 'lerde ve cerrahiye aday durum veya daha fazla akciğer kanser riski varsa takip aralığına nodül boyutuna göre karar verilmesi önerilir:
- a)** Çapı 4 mm'ye kadar olan nodüllerde 12 ay sonra BT kontrolü yapılır, değişiklik yoksa ilave takip yapılmaz
 - b)** Çapı 4- 6 mm arasında ise 6. ve 12. Aylarda BT takibi yapılır, stabilse 18 ve 24. aylarda kontrol yapılır
 - c)** Çapı 6- 8 mm arasında ise takip öncelikle 3. ve 6. aylarda, daha sonra 9 ve 12. aylarda yapılır, stabilse 24. ayda kontrol edilir
- 24.** Subsantimetrik SPN'lerde cerrahiye aday durum varsa ve takip sırasında anlamlı büyüme izlenmişse, doku tanısı için rezeksiyon, TİİAB veya bronkoskopi yapılması önerilir .
- 25.** Küratif tedavi için cerrahi işlem yapılma ihtiyacı olmayan hastalarda, subsantimetrik nodüller için sınırlı takip (12 ay) veya semptom ortaya çıktığında takip önerilir.

26. Küratif tedavi adayı olguda dominant SPN ve ona eşlik eden bir ya da birden fazla daha küçük nodül varsa her nodül kendi içinde ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Metastaz histopatolojik olarak tanı almışsa küratif tedavi uygulanmaz .
27. Soliter pulmoner metastazlı cerrahi tedavi adayı olgularda, ekstratorasik malignite ve daha iyi bir tedavi yolu yoksa metastazektomi yapılabilir .
28. SPN olan ve cerrahi tedavi uygulanacak küçük hücreli akciğer kanserli bir hastada cerrahi rezeksiyon ve adjuvan kemoterapi önerilir (metastaz yoksa invaziv-noninvaziv evreleme de yapılır).
29. SPN'li bir olguda ameliyat esnasında küçük hücreli kanser saptanırsa, lokal lenf nodu metastazı yoksa ve hasta rezeksiyonu tolere ediyorsa aynı seansta anatomik rezeksiyon ve lenf nodu diseksiyonu önerilir. Cerrahi sonrası adjuvan kemoterapi yapılması önerilir.

2.10. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği ve Tekniği

BT tekniği X ışını demetini vücuda röntgende olduğundan farklı inceltilerek, çizgisel şekilde düşürerek kesit görüntü elde eden bir görüntüleme yöntemidir. BT'de kesitsel görüntü elde edilebilmesi, röntgen tüpü ve görüntü alıcıların (dedektör) hastanın çevresinde dönmesi ile sağlanır.

Hastanın çevresinde tüp ile dedektörlerin birbiriyle ilişkili olarak yaptıkları dönme sırasında dedektörlerde toplanan verilerin, ki gerçekte bu verilerden iki boyutlu kesit görüntü elde edilir, dönme hareketinin tüm evrelerinde birtakım bilgi işleme ile yüksek matematiksel çözünümlü sonrasında üç boyutlu kesitsel görüntüler elde edilebilmektedir. BT görüntüsü piksellerden meydana gelmektedir. Her bir pikseli oluşturan veriler kendisine karşılık gelen rakamlar ve renk tonuyla ifade edilir. Bilgisayarlı tomografide incelenen objelerin opasiteleri, -1000 ile +1000 arasında değişen aralıkta gri skalada oluşturulur. Bu dansite skalası, cihazı oluşturan İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield'in adıyla adlandırılır. Hounsfield skalasında bulunan rakamsal değerler Hounsfield Uniti (HU) olarak adlandırılır.

Bu inceleme tekniğinde incelenecek objelerin opasitesini belirleyen etmen, objenin x ışınını absorbe etme özelliğini yansıtır. X-ışınını fazla absorbe eden kemik,

kalsifikasyon ve taş gibi yapılar daha opak görülür ve yüksek HU değerleri gösterirler (80 – 100 HU), su orta düzeyde (0 HU), yağ negatif değerlerde (-80 HU) hava ise skalanın en alt kısmında kalan değerler (-1000 HU) almaktadır. Normal şartlarda insan gözü yaklaşık 256 gri tonunu ayırt edebileceği düşünülmektedir [122]. Bu yüksek dansite farkı gösteren görüntüleri istenilen ayarda izlenebilmesi için piksellerdeki rakamsal değerler değiştirilerek yapılan ayarlamalar ile görüntü üzerinde yoğunluk farklılıkları istenilen oranda olabilmektedir. Bu düzenlemeler pencereleme olarak isimlendirilir ve pencerelemenin merkezinde pencere seviyesi (WL: window level) izlenirken, Hounsfield skalasında pencereleme yapılan aralık ise pencere genişliğini (WW: window width) saptar. İncelenecek dokuda ilgilenilen yapılara ve farklı yoğunluklara göre pencereleme ayarları düzenlenerek görüntü detaylı olarak değerlendirilir. Özellikle toraks değerlendirmesinde pulmoner parankiminde hava varlığı nedeniyle parankimal detayın değerlendirilebilmesi için ayrıca parankim penceresi ayarı ile de görüntüler elde edilmektedir. Farklı pencereden görüntü alabilmek için ayrı kesitler almaya gerek yoktur. Pencereleme ayarları mevcut kesit görüntüler üzerinden yapılabilir.

X-ışını kümesinde yapılan inceltme ve detektörlerin genişliği, kesit kalınlığını belirler. Kesit kalınlığı arttıkça üç boyutlu görüntü rezolüsyonu azalmaktadır. Kesit kalınlığı azaldıkça detay artmakta bununla birlikte ilgilenilen alanı incelemek için daha fazla kesite ihtiyaç duyulmaktadır. Tomografik incelemelerde, 1 mm - 1 cm arasında değişen kesit kalınlıkları kullanılmaktadır. Kesit kalınlığının varlığı düşünüldüğünde görüntüye piksel olarak yansıyan alanın aslında üç boyutlu bir hacim olduğu anlaşılabacaktır. Piksel ile kesit kalınlığı çarpılarak elde edilen üç boyutlu hacimsel yapı voksel olarak adlandırılır ve bu oluşum BT'nin birim hacim elemanıdır.

BT incelemelerinde bir kesitte voksellerden elde edilen dataların ardışık kesitlerde birbirine eklenerek hastaya ait verilerin sanal ortamda elde edilen üç boyutlu programlar kullanılarak değişik planlarda kesitler elde edilebilir. Örneğin aksiyal düzlemde kesitleri elde edilmiş bir hastada aynı zamanda koronal sagittal ya da istenilen oblik düzlemlerde kesitler elde edilebilmektedir. Böylece üç boyutlu veriler elde olunarak tarama alanı içinde bulunan tüm vokseller düşünüldüğünde üç boyutlu görüntüler oluşturulabilmektedir. Özellikle kemik dokusu ve postkontrast vasküler

imajlardaki yüksek değerli vokseller kullanılarak üç boyutlu kemik ya da vasküler görüntüler elde olunabilmektedir ve özel görsel efektlerle görüntünün detayı hakkında daha fazla bilgi elde olunmaktadır. Bu yöntemlerle görüntünün işlenmesine rekonstrüksiyon ya da reformasyon denilmektedir.

BT cihazları gelişen teknoloji ile birlikte günümüze kadar büyük değişimler göstererek gelmiştir. İlk jenerasyon tarayıcılar, tek dedektörlü veya az sayıda dedektöre sahipken, yeni jenerasyon tarayıcılarda çok sayıda ve hatta tek sıra olmayan dedektör dizinleri bulunmaktadır. Az sayıda dedektörle kesit görüntü elde eden birinci ve ikinci jenerasyon BT cihazları günümüzde kullanılmamaktadır. En sık kullanılan sistemler üçüncü jenerasyon BT sistemleridir. Bu jenerasyonda dedektörler ile tüp karşılıklı olarak dönme hareketi yaparlar. Dördüncü jenerasyon BT cihazlarında sadece tüpte rotasyon olurken, çepeçevre dizilişli sabit geniş bir dedektör bulunmaktadır.

BT teknolojisinde bir üst basamakta da tüp ve dedektör düzeneğinin devamlı aynı yönde dönmesini sağlayan slip ring tekniğinin geliştirilmesidir. Bu yöntemde, kesitler arasında bekleme olmadan tarama yapılabilir. Böylece hasta masası kayarken ardışık kesitler oldukça yüksek bir hızla elde olunabilmektedir. Bu yöntem ve teknolojiye spiral BT ismi verilir ve tek bir rotasyon ile kesit alma işlemi 0,5- 1 sn arasında olabilmektedir.

BT aygıtları içinde günümüzdeki en son teknoloji multislice BT'dir. Multislice BT cihazlarında birden fazla sıralı dedektörlerin bulunmaktadır ve bu dedektörler sayesinde bir tarama sırasında birden fazla kesitin elde edilebilmektedir. Mekanik tarama sistemlerinden başka tarayıcı ünitesinde büyük bir röntgen tüpü gibi yapı bulunan ve çevresel anot özelliği sayesinde elektronik olarak dönen çok süratli bir x-ışını elde edilmesi ve bunların oluşturduğu verilerin çevresel dizilişli dedektörlerle alınması ile görüntü oluşturan elektron beam tomografi aygıtları da BT teknolojisinde gelinen üst noktalardan birisidir. Bu sistemler ile veri elde etme ve işleme sistemlerinin elektronik olarak gerçekleşmesi sebebiyle kesit alım süresi saniyenin 1/30 una kadar indirilebilmiştir.

BT cihazları, röntgende de kullanılan x-ışını enerjisi ile kesitsel ve röntgene göre oldukça yüksek doku kontrastı sağlayarak görüntü elde edebilmektedir. Bu şekilde elde edilen BT görüntülerinde röntgendekine uyan özellikler ile birlikte üç boyutlu oryantasyon sağlayan kesitsel görüntüler ve röntgende mümkün olmayan yumuşak doku ayırımını sağlayan yüksek doku kontrastlı görüntüler oluşur. BT ve röntgende aynı enerji kullanıldığı için BT görüntüsü ile röntgen görüntüsünde kontrast oluşturan görünümeler aynı yapıları tanımlar. BT de röntgene göre yüksek yumuşak doku çözünürlüğü nedeniyle çok daha fazla sayıda gri tonları elde edilir.

Hem röntgen hem de BT 'de kullanılan x-ışını nedeniyle aynı fiziksel prensipler geçerlidir. Bu nedenle röntgendeki pozitif kontrast maddelerden iyotlu kontrast maddeler BT'de de kullanılmaktadır. Fakat baryum, aşırı x-ışını absorpsiyonuna neden olmaktadır ve BT'de görüntüyü bozduğu için kullanılmamaktadır.

2.11. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği ve Tekniği

Teknik, manyetik ortamda dokulara radyo dalgası gönderilerek manyetik ortamın etkisindeki dokularda manyetik etkiyi değiştirme ve bu değişimden sonra tekrar manyetik ortamın etkisine geçerken dokulardan geri dönen magnetik sinyalleri alarak görüntü oluşturma prensibine dayanır. Kısacası bu yöntemde bir anlamda dokular radyo dalgası (radyofrekans) gönderebilecek hale getirilmekte ve vücuttan geri dönen sinyaller alınarak görüntü oluşturulmaktadır.

Manyetik rezonans tekniği, fiziksel kuralları yaklaşık olarak 1940'lı yıllarda bilinmesine rağmen yöntemin görüntüleme amacıyla kullanılması bundan yaklaşık 30 yıl sonra kullanıma geçirilmiştir.

Kullanılan teknikte görüntüleme için vücut güçlü bir manyetik alana sokulur. Günümüzde magnetik ortam için 0,5 – 1,5 – 3 Tesla manyetik alan oluşturan magnetler (mıknatıs) mevcuttur.

MRG ile elde edilen kesit görüntüler üzerindeki alanları gösteren renk tonları, elde olunan sinyalle orantılı olarak parlak (beyaz) izlenir, sinyalsiz alanlar ise sessiz (siyah) izlenmektedir.

2.11.1. MRG Yönteminin Temel Prensipleri

Kullanılan teknikte vücutta bulunan manyetik özelliğe sahip var olan atomlar kullanılır. Bahsi geçen atomlar çekirdeklerinde tek sayıda proton bulunduran ve rotasyon hareketi yapan atomlardır. Bunlar içerisinde, çekirdeğinde bir proton bulunan hidrojen atomu, insan vücudu çok sayıda içerdiği ve çok iyi sinyal gönderdiği için görüntülemelerde kullanılan en avantajlı atomdur. Magnet içerisinde vücuttaki protonların manyetizasyon oluşturduğu manyetik alana paralel olarak dizilimi sağlanır. Daha sonra dokulara gönderilen radyo dalgasının enerjisi ile bu hidrojen atomlarının manyetik alan ile belirli bir açı oluşturması sağlanır. Radyo dalgası gönderiminin sona ermesinden sonra etkilenen hidrojen atomları tekrar manyetik alanın etkisi ile eski konumlarına gelirler. Bu esnada hidrojen atomlarının içlerinde bulundukları moleküler yapı farklılıklarına göre ayrı ayrı zamanlarda tekrar manyetik alana paralel konuma gelebilirler. Magnetler içerisindeki etkilenmiş hidrojen atomlarından farklı dönemlerde sinyaller alınarak görüntüler elde edilir. Uyarıların yollandığı ve sinyallerin alındığı zamanların farklı olması nedeniyle vücuttaki farklı özellikteki hidrojen kompozisyonu oluşturan dokuların farkı oluşturulabilmektedir. Vücuttan elde edilen sinyaller, dokudaki suyun miktarı, serbest ya da bağlı olması, bağlı ise sıkı ya da gevşek bağlı olması gibi çeşitli durumlara bağlı olarak nicelik ve nitelik özellikleri değişkenlik göstermektedir. Ayrıca sinyalin alındığı dokularda herhangi bir akım varsa akımın varlığına ve hızına göre de gelen sinyallerde de değişiklik izlenecektir.

Hidrojen atomunun suyun yapısını oluşturması nedeniyle MRG tekniği, yumuşak dokuların incelemesinde iyidir ve tercih edilir. Kemik gibi su içeriği düşük olan dokulardan daha düşük sinyaller alınmaktadır. Hidrojen atomlarına, gönderilen radyofrekans uyarısı etkisi kalkınca atomlar hem kendi ekseninde dönen hem de salınım hareketi yapan bir topaç gibi hareket ederek ilk baştaki konumlarına geri dönerler. İlk başta radyo dalgasının etkisinde yatırılan protonlar, manyetik alanın etkisiyle salınım yaparak dik konuma gelirler. Bu aşamada oluşan salınım nedeniyle manyetik alana dik

vektör ile oluşan geri hareket, transvers relaksasyon olarak isimlendirilir, protonun yatık konumdan dik konuma gelirken manyetik alana paralel vektör ile oluşan geri hareketi ise longitüdünal relaksasyon olarak isimlendirilir. Longitüdünal relaksasyonun süresi T1 zamanı, transvers relaksasyonun süresi ise T2 zamanı belirler ve bu isimlerle anılırlar. T1 zamanı (300 – 2000 msn), T2 zamanına (30 – 150 msn) göre belirgin daha uzundur. Suyun T1 ve T2 zamanı nisbeten uzun iken yağın T1 ve T2 zamanları daha kısadır.

MRG de sıklıkla kullanılan spin eko yönteminde 90°'lik bir uyarı sinyali yollanır. Bu yöntemde manyetik alana paralel olan dokudaki manyetizasyon dokuya dik hale getirilir ve böyle ölçüm sağlanır. Normalde longitüdünal relaksasyon manyetik alana paralel konumdadır ve ölçüm yapılamaz. Bu sebeble T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde edilirken transvers manyetizasyon öncelikli kullanılır.

2.11.2. T2 Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler

T2 zamanları farklı olan iki dokunun arasındaki farkı ortaya koyacak şekilde kullanılır. Belirlenen bu süre içinde dokulardan alınan sinyallerle görüntü oluşturulur. Bu şekilde T2 süresi farklı olan yapılar izlenen görüntülerde ayırt edilir. Kullanılan sinyal süresince transvers relaksasyonunu tamamlayan yapılardan sinyal elde olunmaz; ancak T2 zamanı uzun olan yapılardan sinyal elde olunur ve görüntüde kontrast farkı açığa çıkar.

Hızlı veya turbo spin eko (FSE/TSE) sekansları görüntüleme sürelerini azaltmak için geliştirilmiş klasik spin eko (SE) tekniğinin bir uyarlamasıdır.

Turbo inversion recovery magnitude (tirm) sekansları ise inversiyon dönüştürerek meydana getirilen MRG puls dizisinin ürünüdür. Bu sekans özellikle kemikte osteomyelit değerlendirilmesinde ve baş-boyun tümörlerinin değerlendirilmesinde üstündür.

2.11.3. T1 Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler

Görüntü elde edilmesinde farklı dokulardaki T1 zamanı farklılıklarını açığa çıkarmak amaçlanır. Farklı zamanda T1 relaksasyonu bulunan iki farklı dokuda radyofrekans gönderildikten sonra dokulardaki protonlarda oluşan longitüdinal manyetizasyon farkı aslında dokular arasındaki T1 zamanı farkını oluşturmaktadır. Longitüdinal manyetizasyon zamanı ölçülemediği için T1 zamanı farkını ortaya koyacak şekilde ikinci bir radyofrekans verilmesi gerekmektedir. İkinci uyarı verildikten sonra elde olunan sinyallerdeki ölçülebilen transvers manyetizasyon değerleri aslında longitüdinal manyetizasyonun karşılığıdır. Radyal T1 volumetric interpolated breath-hold examination(vibe) sekansı ; k- space bilgisi elde etmek için geliştirilmiş üç boyutlu gradient eko sekansıdır.

2.11.4. Proton Ağırlıklı Görüntü Oluşturmada Temel Prensipler

Elde olunan tüm transvers manyetizasyon verileri toplanarak, T1 ve T2 zamanından bağımsız olarak dokudan elde edilen tüm sinyallerin gözönüne alınması sonucu elde edilen görüntüdür. Sonuç olarak dokulardaki proton miktarını gösteren bir görüntü oluşturulur.

2.11.5. MRG de Hızlı Görüntüleme Yöntemleri (Gradient Eko Sekansları)

MR görüntülemesinde protonların 90° açığa gelmesi sağlanarak elde edilen spin eko görüntülerinin harici olarak geliştirilen ve başlıca gradiyent eko ismi verilen hızlı görüntüleme yöntemlerinde protonları özel gradient yöntemleri kullanılarak daha düşük açı değerlerinde yatırarak daha hızlı görüntü oluşturulur. Elde edilen görüntü, daha kısa sürede oluşturulurken doku kontrastı normal spin eko görüntülerden daha düşük olmaktadır.

2.11.6. MRG'de Kesit Görüntünün Oluşturma

MRG'de kesit görüntü oluşturma, manyetik alanın hasta boyunca değiştirilmesi ile oluşturulmaktadır. Öncelikle kesit belirleme gradienti oluşturulmaktadır ve vücudun

belli kesimlerinde de manyetik alanların farklı olması sağlandıktan sonra belirli bir frekansta verilen radyo dalgası, manyetik alanın sadece belli bir seviyesini etkiler ve bu düzeylerden elde olunan sinyaller, kesitsel görüntü için zemin oluşturur. Böylece etkilenen manyetik alan seviyesi ve radyo dalgasının frekansı arasındaki ilişki Larmor denklemi ile hesaplanır. Örnek olarak aksiyal bir kesit oluşturulurken, ilk önce baş ile ayak arasında bir manyetik alan farkı oluşturulur. Oluşturan farklı magnetik alan nedeniyle belirli bir frekansta gönderilen radyo dalgası, sadece kendisine uyan bir manyetizasyondaki bölgeleri etkiler. Sonraki kesit elde olunurken, gönderilen radyo dalgasının frekansı ilgilenilen vücut bölgesinde elde edilecek kesite göre gerekli ayarlamalar yapılarak yeni kesit oluşturulur.

Kesit kalınlığı ve kesit düzlemi, kesit belirleme gradienti ile sağlanır daha sonra frekans kodlama gradienti ile kesit düzleminin bir ekseninde sinyal farklılıkları oluşturulmakta olan diğer eksenindeki sinyal farklılıkları ise faz kodlama gradienti ile elde edilir. Bu şekilde kesit düzleminin herhangi bir noktasından gönderilen sinyal, faz ve frekans farkları ortaya konularak lokalize edilmektedir. Fakat vücuttan elde edilen tüm bu verileri taşıyan sinyaller tamamıyla kompleks bir radyo dalgası özelliği taşımaktadır. MRG cihazının içindeki anten görevi olarak işlev yapan sargılar tarafından sinyaller alındıktan sonra tüm bu veriler fast fourier transformasyon adı verilen bir görüntü çözümleme yöntemiyle işlenerek görüntü matrisindeki veriler uygun şekilde yerli yerine oturtulabilmektedir.

2.11.7. MRG Anjiyografi Yöntemi;

MRG ile damarlardan üç şekilde görüntü elde edilebilmektedir.

- a. Time of flight (TOF) MR Anjiyografi:** Bir MR kesiti elde olunurken, kesit seviyesinden uyarılmış dokulardan sinyaller elde edilir ve damar içerisindeki radyo dalgası ile uyarılmış olan kan, bu aşamada yer değiştirir ve kesit görüntü oluşturulurken damar seviyeden gönderilen sinyaller dikkate alınmaz. Böylece akım olan vasküler yapılarda sinyalsiz siyah alanlar meydana gelir.

- b. Faz kontrast anjiografi:** Akım nedeniyle oluşan spin - faz etkisi veya akım etkisinin meydana getirdiği etkiye duyarlı sekanslarda oluşturulan çalışma ile akıma dayalı vasküler kontrast oluşturulmaktadır.
- c. Kontrastlı MR anjiografi:** Yüksek gradient sistemlere ihtiyaç duyulan bu teknikte intravasküler paramagnetik MR kontrastları kullanılarak vasküler görüntü elde edilir.

2.11.8. MRG Spektroskopi

Belirlenmiş bazı elementleri ve vücut içerisindeki kimyasal profili incelenecek objeye zararlı etkisi olmadan ortaya koyan, incelenen dokuda metabolizmayı gösterebilen, hücre fizyolojisine yönelik çalışmaları gösteren bir analiz inceleme yöntemidir.

2.11.9. Diffüzyon MRG

MRG, diffüzyona duyarlı bir inceleme yöntemidir. Hızlı proton difüzyonu olan dokularla yavaş difüzyon olan dokuları magnetik rezonans ile uygun yöntem ile ayırt edilebiliyor. Teknik güçlü gradient sistemleri ve özel puls sekansları kullanılarak görüntü oluşturulmaya çalışılır. Enfarktta erken dönemde hücresel şişmede protonun hızlı diffüzyon gösterdiği alanlar, diffüzyon görüntülemeye yüksek sinyalli olarak izlenirler.

2.11.10. Perfüzyon MR

Bu inceleme tekniğinde paramanyetik kontrast maddeler kullanılarak veya kullanmadan incelenecek organda kan akımı miktarını ve incelenen dokunun kapiller düzeyde vaskülarizasyonu ortaya koyulmaktadır.

2.11.11. Fonksiyonel MR

Beynin perfüzyonundaki değişiklikler, oksijen ve deoksi hemoglobinin farklı alanlarda asimetrik dağılımıyla veya paramagnetik kontrast madde ile uyarılan bir beyin

alanını kumanda eden beyin bölgesinde görüntüde değişiklik olarak (Fonksiyonel MR görüntüleme) veya beyin aktivasyonu ile değişiklik gösteren laktat ve glukoz gibi metabolitlerle yapılan spektroskopik analizlerle inceleme ile (Fonksiyonel MR Spektroskopi) olmak üzere iki farklı yöntemle yapılabilmektedir. Bu yöntem ile beyinde istenen merkezin belirlenebilmesi mümkündür.

2.11.12. MRG’de Kullanılan Kontrast Maddeler

MR da başlıca kullanılan kontrast ajanlar paramanyetik özellik göstermektedir. Bu ajanlar bulundukları dokularda protonların relaksasyon sürelerini azaltarak görüntüye etki ederler. T1 ve T2 relaksasyon zamanını kısaltan bu ajanlar görüntülerde hiperintens olarak izlenirler. Bu amaçla en çok gadolinyum kullanılır ve intravenöz olarak uygulanır. Tanıda sıklıkla T1 ağırlıklı görüntülerle elde olunan IV çalışmalarda hem doku hem de damarsal kontrastlanma özellikleri kullanılır. MR paramagnetik kontrast maddeler eklemlere ve diğer vücut boşluklarına da uygulanarak da görüntü elde edilebilmektedir. Ayrıca sindirim borusu gibi vücut boşluklarında kullanılan enteral kontrast ajanlar, T2 ağırlıklı görüntülerde hiperintens olarak izlenirler. Günümüzde organ spesifik kontrast ajanlara yönelik çalışmalar yapılmaktadır.

3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

Nisan 2013-Ağustos 2018 tarihleri arasında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesine başvuran SPN'lerin araştırılması veya başka bir nedenle (kitlelerin toraks duvarı ile mediasten invazyonu, mediastinal kitleler, metastaz, romatoid nodüller vb.) akciğer (AC) - mediasten dinamik MRG ve toraks BT incelesi olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Bu hastaların değerlendirilmesinde SPN tanımına uyan tarzda 3 cm'den küçük oval yuvarlak lezyonlar göz önünde bulundurulmuştur. Çalışma 18 yaşından büyük hastaları kapsamaktadır. 72 kadın 83 erkek toplam 155 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Hastalardan 1-6 arası sayıda nodüller çalışma kapsamına alınmıştır, bu durumda toplam 293 nodül sayısına ulaşılmıştır. BT ve MRG arasında inceleme süresi 6 ay ve daha az olan hastalar çalışmaya dahil edilmiştir. Nodüllerin taraması retrospektif olarak yapılmıştır.

Hastaların değerlendirilmesi 64 kesit dual enerji BT (aquilion one vision), 256 kesitli dual enerji BT (Somatom Flash), 3 Tesla (Skyra) ve 1,5 Tesla (Avanto) cihazlarıyla yapılmıştır. BT görüntüleri kontrastsız YRBT (Yüksek Rezolüsyonlu Bilgisayarlı Tomografi), intravenöz kontrastlı toraks BT, kontrastsız toraks BT şeklinde elde olunmuştur. Kontrastlı görüntüler için iyotlu kontrast madde 1mg/kg dozunda kullanıldı. MRG görüntüleri, gadolinium ile intravenöz kontrastlı olarak prekontrast T1 volumetric interpolated breath-hold examination (vibe) three-dimensional (3D) gradient-echo (GRE), T2 ağırlıklı fast-spin-echo (FSE), T2 turbo inversion recovery magnitude(tirm),90.saniyede alınan parankimal faz kontrastlı dinamik T1 vibe, difüzyon ağırlıklı (AG) görüntüler (Yalnızca B1000 sekansı çalışmaya dahil edilmiştir ve apparent diffusion coefficient (ADC) haritaları görüntüleme sekansları olarak kullanıldı. MRG için kontrast olarak gadolinium içeren 0,5 mmol/ml ve 1mmol/ml sölüsyon preparatları kullanıldı.

Çalışmamıza BT için solid, semisolid, kalsifik ve buzlu cam dansitesinde olmak üzere dört grup dansitede nodüller dahil edildi. Ayrıca natürlerinden başka nodüller bulundukları akciğer loblarına, değerlendirilen 1,5 ve 3 Tesla MRG'ye ve boyut aralığına göre de sınıflandırılıp değerlendirilmiştir. Nodül boyutlarının ölçülmesinde BT'de aksiyal kesitlerde parankim penceresindeki tomografi görüntülerinde toraks uzun

eksenine paralel en uzun ve en kısa çapın ortalama mleri alındı. MRG görüntülerinde prekontrast T1 vibe, parankim fazında kontrastlı T1 vibe, T2 AG,T2 tirm, B1000 sekansı ve ADC haritasında saptanabilen nodüller yine toraks uzun eksenine paralel ortalama çap mleri alındı.

İstatistik analizler IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 20 istatistik analiz programı ile yapıldı. Veriler ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum, yüzde ve sayı olarak sunuldu. Sürekli değişkenlerin normal dağılımına Shapiro Wilk testi ile bakıldı. Kategorik değişkenler arasındaki kıyaslama ise Ki-kare ve Fisher's Exact test ile yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmamıza Nisan 2013 - Ağustos 2018 tarihleri arasında Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastahanesi'ne pulmoner nodül araştırması veya başka bir nedenle başvuran 155 hasta dahil edildi. Hastaların 72 (%46,45)'si kadın ve 83 (%53,54)'ü erkekti. Hastaların yaş aralıkları 18-83 arasındaydı. Hastaların ortalama yaş değeri $57,02 \pm 14,8$ olarak hesaplanmıştır.

4.1. Genel Olarak Nodüllerin MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirliği

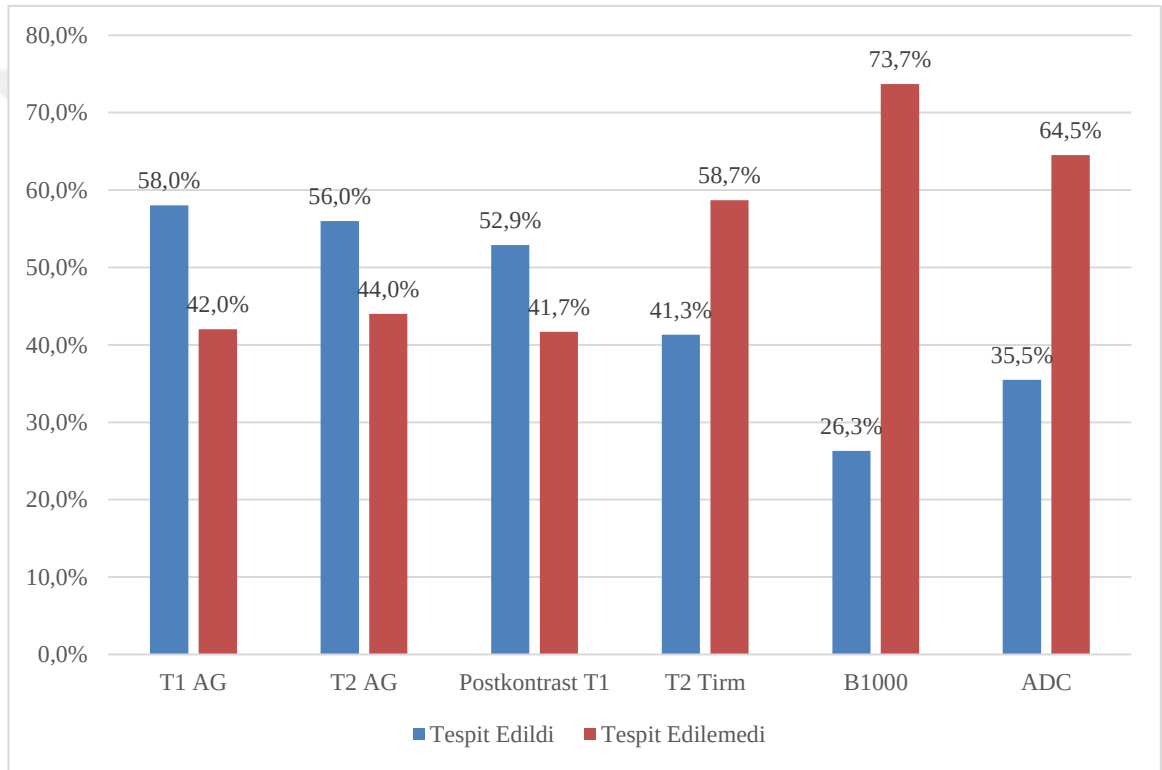
BT altın standart olarak kabul edildiğinde çalımaya dahil edilen 1-30 mm arasındaki tüm natürlerdeki (solid {168}, semisolid {36}, buzlu cam dansitesindeki {55} ve kalsifik {34}) toplam 293 nodülün 170 (%58) tanesi prekontrast T1 vibe, 164 (%56) tanesi T2 AG görüntülerde, 155 (%52,9) tanesi postkontrast T1 AG vibe görüntülerde, 121 (%41,3) tanesi T2 tirm görüntülerde, 77 (%26,3) tanesi B1000 sekansında ve 104 (%35,5) tanesi ADC haritasında tesbit edilmiştir. Bulgular değerlendirildiğinde tüm nodülleri saptamada en yüksek oran prekontrast T1 vibe sekansında izlenmiştir. Daha sonra saptama yüzdeleri sırası ile T2 AG, postkontrast T1 vibe, T2 tirm sekansları, ADC haritasında ve en az oran olarak B1000 sekansında saptanmıştır. BT altın standart olarak alındığında MRG sekanslarında toplam tesbit edilen nodüller Tablo 4 ve Tablo 5 de gösterilmiştir. Ayrıca tesbit edilebilen nodüller Şekil 5' de grafik olarak gösterilmiştir.

Tablo 4. BT altın standart olarak alındığında MRG sekanslarında tesbit edilen toplam nodüllerin yüzdelik oranı ve sayıları

		BT de tesbit edilen 293 nodül	
		Sayı	% (Yüzde)
T1AG vibe	tespit edildi	170	58,0%
T2AG	tespit edildi	164	56,0%
Postkontrast T1 AG vibe	tespit edildi	155	52,9%
T2 tirm	tespit edildi	121	41,3%
B1000	tespit edildi	77	26,3%
ADC	tespit edildi	104	35,5%

Tablo 5. BT altın standart olarak alındığında MRG sekanslarında tespit edilen ve edilmeyen nodüllerin yüzdesi

	Tespit Edildi	Tespit Edilemedi
T1AG vibe	58,0%	42,0%
T2AG	56,0%	44,0%
PostkontrastT1 AG vibe	52,9%	47,1%
T2 tirm	41,3%	58,7%
B1000	26,3%	73,7%
ADCdeğer	35,5%	64,5%



Şekil 5. BT altın standart tetkik olarak alındığında MRG sekanslarında saptanan nodüllerin grafiksel görünümü

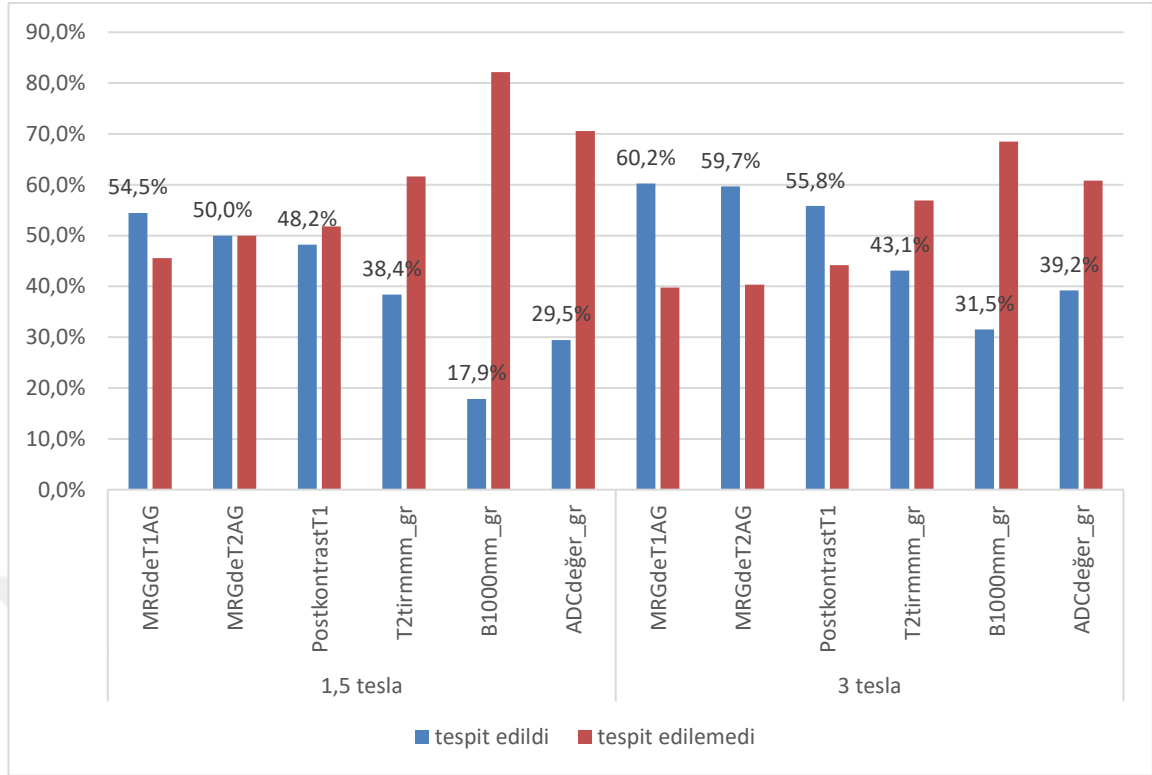
4.2.1,5 ve 3 Tesla Cihazlarına göre Nodüllerin Tespit Edilebilirliği

Çalışmaya dahil edilen ve BT de tespit edilen toplam 293 nodülün BT'deki natürleri göz önüne alınmadan MRG ile değerlendirilmesinde 181 nodül 3Tesla MRG, 112 nodülün değerlendirilmesi 1,5 Tesla ile yapılmıştır. 1,5 Tesla MRG cihazında nodüllerin T1 vibe görüntülerde %54,5'i, T2 AG görüntülerde %50'si, postkontrast T1

vibe görüntülerde %48,2'si, T2 tirm görüntülerde %38,4'ü, B1000 sekansında %17,9'uve ADC haritasında %29, 5 'i tespit edilmiştir. 3 Tesla MRG cihazında ise T1 vibe görüntülerde %60, 2'si, T2 AG görüntülerde %59,7 'si, postkontrast T1 vibe görüntülerde %55,8'i, T2 tirm sekansında %43,1'i, B1000 sekansında %31,5'ive ADC haritasında %39,2'si tespit edilmiştir. Bu değerlendirmeler boyut ve natür göz önüne alınmadan yapılmıştır. İstatistiksel değerlendirmede B1000 sekansı haricinde diğer sekanslarda 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarında saptanma oranlarında anlamlı fark bulunmamıştır. B1000 sekansında 3 Tesla MRG cihazının saptama oranı istatistiksel olarak daha fazladır (p değeri 0,01 olarak hesaplanmıştır). Boyut ve natür göz önüne alınmadan 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarıyla yapılan incelemeler tablo 6' da yüzdelik veriler şeklinde ve şekil 6' da ise grafik şeklinde verilmiştir. Ayrıca istatistiksel veriler, sayılar ve yüzde oranları 1,5 ve 3 Tesla için tüm MRG sekanslarında ayrı ayrı tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 6. BT'de tespit edilen nodüllerin 1,5 ve 3 Tesla MRG'de yüzdelik tespit edilebilirliğinin yüzdesi

		Tespit Edildi	Tespit Edilemedi
1,5 Tesla	T1 vibe	54,5%	45,5%
	T2 AG	50,0%	50,0%
	Postkontrast T1 vibe	48,2%	51,8%
	T2 tirm	38,4%	61,6%
	B1000	17,9%	82,1%
	ADC değer	29,5%	70,5%
3 Tesla	T1 vibe	60,2%	39,8%
	T2AG	59,7%	40,3%
	Postkontrast T1 vibe	55,8%	44,2%
	T2 tirm	43,1%	56,9%
	B1000	31,5%	68,5%
	ADC değer	39,2%	60,8%



Şekil 6. BT’de tespit edilen nodüllerin 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarında yapılan çalışmasında MRG sekanslarında tespit edilebilirliğinin grafiksel gösterimi

Tablo 7. BT’de boyut ve natür göz önünde bulundurulmadan 1,5 ve 3 Tesla MRG’de saptanan nodüllerin sayısı, yüzdesi ve istatistik anlamlılık oranı

		MRG Cihazları(Tesla)					
		1,5 Tesla		3 Tesla			
		BT de izlenen nodüller (112 nodül)		BT de izlenen nodüller (181 nodül)			
		Tespit Edildi		Tespit Edildi			
		Sayı	%	Sayı	%	ki-kare	p
T1 vibe	tespit edilemedi	51	45,5%	72	39,8%	0,941	0,332
	tespit edildi	61	54,5%	109	60,2%		
T2AG	tespit edilemedi	56	50,0%	73	40,3%	2,625	0,105
	tespit edildi	56	50,0%	108	59,7%		
Postkontrast T1 vibe	tespit edilemedi	58	51,8%	80	44,2%	1,598	0,256
	tespit edildi	54	48,2%	101	55,8%		
T2 tirm	tespit edilemedi	69	61,6%	103	56,9%	0,631	0,427
	tespit edildi	43	38,4%	78	43,1%		
B1000	tespit edilemedi	92	82,1%	124	68,5%	6,639	0,01
	tespit edildi	20	17,9%	57	31,5%		
ADC değ�er	tespit edilemedi	79	70,5%	110	60,8%	2,88	0,09
	tespit edildi	33	29,5%	71	39,2%		

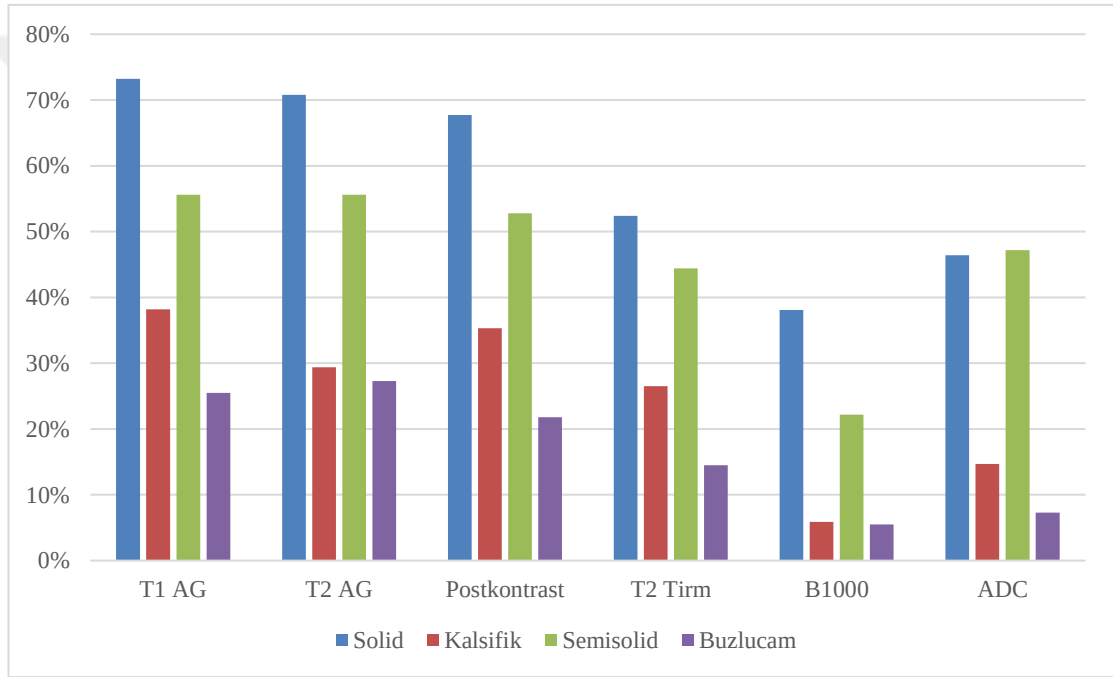
*Boyut ve natür göz önünde bulundurulmadan yapılan değırlendirmede B1000 sekansı hariç tüm sekanslarda 1,5 Tesla ve 3Tesla MRG cihazları arasında saptanabilirlikte istatistiksel anlamlı fark bulunmadı. B 1000 sekansında p değeri 0,01 olarak hesaplanmış ve 3 Tesla cihazı nodül saptamada istatistiksel olarak daha duyarlı olduğu sonucuna varıldı.

4.3. BT'deki natürlerine göre (Solid, Semisolid, Kalsifik ve Buzlu Cam Dansitesi) MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik

BT standart alınarak boyuttan bağımsız olarak saptanan 293 nodüller, BT deki dansite natürlerine göre değerlendirmede; solid, semisolid, buzlu cam dansitesi ve kalsifik olarak dört kategoride incelenmiştir. Değerlendirmede MRG'de tesbit edilen nodüller göz önüne alınmıştır. Solid dansitedeki nodüllerin %73,2'si T1 vibe sekansında, %70, 8'i T2 AG sekansında, % 66,7 'si postkontrast T1 vibe sekansında, %52,4'ü T2 tirm sekansında, %38,1'i B1000 sekansında ve % 46,4'ü ADC haritasında tespit edilebilmiştir. Kalsifik nodüllerin %38,2'si T1 vibe sekansında, %29,4'ü T2 AG sekansında, % 35,3'ü postkontrast T1 vibe sekansında, %26,5 'i T2 tirm sekansında, %5,9'u B1000 sekansında ve % 14,7'ü ADC haritasında tespit edilebilmiştir. Semisolid dansitedeki nodüllerin %55,6'sı T1 vibe sekansında, %55,6'sı T2 AG sekansında, %52,2'si postkontrast T1 vibe sekansında, %44,4 'ü T2 tirm sekansında, %22,2'si B1000 sekansında ve %47,2'si ADC haritasında tespit edilebilmiştir. Buzlu cam dansitedeki nodüllerin %25,5'i T1 vibe sekansında, %27,3'ü T2 AG sekansında, % 21,8'i postkontrast T1 vibe sekansında, %14,5'i T2 tirm sekansında, %5,5'i B1000 sekansında ve % 7,3'ü ADC haritasında tespit edilebilmiştir. Elde edilen bulgular, BT'de izlenen nodüllerin boyutları göz önüne alınmadan değerlendirildiğinde, çalışılan tüm sekanslarda solid nodüllerin saptanma oranı en yüksek yüzde de bulunmuştur. Daha az oranda saptanma yüzdeleri sırası ile semisolid dansitede, kalsifik nodüllerde ve en az oranda olmak üzere buzlu cam dansitesindeki nodüllerde çalışılan tüm sekanslar için izlenmiştir. İstatistiksel hesaplamalarda, tüm natürdeki nodüllerin tüm MRG sekanslarında saptanabilirliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p değeri 0,001'den küçük olarak hesaplandı); ancak tüm natürdeki nodüller için geçerli olmak üzere 1,5 Tesla ile 3 Tesla MRG cihazında saptama oranında istatistiksel fark saptanmamıştır (p değeri 0,352 olarak hesaplanmıştır). Boyuttan bağımsız olarak BT tetkiki standart alınarak değerlendirildiğinde BT'deki dansite natürlerine göre MRG sekanslarında nodüllerin saptanma yüzdeleri tablo 8'de ve grafik olarak şekil 7'de gösterilmiştir. Ayrıca tablo 9'da BT natürlerine göre nodüllerin MRG sekanslarında tespit edilebilirliği, yüzde, nodüllerin sayıları ve istatistiksel oranları verilmiştir.

Tablo 8. BT standart alınarak yapılan değerlendirmede boyuttan bağımsız olarak MRG sekanslarında natürlerine göre saptanma yüzdeleri

		Solid	Kalsifik	Semisolid	Buzlucam
T1 vibe	Tespit Edildi	73,2%	38,2%	55,6%	25,5%
T2AG	Tespit Edildi	70,8%	29,4%	55,6%	27,3%
Postkontrast T1	Tespit Edildi	66,7%	35,3%	52,8%	21,8%
T2 tirm	Tespit Edildi	52,4%	26,5%	44,4%	14,5%
B1000	Tespit Edildi	38,1%	5,9%	22,2%	5,5%
ADCdeğer	Tespit Edildi	46,4%	14,7%	47,2%	7,3%



Şekil 7. BT tetkiki standart alınarak boyuttan bağımsız olarak BT’ deki natürlerine göre MRG sekanslarında nodüllerin saptanma yüzdelerinin grafik olarak gösterimi

Tablo 9. BT tetkiki standart kabul edilerek, MRG tüm sekanslarında nodüllerin BT'deki natürlerine göre tespit edilebilirliğinin sayı ve yüzde ile gösterimi, ayrıca 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarıyla nodüllerin natürlerine göre tespit edilebilirliği.

		BT'de nodül natürü (buzlu cam, semisolid, solid, kalsifik)									
		Solid		Kalsifik		Semisolid		Buzlucam			
		BT'de nodül(168)		BT'de nodül(34)		BT'de nodül(36)		BT'de nodül(55)			
		tespit edildi		tespit edildi		tespit edildi		tespit edildi			
		Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%		
T1 vibe	tespit edilemedi	45	26,8%	21	61,8%	16	44,4%	41	74,5%	45,425	<0,001
	tespit edildi	123	73,2%	13	38,2%	20	55,6%	14	25,5%		
T2AG	tespit edilemedi	49	29,2%	24	70,6%	16	44,4%	40	72,7%	43,175	<0,001
	tespit edildi	119	70,8%	10	29,4%	20	55,6%	15	27,3%		
Postkont rast T1	tespit edilemedi	56	33,3%	22	64,7%	17	47,2%	43	78,2%	38,334	<0,001
	tespit edildi	112	66,7%	12	35,3%	19	52,8%	12	21,8%		
T2 tirm	tespit edilemedi	80	47,6%	25	73,5%	20	55,6%	47	85,5%	27,98	<0,001
	tespit edildi	88	52,4%	9	26,5%	16	44,4%	8	14,5%		
B 1000	tespit edilemedi	104	61,9%	32	94,1%	28	77,8%	52	94,5%	32,026	<0,001
	tespit edildi	64	38,1%	2	5,9%	8	22,2%	3	5,5%		
ADC değer	tespit edilemedi	90	53,6%	29	85,3%	19	52,8%	51	92,7%	36,485	<0,001
	tespit edildi	78	46,4%	5	14,7%	17	47,2%	4	7,3%		
MRG Cihazı(tesla)	1,5 tesla	63	37,5%	10	29,4%	18	50,0%	21	38,2%	3,27	0,352
	3 tesla	105	62,5%	24	70,6%	18	50,0%	34	61,8%		

*Tüm natürdeki nodüllerin MRG sekanslarının hepsi ile tespit edilebilirliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p değeri <0,001). 1,5 ve 3 Tesla MRG cihazlarında tüm natürler için nodüllerin tespit edilebilirliğinde fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p değeri 0,352).

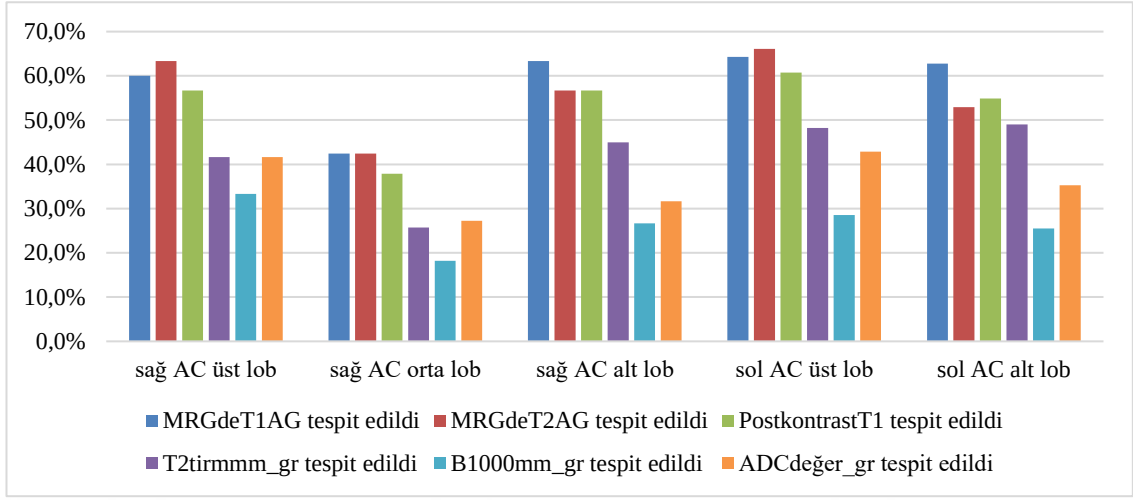
4.4. BT'de İzlenen Akciğer Loblarına Göre MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik

BT standart alınarak boyut ve BT'deki dansite natürleri göz önüne alınmadan, BT deki bulundukları akciğer loblarına göre nodüller sınıflandırıldı. Çalışmamızda toplam 293 nodül 5 akciğer segmentindeki (sağ akciğer üst lob {60}, sağ akciğer orta lob {66}, sağ akciğer alt lob {60}, sol akciğer üst lob {56} ve sol akciğer alt lob {56}) yerlerine göre gruplandırıldı. Loblara göre gruplandırıldıktan sonra MRG sekanslarında saptanma yüzdeleri hesaplandı. BT' de sağ akciğer üst lobtaki nodüllerin %60'ı T1 vibe sekansında, %63,3'ü T2 AG görüntülerde, %56,7'si postkontrast T1 vibe

sekansında, %41,7'si T2 tirm sekansında, %33,3' ü B1000 sekansında ve %41,7'si ADC haritasında saptandı. BT'de sağ akciğer orta lobtaki nodüllerin %42,4'ü T1 vibe sekansında, %42,4'ü T2 AG görüntülerde, %37,9'u postkontrast T1 vibe sekansında, %25,8 'i T2 tirm sekansında, %18,2'si B1000 sekansında ve %27,3'ü ADC haritasında saptandı. BT 'de sağ akciğer alt lobtaki nodüllerin %63,3'ü T1 vibe sekansında, %56,7'si T2 AG görüntülerde, %56,7'si postkontrast T1 vibe sekansında, %45'i T2 tirm sekansında, %26,7'si B1000 sekansında ve %31,7'si ADC haritasında saptandı. BT 'de sol akciğer üst lobtaki nodüllerin %64,3'ü T1 vibe sekansında, %66,1 'iT2 AG görüntülerde, %60,7'si postkontrast T1 vibe sekansında, %48,2'si T2 tirm sekansında, %28,6'sı B1000 sekansında ve %42,9 'u ADC haritasında saptandı. BT 'de sol akciğer alt lobtaki nodüllerin %62,7'si T1 vibe sekansında, %52,9'u T2 AG görüntülerde, %54,9'u postkontrast T1 vibe sekansında, %49 'u T2 tirm sekansında, %25,5'i B1000 sekansında ve %35,3'ü ADC haritasında saptandı. Bulgular değerlendirildiğinde BT'de sağ akciğer orta lobta izlenen nodüllerin tüm sekanslar için MRG'de saptanma yüzdesi en az olarak bulunmuştur. BT 'de sol akciğer üst lobta izlenen nodüller tüm sekanslar için saptanma yüzdeleri daha fazla çıkmıştır. BT'de sağ akciğerde izlenen nodüllerin en yüksek oranda saptanma yüzdeleri sağ akciğer alt lobta çıkmıştır. Çalışmaya dahil edilen 293 nodülün boyut ve BT dansite natürleri göz önüne alınmadan MRG sekanslarında akciğer loblarına göre saptanma yüzdeleri Tablo 10'da gösterilmiştir. Ayrıca aynı veriler grafik olarak Şekil 8'de gösterilmiştir.

Tablo 10. BT standart olarak alındığında akciğer loblarına göre MRG sekanslarında nodüllerin tespit edilebilirliğinin yüzdesi

		sağ AC üst lob(60)	sağ AC orta lob(66)	sağ AC alt lob(60)	sol AC üst lob(56)	sol AC alt lob(51)
T1AG vibe	tespit edildi	60,0%	42,4%	63,3%	64,3%	62,7%
T2AG	tespit edildi	63,3%	42,4%	56,7%	66,1%	52,9%
Postkontrast T1 vibe	tespit edildi	56,7%	37,9%	56,7%	60,7%	54,9%
T2 tirm	tespit edildi	41,7%	25,8%	45,0%	48,2%	49,0%
B1000	tespit edildi	33,3%	18,2%	26,7%	28,6%	25,5%
ADC değer	tespit edildi	41,7%	27,3%	31,7%	42,9%	35,3%



Şekil 8. BT standartlığında izlenen nodüllerin segmentlere göre MRG sekanslarında tespit edilebilirliğinin grafik olarak gösterimi

4.5. BT’de Boyut Aralıklarına Göre MRG Sekanslarında Tespit Edilebilirlik

Akciğer nodüllerinin tespit edilmesinde boyut göz önüne alındığında; BT’deki çap ölçüleri 0-4 mm, 4-6 mm, 6-8 mm ve 8 mm üzeri olmak üzere 4 klasifikasyona ayrılarak çalışmalar yapıldı. Bu sınıflamada her bir BT dansite natürüne göre sınıflama yapıldı.

BT’de çap aralığı 0-4 mm olan nodüller için; solid nodüllerde, T1 vibe sekansında %18,9’u, T2 AG görüntülerde % 13,5’i, postkontrast T1 vibe görüntülerde %13,5’i, T2 tirm sekansında %2,7’si saptanmıştır, B 1000 sekansında ve ADC haritasında hiçbir nodül saptanamamıştır. Yine BT’ de 0-4 mm çap aralığındaki nodüller için; kalsifik ve semisolid natürdeki dansite değerlerindeki nodüllerin hiç biri çalışılan MRG sekanslarında saptanamamıştır. BT’de 0-4 mm çap aralığı için buzlu cam dansitesi nodüller için; T1 vibe sekansında %9,4’u, T2 AG görüntülerde % 6,3’ü, postkontrast T1 vibe görüntülerde %9,4’ü, T2 tirm sekansında %3,1’i saptanmıştır, B 1000 sekansında ve ADC haritasında hiçbir nodül saptanamamıştır. BT’de 0-4 mm aralığında çap değerlerine sahip solid nodüllerde en yüksek saptanabilirlik %18,9 ile T1 vibe sekansında izlenmiştir. BT’ de 0-4 mm aralığında çap değerlerine sahip nodüllerde en yüksek saptanabilirlik solid nodüllerde ve %18,9 oranı ile T1 vibe

sekansında izlenmiştir. Bu aralıkta kalsifik ve semisolid dansitedeki hiçbir nodül MRG sekanslarında izlememektedir. BT de çap ölçümü 0-4 arasında kalsifik ve semisolid nodüller için istatistiksel anlamlılık rakamına ulaşamamıştır. BT' de 0-4 mm çap aralığına sahip nodüllerin natürlerine göre MRG sekanslarında saptanabilirliği tablo 11'de gösterilmiştir.

BT'de çap aralığı 4-6 mm olan nodüller için; solid nodüllerde, T1 vibe sekansında %38,1'i, T2 AG görüntülerde % 47,6'sı, postkontrast T1 vibe görüntülerde %33,3'ü, T2 tirm sekansında %9,5'i tespit edildi, B1000 sekansında hiçbir nodül tespit edilemedi ve ADC haritasında %9,5'i tespit edildi. Bu çap aralığında semisolid nodüllerde, T1 vibe sekansında %16,7'si, T2 AG görüntülerde % 16,7'si, postkontrast T1 vibe görüntülerde %16,7'si, T2 tirm sekansında %33,3'ü tespit edilmiştir, B 1000 sekansında hiçbir nodül tespit edilememiştir ve ADC haritasında nodüllerin %17,7'si tespit edilebilmiştir. Bu çap aralığında kalsifik nodüllerde, T1 vibe sekansında %22,2'si, T2 AG görüntülerde % 11,1'i, postkontrast T1 vibe görüntülerde %11,1'i tespit edilmiştir, ancak T2 tirm sekansında, B1000 sekansında ve ADC haritasında hiçbir nodül saptanamamıştır. Bu çap aralığında buzlu cam dansitesindeki nodüllerde, T1 vibe sekansında %25'i, T2 AG görüntülerde % 25'i, postkontrast T1 vibe görüntülerde %12,5'i, T2 tirm sekansında %12,5'i tespit edilebilmiştir; ancak B1000 sekansında ve ADC haritasında hiçbir nodül tespit edilememiştir. BT'de 4-6 mm çap aralığında tüm natürlerdeki nodüller için istatistiksel anlamlılık sayısına ulaşamamıştır, MRG sekanslarında saptanma yüzdeleri göz önüne alındığında en yüksek saptanma oranı %47,6 oranı ile solid nodüllerde T2 AG görüntülerde saptanmıştır. BT' de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin natürlerine göre MRG sekanslarında saptanabilirliği tablo 12'de gösterilmiştir.

BT'de çap aralığı 6-8 mm olan nodüller için; solid nodüllerde, T1 vibe sekansında %88,2'si, T2 AG görüntülerde % 88,2 'si, postkontrast T1 vibe görüntülerde %82,4'ü, T2 tirm sekansında %52,9'u, B1000 sekansında %35,3'ü, ADC haritasında %35,3'ü saptanmıştır. Bu çap aralığında semisolid nodüllerde, T1 vibe sekansında %100'ü, T2 AG görüntülerde %100'ü, postkontrast T1 vibe görüntülerde %100'ü, T2 tirm sekansında %100'ü, B1000 sekansında %50'si, ADC haritasında %50'si saptanmıştır. Bu çap aralığında kalsifik nodüllerde, T1 vibe sekansında %100'ü, T2 AG

görüntülerde %100'ü, postkontrast T1 vibe görüntülerde %100 'ü, T2 tirm sekansında %100 'ü, B1000 sekansında %100'ü, ADC haritasında %100'ü saptanmıştır. Bu çap aralığında buzlu cam dansitesindeki nodüllerde, T1 vibe sekansında %66,7'si, T2 AG görüntülerde %77,8'i, postkontrast T1 vibe görüntülerde %55,6'sı, T2 tirm sekansında %44,4'ü, B1000 sekansında %11,1'i, ADC haritasında %11,1'i saptanmıştır. BT'de 6-8 mm çap aralığında tüm natürler için istatistiksel anlamlılık sayısına ulaşılammıştır. Bu çap aralığında en yüksek saptanma tüm sekanslar için %100 ile kalsifik nodüllerde izlenmiştir. Ayrıca semisolid nodüllerde de T1 vibe, T2 AG, T2 tirm ve postkontrast T1 vibe sekanslarında da %100 oranında saptama izlenmiştir. BT' de 6-8 mm çap aralığına sahip nodüllerin natürlerine göre MRG sekanslarında saptanabilirliği Tablo 13'de gösterilmiştir.

BT'de çap aralığı 8 mm üzerinde olan nodüller için; solid nodüllerde, T1 vibe sekansında %100'ü, T2 AG görüntülerde % 95,7'si, postkontrast T1 vibe görüntülerde %92,5'i, T2 tirm sekansında %81,7'si, B1000 sekansında %62,4'ü, ADC haritasında %75,3'ü saptanmıştır. Bu çap aralığında; semisolid nodüllerde, T1 vibe sekansında %100 'ü, T2 AG görüntülerde % 100'ü, postkontrast T1 vibe görüntülerde %94,1'i, T2 tirm sekansında %70,6'sı, B1000 sekansında %41,2'si, ADC haritasında %88,2'si saptanmıştır. Bu çap aralığında; kalsifik nodüllerde, T1 vibe sekansında %78,6'sı, T2 AG görüntülerde % 64,3'ü, postkontrast T1 vibe görüntülerde %78,6'sı, T2 tirm sekansında %64,3'ü, B1000 sekansında %14,3'ü, ADC haritasında %35,7'si saptanmıştır. Bu çap aralığında; buzlu cam dansitesindeki nodüllerde, T1 vibe sekansında %50'si, T2 AG görüntülerde % 66,7'si, postkontrast T1 vibe görüntülerde %50'si, T2 tirm sekansında %33,3'ü, B1000 sekansında %33,3'ü, ADC haritasında %50'si saptanmıştır. BT'de 8 mm üzeri nodüllerde yalnızca solid nodüller için istatistiksel anlamlılık için sayısal değere ulaşılmıştır. Bu grupta en yüksek saptanma oranı %100 ile solid dansitede T1 vibe sekansında, semisolid dansite için T1 vibe ve T2 AG sekanslarında saptanmıştır. BT'de 8 mm üzerinde çap aralığına sahip nodüllerin natürlerine göre MRG sekanslarında saptanabilirliği Tablo 14'de gösterilmiştir.

Tablo 11. BT’de 0-4 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları

			BT de ndül natürü (buzlu cam, semisolid, solid, kalsifik)							
			solid		kalsifik		semisolid		buzlucam	
			Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
0-4mm (BT’de saptanan çap)	T1 vibe	tespit edilemedi	30	81,1%	9	100,0%	11	100,0%	29	90,6%
		tespit edildi	7	18,9%	0	0,0%	0	0,0%	3	9,4%
	T2AG	tespit edilemedi	32	86,5%	9	100,0%	11	100,0%	30	93,8%
		tespit edildi	5	13,5%	0	0,0%	0	0,0%	2	6,3%
	Postkontr rastT1 vibe	tespit edilemedi	32	86,5%	9	100,0%	11	100,0%	29	90,6%
		tespit edildi	5	13,5%	0	0,0%	0	0,0%	3	9,4%
	T2 tirm	tespit edilemedi	36	97,3%	9	100,0%	11	100,0%	31	96,9%
		tespit edildi	1	2,7%	0	0,0%	0	0,0%	1	3,1%
	B 1000	tespit edilemedi	37	100,0%	9	100,0%	11	100,0%	32	100,0%
		tespit edildi	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%
	ADC değer	tespit edilemedi	37	100,0%	9	100,0%	11	100,0%	32	100,0%
		tespit edildi	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%

Tablo 12. BT’de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları

			BT de ndül natürü (buzlu cam,semisolid, solid, kalsifik)							
			solid		kalsifik		semisolid		buzlucam	
			Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
4-6mm (BT’de boyut)	T1 vibe	tespit edilemedi	13	61,9%	7	77,8%	5	83,3%	6	75,0%
		tespit edildi	8	38,1%	2	22,2%	1	16,7%	2	25,0%
	T2 AG	tespit edilemedi	11	52,4%	8	88,9%	5	83,3%	6	75,0%
		tespit edildi	10	47,6%	1	11,1%	1	16,7%	2	25,0%
	Postkont rastT1 vibe	tespit edilemedi	14	66,7%	8	88,9%	5	83,3%	7	87,5%
		tespit edildi	7	33,3%	1	11,1%	1	16,7%	1	12,5%
	T2 tirm	tespit edilemedi	19	90,5%	9	100,0%	4	66,7%	7	87,5%
		tespit edildi	2	9,5%	0	0,0%	2	33,3%	1	12,5%
	B 1000	tespit edilemedi	21	100,0%	9	100,0%	6	100,0%	8	100,0%
		tespit edildi	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%	0	0,0%
	ADC değer	tespit edilemedi	19	90,5%	9	100,0%	5	83,3%	8	100,0%
		tespit edildi	2	9,5%	0	0,0%	1	16,7%	0	0,0%

Tablo 13. BT’de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları

			BT de ndül natürü (buzlu cam,semisolid, solid, kalsifik)							
			solid		kalsifik		semisolid		buzlucam	
			Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
6-8mm (BT’de boyut)	T1 vibe	tespit edilemedi	2	11,8%	2	100,0%	0	0,0%	3	33,3%
		tespit edildi	15	88,2%	0	0,0%	2	100,0%	6	66,7%
	T2 AG	tespit edilemedi	2	11,8%	2	100,0%	0	0,0%	2	22,2%
		tespit edildi	15	88,2%	0	0,0%	2	100,0%	7	77,8%
	Postkontrast T1 vibe	tespit edilemedi	3	17,6%	2	100,0%	0	0,0%	4	44,4%
		tespit edildi	14	82,4%	0	0,0%	2	100,0%	5	55,6%
	T2 tirm	tespit edilemedi	8	47,1%	2	100,0%	0	0,0%	5	55,6%
		tespit edildi	9	52,9%	0	0,0%	2	100,0%	4	44,4%
	B 1000	tespit edilemedi	11	64,7%	2	100,0%	1	50,0%	8	88,9%
		tespit edildi	6	35,3%	0	0,0%	1	50,0%	1	11,1%
	ADC değer	tespit edilemedi	11	64,7%	2	100,0%	1	50,0%	8	88,9%
		tespit edildi	6	35,3%	0	0,0%	1	50,0%	1	11,1%

Tablo 14. BT’ de 4-6 mm çap aralığına sahip nodüllerin MRG sekansları ile saptanan yüzde oranları ve sayıları

			BT de ndül natürü (buzlu cam,semisolid, solid, kalsifik)							
			solid		kalsifik		semisolid		buzlucam	
			Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%	Sayı	%
>8mm (BT’de boyut)	T1 vibe	tespit edilemedi	0	0,0%	3	21,4%	0	0,0%	3	50,0%
		tespit edildi	93	100,0%	11	78,6%	17	100,0%	3	50,0%
	T2 AG	tespit edilemedi	4	4,3%	5	35,7%	0	0,0%	2	33,3%
		tespit edildi	89	95,7%	9	64,3%	17	100,0%	4	66,7%
	Postkontrast T1 vibe	tespit edilemedi	7	7,5%	3	21,4%	1	5,9%	3	50,0%
		tespit edildi	86	92,5%	11	78,6%	16	94,1%	3	50,0%
	T2 tirm	tespit edilemedi	17	18,3%	5	35,7%	5	29,4%	4	66,7%
		tespit edildi	76	81,7%	9	64,3%	12	70,6%	2	33,3%
	B 1000	tespit edilemedi	35	37,6%	12	85,7%	10	58,8%	4	66,7%
		tespit edildi	58	62,4%	2	14,3%	7	41,2%	2	33,3%
	ADC değer	tespit edilemedi	23	24,7%	9	64,3%	2	11,8%	3	50,0%
		tespit edildi	70	75,3%	5	35,7%	15	88,2%	3	50,0%

4.6. BT’de İzlenen Nodülleri MRG Sekanslarında Saptamada Kontrast Kullanımının Rolü

BT standart alınarak MRG sekanslarında yapılan değerlendirmede, prekontrast T1 vıbe ile postkontrast T1 vıbe sekanslarının (dinamik incelemede yalnızca 90.sn’de alınan parankim fazı çalışmaya dahil edilmiştir.) her bir BT’deki dansite natürü göz önüne alınarak karşılaştırma yapılmıştır, nodüllerin boyutu değerlendirmeden bağımsız tutulmuştur. Prekontrast T1 vıbe sekansında toplam 170 nodül saptanmıştır (Bunların 123 tanesi solid, 13 tanesi kalsifik, 20 tanesi semisolid ve 14 tanesi buzlucaam dansitesinde). Postkontrast T1 vıbe sekansında toplam 155 nodül saptanabilmiştir (Bunların 112 tanesi solid, 12 tanesi kalsifik, 19 tanesi semisolid dansitede ve 12 tanesi buzlu cam dansitesinde). İstatistiksel analizde p değeri 0,997 olarak hesaplandı ve nodülleri MRG de saptamada kontrast madde kullanımının istatistiksel anlamlı fark olmadığı bulundu. Kontrast madde kullanımının MRG’de nodül saptama oranı ve istatistiksel veriler Tablo 15’de gösterilmiştir.

Tablo 15. MRG’de nodüllerin saptanmasında kontrast madde kullanımının rolü.Nodülleri saptamada kontrast madde kullanımının istatistiksel farklılığı gözlenmedi (p değeri 0,997).

		Prekontrast T1 vıbe	Postkontrast T1 vıbe	Toplam	ki-kare	p
BT de ndül natürü (buzlu cam, semisolid, solid, kalsifik)	solid	123	112	235	0,042	0,997
	kalsifik	13	12	25		
	semisolid	20	19	39		
	buzlucam	14	12	26		
Toplam		170	155	325		

4.7.BT’de İzlenen Nodüllerin MRG Sekanslarıyla Boyut Korelasyonu

MRG’de saptanan nodüllerin dahil edildiği çalışmada; BT’de ölçülen nodül boyutunun MRG sekansları için istatistiksel korelasyonu değerlendirildi. T1 vıbe sekansında r değeri 0,966; T2 AG’de r değeri 0,961; postkontrast T1 vıbe sekansında r değeri 0,952; T2 tirm sekansında r değeri 0,935 ve B 1000 sekansında r değeri 0,812 olarak hesaplandı. ADC haritası ise değer ölçümü yapıldığı için istatistiksel korelasyona

dahil edilmedi. Bulgular değerlendirildiğinde çalışılan tüm sekanslarda BT’ de ölçülen nodül boyutu ile çok yüksek korelasyon olduğu ispatlandı. En yüksek istatistiksel korelasyonun ise T1 vibe sekansında olduğu görüldü. (r değeri 1 istatistiksel olarak eşit demektir, r değeri 0,8< ise çok yüksek korelasyon anlamı taşımaktadır.)

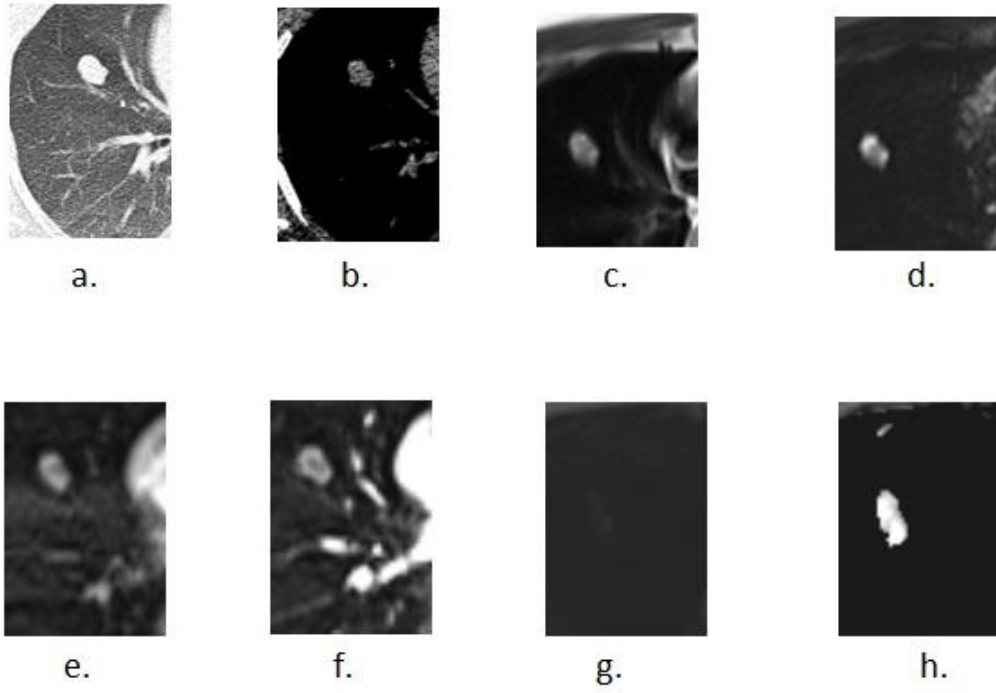
BT’de ölçülen nodüllerin MRG sekansları ile boyutlarının istatistiksel korelasyonu Tablo 16’da gösterilmiştir.

Tablo 16. BT’de izlenen nodüllerin MRG sekanslarıyla boyutlarındaki korelasyonunun istatistiksel gösterimi

Correlations						
		T1 vibe	T2 AG	Postkontrast T1 vibe	T2 tirm	B1000
BT de nodül boyutu	r	,966	,961	,952	,935	,812
	p	,000	,000	,000	,000	,000
	N	170	164	155	121	77

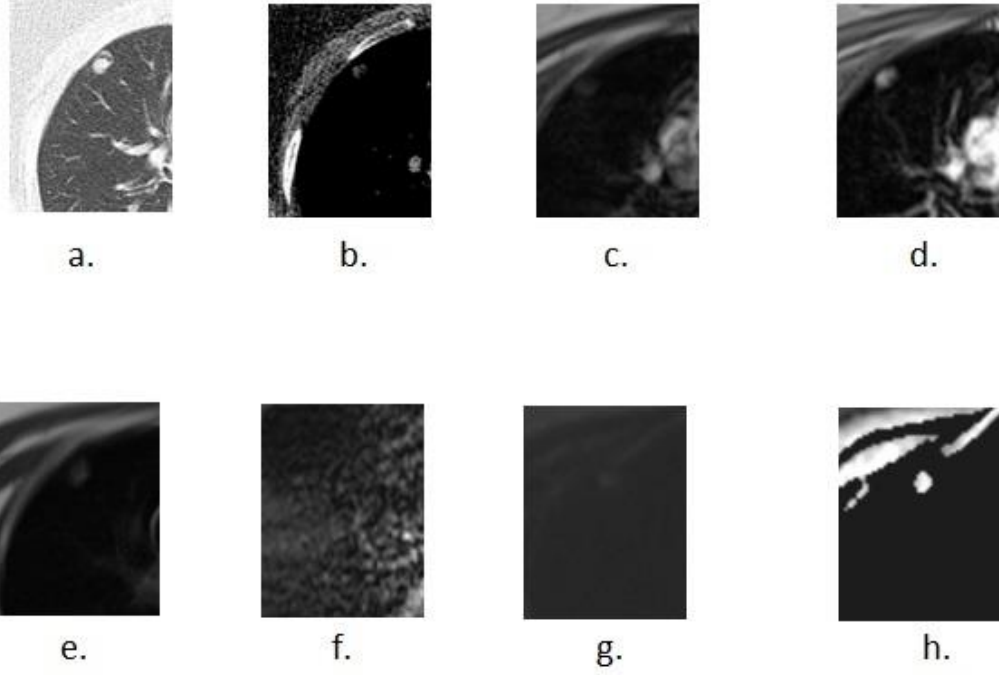
*r değeri 1 istatistiksel olarak eşit demektir, r değeri 0,8< ise çok yüksek korelasyon anlamı taşımaktadır.

4.8.Örnek Vakalar



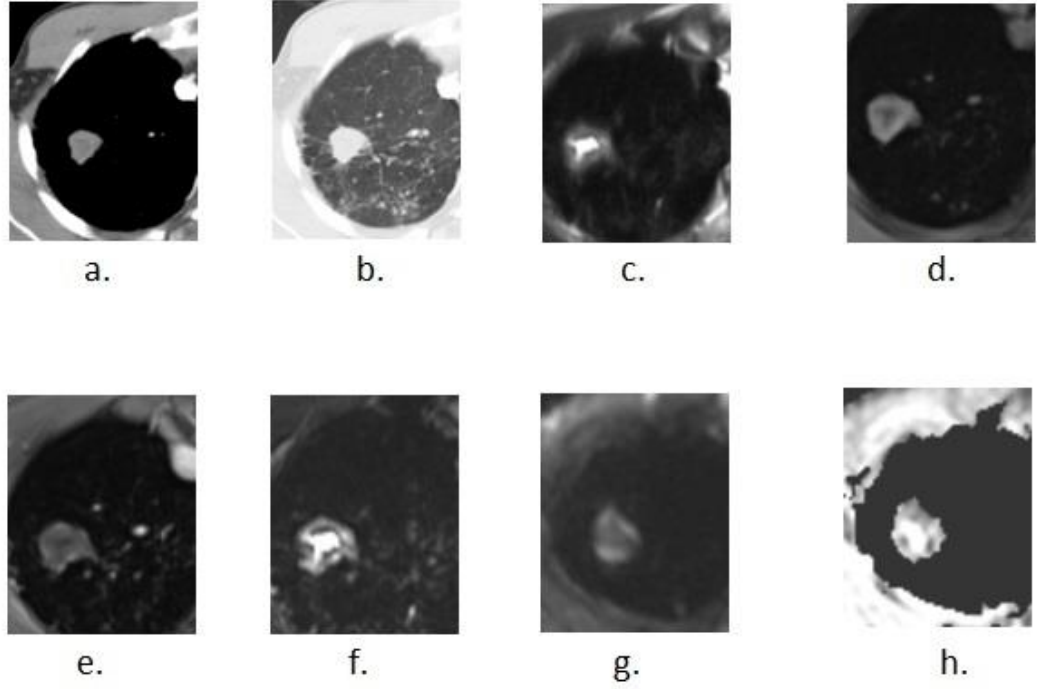
Şekil 9. Örnek Vaka 1

53 yaşında bayan hasta, sağ akciğer orta lob lateral segmentte yaklaşık 15 mm çaplı solid dansitede nodül izleniyor (a ve b). BT ve MRG çekimleri arasında 1 ay zaman bulunmaktadır ve MRG çekimi 3 Tesla magnet gücüne sahip cihazla yapılmıştır.Yaklaşık olarak BT ‘ye benzer boyutta MRG sekanslarında nodül izlenmektedir (c,d,e,f,g ve h). Postkontrast görüntülerde nodülün periferinden kontrastlandığı izlenmektedir. İzlenen nodüler lezyonun histopatolojik tanısında benign natürde hücrelerden oluştuğu rapor edilmiştir.



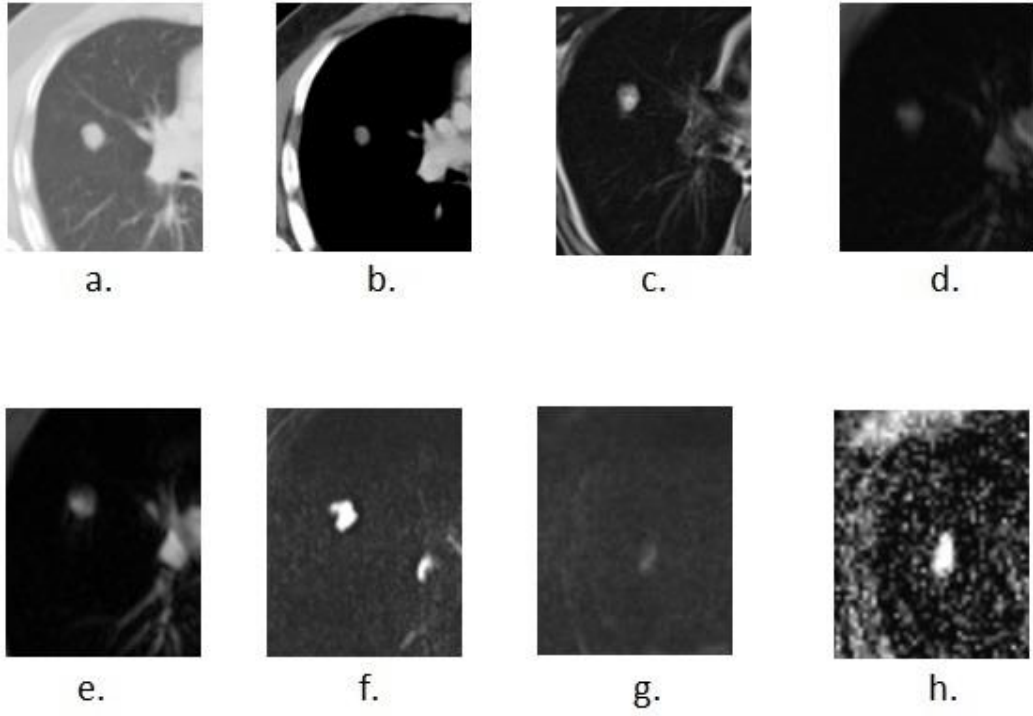
Şekil 10. ÖrnekVaka 2

*67 yaşında kadın hasta, sol akciğer üst lob anterior segmentte 9 mm çapında solid nodül izlenmektedir (a ve b). BT ve MRG çekimleri arasında 2 ay süre bulunmaktadır ve MRG inceleme 3 Tesla magnet gücündeki cihazda yapılmıştır. BT 'de izlenen nodül T2 tirm sekansında artefaktlardan ayrımı yapılamamaktadır (f). İzlenen nodül postkontrast görüntülerde kontrast tutmaktadır (d ve e). B1000 sekansında lezyon güçlükle seçilebilmektedir. İzlenebilen MRG sekanslarında nodül, BT 'deki boyutuna benzer boyutlarda izlenmiştir. İzlenen nodüle yönelik histopatolojik inceleme yapılmamıştır, takip edilmektedir.



Şekil 11. Örnek Vaka 3

*51 yaşında erkek hasta, sağ akciğer üst lob anterior segmentte 20 mm çapında solid dansitede nodüler lezyon izleniyor (a ve b). Ayrıca lezyon çevresinde buzlu cam görünümü ve mikronodüller izlenmektedir(b).MRG inceleme 1,5 T cihazla çalışılmıştır ve BT ile MRG inceleme süreleri arasında 14 gün farkı bulunmaktadır.T2 ağırlıklı görüntülerde nodül santralinde kistik komponenti yansıtır tarzda yüksek sinyalli alan saptanmıştır (c ve f). Postkontrast görüntülerde lezyon cidarında anlamlı kontrast tutulumu izlenmemektedir (d ve e). Difüzyon ağırlıklı görüntülerde lezyon cidarında minimal kısıtlılık izlenmektedir (g ve h). İzlenen MRG sekanslarında nodül, BT ‘deki boyutuna benzer boyutlarda izlenmiştir. Tespit edilen lezyonun histopatolojik tanısı adenokarsinom gelmiştir.



Şekil 12. Örnek Vaka 4

64 yaşında erkek hasta, BT'de sağ akciğer orta lob lateral segmentte yaklaşık 15 mm çapında solid dansitede nodül izleniyor (a ve b). MRG inceleme 1,5 T cihazla çalışılmıştır ve BT ile MRG inceleme süreleri arasında 7 gün zaman farkı bulunmaktadır. İzlenen MRG sekanslarında nodül, BT 'deki boyutuna benzer boyutlarda izlenmiştir. İzlenen nodüle yönelik histopatolojik tanı yapılmamıştır, takip edilmektedir.

5. TARTIŞMA

MRG inceleme yüksek yumuşak doku çözünürlüğü nedeniyle kitlesel lezyonların mediasten, göğüs duvarı ve vasküler invazyonunu göstermede rutin kullanıma girmiş durumdadır; ancak pulmoner nodüller ve akciğer parankimal hastalıklarındaki yeri hakkında çalışmalar halen daha devam etmektedir. Bununla birlikte pulmoner parankimal hastalıklarda ve pulmoner nodüllerde multi-dedektör CT tanı ve takipte altın standart modalite olarak tercih edilmekte ve kullanılmaktadır. Radyasyon maruziyetinin azaltılması ile ilgili çalışmalar devam etmektedir. Akciğer-mediasten MRG'nin CT'nin yerini aldığı şimdilik sadece birkaç endikasyon bulunmaktadır. Bunlar: toraks duvarı ve mediasten patolojileri, vasküler invazyon ve onkolojik hastalarda tüm vücut MRG'de evreleme için kullanımı şeklinde sıralanabilir. Akciğerin manyetik rezonans görüntülemesi spesifik klinik uygulamalar için araştırılmaya ve geliştirilmeye devam etmektedir. BT optimal uzaysal çözünürlük sağlarken, sınırlı yumuşak doku kontrastı oluşturmaktadır. MRG'nin akciğerde kullanımını hareket artefaktı (kardiyak ve solunum kaynaklı), duyarlılık artefaktı (multipl hava artefaktı ve ara yüzler nedeniyle) ve düşük proton miktarı sınırlandırmaktadır; ancak yüksek yumuşak doku çözünürlüğü, iyonizer ışın bulunmaması, çoğu incelemede kontrast madde gerektirmemesi gibi avantajları da bulunmaktadır [111]. Mevcut artefaktlar nedeniyle pulmoner nodüllerin tesbitinde, doğru çaplarının ortaya konmasında, natürlerine göre saptamada ve takipte MRG henüz rutin kullanımda değildir. Ancak MRG teknolojisindeki gelişmeler özellikle çoklu kanal kullanımı, paralel görüntüleme, hareket artefaktlarını engelleyici yazılımlar ve hızlı sekanslar sayesinde toraksta artık istenilen kalitede görüntüler alınabilmektedir. Radyasyon riski olmadığı için MRG ile aynı hastaya çok sayıda kısa aralıklarla tetkik yapılabilmekte olup, özellikle nodül takibinde BT'ye alternatif veya yardımcı olabilecek bilgiler elde edilmektedir. Tüm bu nedenlerle toraksta MRG kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Yapılan toraks MRG çalışmaları göstermektedir ki MRG toraks patolojilerinin tanı rehberinde kısa zamanda hak ettiği yere ve öneme kavuşacaktır.

Akciğer nodüllerinin büyük bölümü ilk olarak akciğer radyogramlarında saptanmaktadır [14]. Akciğer nodüllerinin önünde veya arkasında lezyonu maskeleyecek opasite bulunmuyorsa, röntgenogramlarda ovoid opasite artımı olarak

izlenir. Bu maskeleye süperpozisyon olarak tanımlanan ve inceleme düzleminde x-ışınlarının seyri boyunca nodül ile aynı veya yakın dansitede başka bir opasite olmasıdır. Ayrıca nodüllerin röntgenogram ile saptanmasını engelleyen bir başka olay da silüet işareti olarak adlandırılan ve normal anatomik yapı ile maskelenmesidir. Silüet işaretini röntgenogramlarda en sık kalp, mediasten, göğüs duvarı ve diafragma oluşturur. Kırk yaşın üzerindeki her hastaya bir akciğer röntgenogramı çekilmesi önerilmektedir [123]. Akciğer nodüllerinin araştırılmasında güncellik basmak halen direk radyografi olarak devam etmektedir. Geçmişte "coin lezyon" olarak adlandırılan SPN'lerin direk röntgenogram ile saptamaya çalışmak ilk basamak olmasına rağmen görece olarak düşük oranda bulunduğu birtakım çalışmalarda gösterilmiştir. Çekilen her 500 akciğer röntgenogramının birinde SPN'ye rastlama olasılığının %0.2 olduğu ve ABD'de yılda 150. 000 olguda SPN saptandığı bulunmuştur [13-49]. BT'nin kullanıma girmesiyle uzaysal ve geometrik çözünürlüğünün yüksek olması ve süperpozisyon ile silüet işaretinin olmaması nedeniyle göğüs grafisine göre çok daha yüksek oranda nodülleri saptayabilmektedir ve nodüllerin saptanmasında altın standart tetkikolarak yerini almıştır. MRG ile bu alanda yapılan çalışmalar halen daha gelişmeye devam etmektedir.

Fleischner derneğinin yeni kılavuzunda MacMahon ve ark. BT akciğer kanseri tarama programlarının sonuçlarını birleştirdiler ve küçük pulmoner nodüllerin takibi ve yönetimi için mevcut kılavuzlara dikkat çekerek onları yeniden gözden geçirdiler. Mevcut verilerde, BT görüntülerinde 5mm'den küçük olan nodüllerin % 1'den azı, malignite paterni gösterdiğini saptadılar [87]. Şüpheli lezyonların kılavuzlar tarafından tavsiye edildiği şekilde takibi, çok sayıda takip görüntüleri (3., 6., 12. ve 24. ay sonra) kayda değer masraflara ve radyasyon yüküne neden olmaktadır. Bu radyasyon yükü ve olası yan etkileri genç hastalarda özellikle daha da önem kazanmaktadır. Ancak boyut takibi dışında nodülün radyolojik morfolojisi de benign/malign ayrımında önem arz etmektedir. Bu ayrım için de şimdilik BT altın standart tetkik olarak kalmaktadır. Gelecek için MRG'de benign/malign ayrımı amacıyla nodül morfolojisine yönelik ADC haritaları, yağı saptamaya yönelik kimyasal shift görüntüleri, dikson sekansı veya bazı metabolitleri göstermeye yönelik spektral incelemeler denenebilir. Takip ve morfolojiye yönelik MRG'de nodül endikasyonlarını arttırmaya yönelik çalışmalarda

en büyük kısıtlılığı halen MRG tetkikinin BT'ye göre görece olarak uzun süre alması, solunumdan daha kolay etkilenmesi oluşturmaktadır. Mevcut artefaktların ve tetkik süresinin kısaltılması konusunda da çalışmaların devam edeceği umulmaktadır. MRG'nin kontrast çözünürlüğü BT'den daha yüksek olduğu bilinmektedir, bu durum nodülün morfolojisi ile ilgili yapılan incelemelerde MRG'ye avantaj sağlamaktadır; ancak MRG'nin geometrik ve uzaysal çözünürlüğü BT'den daha düşüktür. Bu durum ise özellikle küçük boyutlu nodüllerin MRG ile saptanmasını sınırlamaktadır. Yine gelecekte MRG'nin uzaysal ve geometrik çözünürlüğünün arttırılacağı veya daha yüksek uzaysal ve geometrik çözünürlüğe sahip sekansların bulunacağı ve nodülleri saptamada deneneceği umulmaktadır. Ayrıca yeni geliştirilen PET-MRG tekniği de nodülün benign/malign ayırımına yönelik çalışmaların genişletileceğini düşünmekteyiz. Çalışmalarda MRG'nin kesit aralığı daha geniş tutulması da nodüllerin saptama oranını düşürmektedir, bu soruna yönelik gelecekte daha ince kesit MRG çalışmaları yapılacağı umulmaktadır. Biz yaptığımız çalışmamızda ise öncelikle nodülün boyutunun saptanabilirliğini yani MRG'nin daha çok uzaysal ve geometrik çözünürlüğünün derecesini ve sekanslar arasındaki farklılığı ile sınırlarını inceledik. Çalışmamızda BT için alınan dört natürlü(solid, semisolid, kalsifik, buzluca) MRG'nin daha fazla kontrast çözünürlüğü olması nedeniyle özellikle solid ve semisolid dansitedekiler için daha kolay ayırımını yapabildik ve nodülün iç heterojenitesini gösterebildik; ancak bu durumu primer çalışma amacımızı yansıtmadığı için çalışmamıza optimize etmedik. Biz yaptığımız bu çalışmada 6-8 mm ve 8 mm üzeri solid nodüllerin makül derecede yüksek hassasiyetle T1 vibe GRE ve T2 FSE sekanslarında saptanabilir olduğunu tarama ve takipte uygun olabilecek görüntüleme yöntemi olabileceğini gösterdik (6-8 mm çapında solid nodüller için T1 vibe sekansında saptama oranı %88,2 ve 8 mm üzeri solid nodüller için %100; T2 FSE sekansı için aynı oranlar %88,2 ve %95,7 olarak tespit edildi).

Akciğer nodüllerinin boyut olarak MRG ile tespiti ile ilgili literatürde benzer çalışmalar bulunmaktadır. Juergen Biederer ve ark.(arkadaşları) yaptıkları çalışmada optimal koşullarda (20 saniye ve üzeri hasta nefes tutması ve mükemmel sekans kesit düzeyinde) gradient echo sekansları ile 3-4 mm'lik nodül boyutlarını eşik değer olarak saptayabilmişler, ayrıca 5 mm üzeri solid nodülleri %100 duyarlılıkla tespit edilebilmiştir [118]. Schafer JF ve ark. yaptıkları deneysel çalışmalarda 6 mm'lik nodül

boyutunu eşik değeri olarak saptamışlar, yaptıkları çalışmada 6-10mm boyutunda nodüllerin %82,7'sini ve 11mm'den büyük nodüllerin %93,8'ini saptayabilmişler, 5mm'in altında nodül saptamanın yaptıkları çalışmada yetersiz olduğunu belirtmişlerdir [112]. Yine benzer çalışmalarda Schäfer ve ark. >4mm nodüllerin saptanmasında 1,5 Tesla FSE MRG'de %85, 3D-GRE MRG sekanslarında %89-93 duyarlılık oranını tespit edebilmişler [113]. Literatürde yapılan benzer bir çalışmada Schröder ve ark. T2 AG FSE sekansında 3-5 mm boyutlu nodüller lezyonlarda %86 oranında, 6-10 mm arasındaki nodül boyutunda %96 oranında ve >11mm çapındaki nodüllerde %100 oranında saptayabilmişler [114]. Vogt ve ark. FSE MRG sekansları ve konvansiyonel akciğer grafisi ile yapılan karşılaştırmada 5-10 mm boyutlarındaki nodüllerin saptanma oranını %94,9 ve >11mm nodüllerde %97,4 oranında saptayabilmişler [111]. Semelka ve arkadaşları yaptıkları benzer bir çalışmada 3D-GRE MRG sekanslarında 3mm eşik değeri olarak nodüllerin saptanabilir olduğunu ifade etmişler [115]. Biz ise boyuta yönelik yaptığımız çalışmada 6-8 mm aralığındaki solid nodüllerin tespit oranını T1 vibe GRE sekansı için; %88,2, T2 AG FSE görüntülerde %88,2 olarak saptadık. >8 mm solid nodüllerde T1 vibe GRE sekansında %100 oranında, T2 AG'de %95,7'sini saptayabildik. Bizim çalışmamızda 6-8 mm arası solid nodüller için, T1 vibe sekansında nodüllerin %38,1'ini ve T2 AG FSE sekansında % 47,6'sını saptayabildik. Nodüllerin saptanabilirliğinde T1 vibe GRE ve T2 AG FSE sekansları için solid nodüllerde 6-8 mm ve üzeri boyutlarda saptanabilirlik yüksek olarak bulunmuştur.

Genel olarak kabul görmüş kanı olarak, biz de kalsifik nodüllerin saptanmasında MRG duyarlılığını anlamlı düşük olarak saptadık. >8mm üzeri kalsifik nodüllerin saptanma oranını % 78,6 olarak bulduk. Genel saptanabilirlik en yüksek yüzde de solid natürdeki nodüllerde izlendi.

Juergen Biederer ve ark.'nın [118] yaptığı çalışmada olduğu gibi bizde nodül saptama duyarlılığı en yüksek sekansların GRE sekanslarında olduğunu saptadık. Bizim çalışmamızda boyut ve natür göz önüne alınmadan total nodül saptama yüzdesi % 58 oranı ile en yüksek T1 vibe GRE sekansında bulundu.

Deneyisel çalışmalar ve hastalar hakkındaki ilk raporlar, 1,5 Tesla'da akciğer MRG'si için geliştirilen ortak puls sekansları kullanılarak görüntü kalitesinin 3 Tesla'da

önemli ölçüde değişmediğini göstermiştir [116-117]. Biz de yaptığımız 1,5 Tesla ve 3 Tesla magnet gücüne sahip MRG cihazlarında nodüllerin saptanma oranı 3 Tesla için daha yüksek oranda bulunmasına rağmen istatistiksel anlamlı farklılık bulmadık. Şu anda, 1,5 Tesla tarayıcılarda da akciğer MRG için en gelişmiş stratejiler kullanılmaktadır. Son yıllarda, 3 Tesla MRG cihazları yaygın olarak kullanılmaya başlandı. Bu magnet gücüne sahip cihazlarda daha yüksek bir magnetik alan kuvveti olması nedeniyle, uzaysal çözünürlük arttı ve böylece lezyon tespitini kolaylaştıracak, sinyal-gürültü oranları da artmış bulunmaktadır. Bununla birlikte bu cihazlarda duyarlılık artefaktları da arttı. Bu artefaktlar zaman zaman görüntü kalitesinin düşmesine de neden olmaktadır. Sonuç olarak, şu anda akciğerleri taramak için ultra-yüksek-magnetik alan gücünde MRG cihazları kullanılmasında şimdilik bir avantaj görülmemektedir.

Aya Kino ve ark.'larının optimal sonunum hareketlerinde diafram ve parankim hareketliliği ile ilgili yaptığı çalışmada; sağ hemidiafragmada standart solunumda tepe noktası hareketliliğinin 0,25 cm olduğunu pulmoner parankimde kraniyo-kadual düzlemde 0,15-0,63 cm arasında; anterior- posterior yönünde 0,14-0,88cm arasında hareketlilik olduğunu göstermişler, yine bu çalışmada apikal akciğer bölgelerinde parankim hareketinin daha az olduğu saptanmıştır [121]. Bizim çalışmamızda akciğer loblarına göre nodüllerin tespitinde en az tespitin sağ akciğer orta lobta olduğunu saptadık. Bu ilişki kardiyak atımın oluşturduğu artefakt ile ilgili olabilir. Ayrıca Aya Kino ve ark.'larının yaptığı çalışmayı destekler nitelikte en az parankimal hareketlilik olan apikal bölgede, biz de nodül saptanma oranı en fazla olarak sol akciğer üst lobta tespit ettik.

Biz çalışmamızda MRG'nin nodülleri saptamada kontrast maddenin rolünü de göstermeyi amaçladık ve bunun için MRG'de saptanan nodüllerin prekontrast T1 vibe GRE sekansı (toplamda 170 nodül prekontrast T1 vibe sekansında saptandı) ile parankim fazında postkontrast T1 vibe GRE sekansında (toplamda 155 nodül postkontrast T1 sekansında saptandı) saptanma yüzdelerini karşılaştırdık, kontrast madde kullanımının MRG'de nodül tespitinde istatistiksel anlamlı farkı olmadığını saptadık (p değeri 0,997).

S. Kandel ve ark.'ın yaptığı çalışmada 3 Tesla MRG'de 3D-GRE sekanslarında 6mm ve üzeri nodüllerin BT ile yapılan korele değerlendirmede %92 duyarlılıkta saptamış, yaptığı çalışmada MRG'nin uzaysal çözünürlüğü BT'ye göre düşük olmasına rağmen nodüllerin yerini, boyutunu ve sayısını saptamada sonuçlar neredeyse eşleşmektedir [116]. Bizim çalışmamızda da boyuta yönelik yapılan korele incelemede T1 vibe GRE sekansında %96 oranında, T2 FSE sekansında %96 oranında BT ile ölçülen boyutla neredeyse eş değer bulduk. Boyutta en yüksek korelasyon %96 ile T1 vibe sekansında çalışmaya dahil edilen en düşük korelasyonise % 81 ile B1000 sekansında saptandı.

Çalışmamızın limitasyonlarını ise ; temelde retrospektif taramaya sekonder görüntü kalitesinin ve artefaktların optimize edilememesi her subgrup için optimal sayıda nodülü olan hastaların çalışmaya dahil edilememesi oluşturmaktadır. Ayrıca MRG tetkikinin BT' ye göre uzun süre olması özellikle solunum kontrolü konusunda sıkıntı yaşayan hastalarda arteraktların artmasına ve çalışmada zorluklar çıkarmasına neden olmuştur. Taramanın tek gözlemci tarafından yapılması da görece olarak subjektif sonuçlar çıkmasına ve insani hata payının artmasına neden olmuştur. Çalışmamızda diğer bir limitasyon ise; MRG'nin kontrast çözünürlüğündeki fazlalık BT'de nodüllerin dört subtipi ile sınırlı kalması nedeniyle bazı hallerde nodülleri MRG için klasifiye etmede soruna neden oldu, biz MRG için dominant komponenti göz önünde bulundurduk. Ayrıca çalışmamızın diğer bir limitasyonunu ise özellikle boyutu küçük olan nodüller için BT ile MRG sekanlarının kesit kalınlığının farklı olması, nodüllerin boyutlarında az da olsa çap farklılıkları oluşturdu. Hasta kaynaklı diğer bir limitasyon ise BT ile MRG arasında farkı 6 ay ve daha kısa sürede tarama yapılması, malign ve enfektif natürdeki nodüller için süreçte anlamlı boyut farklılıkları ve değerlerde sapmaya neden olmasıdır.

6. SONUÇ

Pulmoner nodüllerin tanımına boyut olarak 3 cm ve altında oval ya da yuvarlak cidarlı lezyonlar girmektedir, pulmoner nodüllerin etyolojisinde benign ve malign birtakım patolojiler yer almaktadır. İlk saptandıkları anda hastaya ait birtakım klinik veriler ve daha önemli olarak da radyolojik morfolojik özellikler nodüllerin benign ve malign ayrımında kullanılmaktadır. Radyolojik olarak nodüllerin takibindeki değişiklikler de nodülün karakterizasyonu hakkında bizlere bilgi vermektedir. Bu amaca yönelik Fleischner Derneği birtakım takip kılavuzları yayınladı (Genel yaklaşım olarak takip sıklığı 3.ay,6.ay,12.ay,24.ay gibi). Şu anki teknolojiye nodüllerin tanısı ve takibinde altın standart tetkik yüksek rezolüsyonlu spiral BT cihazlarıdır. Takipte kullanılan BT nedeniyle hastalar iyonize radyasyona maruz kalmaktadır, bu da özellikle genç hastalarda ilerleyen süreçte istenmeyen sonuçlara neden olabilir. Biz de bu çalışmamızda iyonize radyasyon içermeyen MRG'nin pulmoner nodüllerin takibinde yerini saptamaya çalıştık. Çalışmamızın genel sonucunu sıralayacak olursak ; solid nodüllerde 6-8 mm ve 8 mm üzerine sahip boyutlarda sırası ile %88,2 ve %100 oranında T1 vibe GRE sekansında saptayabildik. Bu sonuçlar solid dansiteki sonuçlar için BT'ye alternatif olarak bu boyuttaki nodüllerin takibi için MRG kullanımının da kabul edilebileceği makul oranlardır . Tüm natürdeki nodüllerin saptanmasında T1 vibe GRE sekansı en yüksek saptama oranına ulaştı. İkinci sıklıkta saptama oranı T2 AG FSE sekansında izledik. Yine solid dansitedeki nodülleri göz önüne alırsak 6-8 mm ve 8 mm üzeri çapa sahip nodüllerin saptanabilirlik oranları %88,2 ne % 95,7 oranına ulaştık. Bu oranlarda BT'ye alternatif kabul edilebilir makul oranlardır. Kalsifik natürdeki nodüllerin saptanabilirliği beklenildiği gibi düşük bulundu.

Nodülleri saptamada en düşük saptama oranını difüzyon ağırlıklı (B1000 sekansı ve ADC haritası) görüntülerde saptadık.

Tüm natürdeki nodüller göz önüne alındığında 0-4 mm ve 4-6 mm aralığında çapa sahip nodüller için saptama oranı %50'den düşük çıktı.

Akciğer MRG çalışmaları genel olarak günümüzde 1,5 Tesla magnet gücüne sahip cihazlarda yapılmış ve tanımlanmış. Biz de 3 Tesla magnet gücüne sahip

cihazlarda nodüllerin saptanabilirliğinde ne gibi değişiklikler olabileceğini düşündük. Bu amaca yönelik yaptığımız çalışmada tahmin edildiği gibi 3 Tesla cihazında yapılan taramada nodüllerin saptanabilirliği daha fazla çıktı; ancak bu iki magnet gücüne sahip cihazlarda nodülleri saptamada istatistiksel anlamlı fark bulmadık. Nodüllerin MRG ile takibinde 1,5 Tesla magnet gücüne sahip cihazla da yapılabileceği sonucuna ulaşmış olduk.

Akciğer segmentlerine göre nodüllerin saptanabilirliği ile ilgili analizde, daha önce solunum sırasında parankim hareketliliği ile ilgili yapılan çalışmayı destekler nitelikte sonuçları biz de bulduk. En az parankim hareketi olan apikal segmentlerle ilişki olarak akciğer üst loblarında nodüllerin saptanabilirliğini daha yüksek bulduk. Burdan çıkardığımız sonuç; apikal segmentlerdeki nodüllerin MRG ile takibinin daha tercih edilebilir olduğudur. Ayrıca kalp atımının oluşturduğu hareket artefaktı ile ilişki olabileceğini tahmin ettiğimiz sonucumuzda en az saptanma oranını sağ akciğer orta lobta bulduk.

Pulmoner nodüllerin saptanabilirliği için yaptığımız kontrast madde kullanımının etkisi ile ilgili değerlendirmede, kontrast madde kullanımının nodüllerin saptanabilirliğini istatistiksel olarak değiştirmedeğini bulduk. Akciğer nodüllerini boyut olarak takibinde kontrast madde kullanımına gerek yoktur.

BT ile ölçülen boyutlarının MRG sekansı ile korelasyonu için yaptığımız analizde ise % 96 oranıyla T1 vibe GRE sekansında en yüksek korelasyonu saptadık. İkinci sıranklıkta %96oranı ile T2 AG FSE sekansında izledik, en az korelasyon ise difüzyon ağırlıklı görüntülerde saptandı. Burdan çıkardığımız sonuçta T1 vibe GRE ve T2 AG FSE sekanslarında ölçülen nodül boyutu istatistiksel olarak BT ile eş değerdir.

Genel sonuç olarak; 6-8 mm ve 8 mm üzerindeki çaplarda BT’de solid dansiteye sahip nodüllerde takip T1 vibe GRE sekansı veya T2 AG FSE sekanslarıyla yapılabilir, takipte kontrast madde kullanımına gerek yoktur, nodül boyutları T1 vibe GRE sekanslarında BT ile yüksek korelasyon göstermektedir, üst loblardaki nodüllerin takibinde MRG daha az hareket nedeniyle tercih edilebilir ve 1,5 Tesla magnet gücüne sahip cihazlarla da takip yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. Yenel F ;Klinikte Akciğer Fonksiyon Testleri ; İstanbul 1970
2. Gürses H, Karnak D. Solunum Sistemi Hastalıkları-Anatomi-Embriyoloji. Numanoglu N. (editör) Klinik Solunum Sistemi Hastalıkları'nda. Ankara: AÜTF Antıp AŞ; 1997. s1-8
3. Klinik Yönleri ile İnsan Embriyolojisi. 6 ed. İstanbul 2002
4. Gatzoulis MA.Lungs and Diaphragm.In:Strandings(ch), editorGray's Anatomy.The Anatomical Basis of Clinical Practice. 40 ed. Churchill Livingstone Elsevier; 2008 ; 989-1006
5. Abrahams PH. Imaging Atlas of Human Anatomy, London ; Mosby, 3rd ed. 2003: 87-119
6. Stondring S. Gray' s Anatomy. The Anatomical basis of Clinical Practice, London: Churchill Livingstone Elsevier,2008 ; 957-963
7. Semiz BD. İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi, İstanbul : Marmara Üniversitesi Yayın No: 4/6, Fen Edebiyat Fakültesi Yayın No: 15, 1990 : 80-89
8. Moore KL, Dalley AF. Clinically Oriented Anatomy. Çeviri : Şahinoğlu K, Kliniğe Yönelik Anatomi. İstanbul : Lippincott.Williams&Wilkins, 2007; 103-105
9. Hansell DM, Bankier AA, MacMahon H, McLoud TC, Müller NL, Remy J. Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging. Radiology. 2008; 246: 697-722.
10. Gould MK, Donington J, Lynch WR, Mazzone PJ, Midthun DE, Naidich DP, et al. Evaluation of individuals with pulmonary nodules: when is it lung cancer? Diagnosis and management of lung cancer, 3rd ed: American College of Chest Physicians evidence-based clinical practice guidelines. Chest. 2013; 143: e93S-120S.
11. Lillington GA. Management of solitary pulmonary nodules. Dis Mon 1991; 156: 925-9.
12. Mountain CF. Revisions in the international system for staging lung cancer. Chest 1997; 11: 1710-7.

13. Ost D, Fein A. Management strategies for the solitary pulmonary nodule. *Curr Opin Pulm Med*. 2004;10:272-8.
14. Hartman TE. Radiologic evaluation of the solitary pulmonary nodule. *Radiol Clin North Am*. 2005;43:459-65.
15. Tang AWK, Moss HA, Robertson RJH. The solitary pulmonary nodule. *Eur J Radiol* 2003; 45(1): 69-77.
16. Hanley KS, Rubins JB. Classifying solitary pulmonary nodules. New imaging methods to distinguish malignant, benign lesions. *Postgrad Med* 2003;114(6):29-35.
17. Kartaloglu Z. Soliter pulmoner nodüle yaklaşım. *Turkish J Thorac Cardiovasc Surg*. 2008;16:274-83.
18. Erasmus JJ, Connolly JE, McAdams HP, et al. Solitary pulmonary nodules: Part I. Morphologic evaluation for differentiation of benign and malignant lesions. *Radiographics* 2000;20:43-58.
19. Yılmaz A, Damadoglu E, Aybatlı A. Soliter pulmoner nodüle tanısal yaklaşım. *Tüberküloz ve Toraks Dergisi* 2005; 53(3): 307-18.
20. Swensen SJ, Brown LR, Colby TV, et al. Pulmonary nodules: CT evaluation of enhancement with iodinated contrast material. *Radiology* 1995; 194: 393-8.
21. McWilliams A, Tammemagi MC, Mayo JR, Roberts H, Liu G, Soghrati K et al. Probability of cancer in pulmonary nodules detected on first screening CT. *N Engl J Med* 2013; 369: 910-9.
22. Mahesh B, Forrester-Wood C, Yunus A, Ahsan R, Amer K, Morgan A, et al. Value of wide-margin wedge resection for solitary pulmonary nodule: a single center experience. *Eur J Cardiothorac Surg* 2004; 26(3):474-9.
23. Austin JH, Romney BM, Goldsmith LS. Missed bronchogenic carcinoma: radiographic findings in 27 patients with a potentially resectable lesion evident in retrospect. *Radiology* 1992; 182: 115-122.
24. Gould MK, Fletcher J, Iannettoni MD, et al. Evaluation of patients with pulmonary nodules: when is it lung cancer?: ACCP evidence-based clinical practice guidelines (2nd edition). *Chest* 2007;132(3 Suppl):108-130.
25. Seo JB, Im JG, Goo JM, Chung MJ, Kim MY. Atypical pulmonary metastases: spectrum of radiologic findings. *Radiographics*. 2001; 21: 403-17.

26. Cahan WG, Shah JP, Castro EB. Benign solitary lung lesions in patients with cancer. *Ann Surg* 1978; 187: 241-4
27. Austin JH, Romney BM, Goldsmith LS. Missed bronchogenic carcinoma: radiographic findings in 27 patients with a potentially resectable lesion evident in retrospect. *Radiology* 1992; 182: 115-122.
28. Proto AV, Thomas SR. Pulmonary nodules studied by computed tomography. *Radiology* 1985;156:149-153.
29. Gurney JW. Determining the likelihood of malignancy in solitary pulmonary nodules with Bayesian analysis *Radiology* 1993;186:405-13
30. Libby DM, Henschke CI, Yankelevitz DF. The solitary pulmonary nodule: Update. *Am J Med.* 1995;99:491-6.
31. Rubins JF, Bloomfield H. Temporal trends in the prevalence of malignancy in resected pulmonary lesions. *Chest* 1996;109:100-3.
32. Travis WD, Brambilla E, Noguchi M, et al. International association for the study of lung cancer/American Thoracic Society/European Respiratory Society international multidisciplinary classification of lung adenocarcinoma. *J Thorac Oncol.* 2011;6:244-85.
33. Karaman A, Kahraman M, Bozdoğan E, et al. [Diffusion magnetic resonance imaging of thorax]. *Tuberk Toraks.* 2014; 62: 215-30.
34. Gribetz AR, Damsker B, Bottone EJ, Kirschner PA, Teirstein AS. Solitary pulmonary nodules due to nontuberculous mycobacterial infection. *Am J Med.* 1981; 70: 39-43.
35. Barrio JL, Suarez M, Rodriguez JL, Saldana MJ, Pitchenik AE. Pneumocystis carinii pneumonia presenting as cavitating and noncavitating solitary pulmonary nodules in patients with the acquired immunodeficiency syndrome. *Am Rev Respir Dis.* 1986; 134: 1094-6.
36. Smith EL, Yazici Y. Clinical manifestations and diagnosis of Behçet's disease Update 30 April 2014. Erişim Tarihi 15/07/2014 URL: <http://www.uptodate.com>.
37. Acar M, Ozatefl M, Ekici F, et al. Akciğer hamartomu. Tanısal ve girişimsel radyoloji 2001;7:373-5.
38. Basile A, Gregoris A, Antoci B, et al. Malignant change in a benign pulmonary hamartoma. *Thorax* 1989;44: 232-3.

39. Mark EJ. Mesenchymal cystic hamartoma of the lung. *N Engl J Med.* 1986; 315:1255-9.
40. Hedlund GL, Bisset GS, Bove KE. Malignant neoplasms arising in cystic hamartomas of the lung in childhood. *Radiology* 1989;173:77-9.
41. Churg A, Wright JL. Nonneoplastic lung disease. *Mod Pathol.* 1988; 1: 64-85.
42. Allan JA. Rare solitary benign tumors of the lung. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2003;15:315-22.
43. Devouassoux-Shisheboran M, Hayashi T, Linnoila RI, et al. A clinicopathologic study of 100 cases of pulmonary sclerosing hemangioma with immunohistochemical studies. *Am J Surg Pathol.* 2000;24:906-16.
44. Cadranet J, Wislez M, Antoine M. Primary pulmonary lymphoma. *Eur Respir J.* 2002;20:750-76.
45. Hadimeri U, Hadimeri H, Resjo M. Inflammatory pseudotumor of the lung. *Pediatr Radiol.* 1993;23:624-5.
46. Laufer L, Cohen Z, Mares AJ, et al. Pulmonary plasma cell granuloma. *Pediatr Radiol.* 1990; 20: 289-90.
47. Agrons GA, Rosado-de-Christenson ML, Kirejczyk WM, et al. Pulmonary inflammatory pseudotumor: radiologic features. *Radiology* 1998;206:511-8.
48. Viguere JL, Pujol JL, Reborias SD, et al. Fibrous histiocytomas of the lung. *Thorax* 1976;31:475-9.
49. Tan BB, Flaherty KR, Kazerooni EA, et al. American College of Chest Physicians. The solitary pulmonary nodule. *Chest* 2003;123:89S-96S.
50. Ost D, Fein AM, Feinsilver SH. The solitary pulmonary nodule. *N Engl J Med.* 2003;348:2535-42.
51. Ost D, Fein AM, Feinsilver SH. The solitary pulmonary nodule. *N Engl J Med.* 2003;348:2535-42.
52. Leef JL 3rd, Klein JS. The solitary pulmonary nodule. *Radiol Clin North Am* 2002; 40(1): 123-43.
53. Jeong YJ, Lee KS, Jeong SY, Chung MJ, Shim SS, Kim H, Kwon OJ et al. Solitary pulmonary nodule: characterization with combined wash-in and washout features at dynamic multidetector row CT. *Radiology* 2005; 237(2):675-83.

54. Erasmus JJ, McAdams HP, Patz EF Jr, Coleman RE, Ahuja V, Goodman PC. Evaluation of primary pulmonary carcinoid tumors using FDG PET. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170(5): 1369-73.
55. Swensen SJ, Jett JR, Hartman TE, Midthun DE, Mandrekar SJ, Hillman SL et al. CT screening for lung cancer: five-year prospective experience. *Radiology* 2005;235(1):259-65.
56. Yonemori K, Tateishi U, Uno H, Yonemori Y, Tsuta K, Takeuchi M, et al. Development and validation of diagnostic prediction model for solitary pulmonary nodules. *Respirology*. 2007; 12: 856-62
57. Trunk G, Gracey DR, Byrd RB. The management and evaluation of the solitary pulmonary nodule. *Chest* 1974; 66: 236-9.
58. Gohagan J, Marcus P, Fagerstrom R, Pinsky P, Kramer B, Prorok P; Writing Committee, Lung Screening Study Research Group. Baseline findings of a randomized feasibility trial of lung cancer screening with spiral CT scan vs chest radiograph: the Lung Screening Study of the National Cancer Institute. *Chest*. 2004; 126: 114-21.
59. Neifeld JP, Michaelis LL, Doppman JL. Suspected pulmonary metastases: correlation of chest x-ray, whole lung tomograms, and operative findings. *Cancer* 1977; 39: 383-7.
60. Dumont P, Gasser B, Rouge C, et al. Bronchoalveolar carcinoma: histopathologic study of evolution in a series of 105 surgically treated patients. *Chest* 1998;113:391-5.
61. Baaklini WA, Reinoso MA, Gorin AB, et al. Diagnostic yield of fiberoptic bronchoscopy in evaluating solitary pulmonary nodules. *Chest* 2000;117:1049-54.
62. Midthun DE, Swensen SJ, Jett JR. Approach to the solitary pulmonary nodule. *Mayo Clin Proc*. 1993;68:378–385.
63. Gümüő S, Deniz Ö, Örs F ve ark. Genç hastalarda soliter pulmoner nodüllerin etiyolojisi. *Solunum* 2007;9:99-104.
64. Kartaloglu Z. Soliter pulmoner nodüle yaklaşım. *Turkish J Thorac Cardiovasc Surg*. 2008;16:274-83.
65. Siegelman SS, Khouri NF, Leo FP, et al. Solitary pulmonary nodules: CT assessment. *Radiology* 1986;160:307-12.

66. Bethany BT, Kevin RF, Ella AK, et al. The Solitary Pulmonary Nodule. *Chest* 2003;123:89-96.
67. Zerhouni EA, Stitik FP, Siegelman SS, et al. CT of the pulmonary nodule: a cooperative study. *Radiology* 1986;160:319–327.
68. Webb WR. Radiologic evaluation of the solitary pulmonary nodule. *AJR* 1990;154:701-8.
69. Swensen SJ, Silverstein MD, Ilstrup DM, et al. The probability of malignancy in solitary pulmonary nodules. Application to small radiologically indeterminate nodules. *Arch Intern Med.* 1997;157:849-55.
70. Paranjpe DV, Bergin CJ. Spiral CT of the lungs: Optimal technique and resolution compared with conventional CT. *AJR* 1994;162:561-7.
71. Vock P, Soucek M, Daepf M et al. Lung: Spiral volumetric CT with single breath-hold technique. *Radiology* 1990;176:864-7.
72. Henschke CI, Yankelevitz JF, Naidich JP, et al. CT screening for lung cancer: suspiciousness of nodules according to size on baseline scans. *Radiology* 2004;231:164-8.
73. Shaham D, Guralnik L. The solitary pulmonary nodule: radiologic considerations. *Semin Ultrasound CT MR* 2000;21:97-115.
74. Kang MJ, Park CM, Lee CH, et al. Dual-energy CT: clinical applications in various pulmonary diseases. *Radiographics* 2010;30:685-98.
75. Diederich S, Das M. Solitary pulmonary nodule: detection and management. *Cancer Imaging* 2006;6:42-6.
76. Choi EJ, Jin GY, Han YM, et al. Solitary pulmonary nodule on helical dynamic CT scans: analysis of the enhancement patterns using computer-aided diagnosis (CAD) system. *Korean J Radiol.* 2008;9:401-8.
77. Stephen J. Rieder. MR Imaging: Its Development and the Recent Nobel Prize. *Radiology* 2004; 231(3):628-31.
78. Ross JS, O'Donovan PB, Novoa R, Mehta A, Buonocore E, MacIntyre WJ et al. Magnetic resonance of the chest: initial experience with imaging and in vivo T1 and T2 calculations. *Radiology* 1984; 152(1): 95–101.

79. Shioya S, Haida M, Ono Y, Fukuzaki M, Yamabayashi H. Lung cancer: differentiation of tumor, necrosis, and atelectasis by means of T1 and T2 values measured in vitro. *Radiology* 1988; 167(1): 105–9.
80. Patz EF Jr, Lowe VJ, Hoffman JM, Paine SS, Burrowes P, Coleman RE et al. Focal pulmonary abnormalities: evaluation with F-18 fluorodeoxyglucose PET scanning. *Radiology* 1993; 188(2):487-90.
81. Lowe VJ, Fletcher JW, Gobar L, Lawson M, Kirchner P, Valk P et al. Prospective investigation of positron emission tomography in lung nodules. *J Clin Oncol* 1998; 16(3): 1075-84.
82. Gould MK, Maclean CC, Kuschner WG, Rydzak CE, Owens DK. Accuracy of positron emission tomography for diagnosis of pulmonary nodules and mass lesions: a meta-analysis. *JAMA* 2001; 285(7):914-24.
83. Hara T, Kosaka N, Suzuki T, Kudo K, Niino H. Uptake rates of 18F-fluorodeoxyglucose and 11C-choline in lung cancer and pulmonary tuberculosis: a positron emission tomography study. *Chest* 2003; 124(3): 893-901.
84. Ginsberg MS, Griff SK, Go BD, et al. Pulmonary nodules resected at video-assisted thoracoscopic surgery: etiology in 426 patients. *Radiology* 1999;213:277-82.
85. Santambrogio L, Nosotti M, Bellaviti N, et al. Video thoracoscopy versus thoracotomy for the diagnosis of the indeterminate solitary pulmonary nodule. *Ann Thorac Surg.* 1995;59:868-71.
86. Jimenez MF. Spanish Video-Assisted Thoracic Surgery Study Group. Prospective study on video-assisted thoracoscopic surgery in the resection of pulmonary nodules: 209 cases from the Spanish Video-Assisted Thoracic Surgery Study Group. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2001;19:562-5.
87. MacMahon H, Austin JH, Gamsu G, Herold CJ, Jett JR, Naidich DP, et al. Guidelines for management of small pulmonary nodules detected on CT scans: a statement from Fleischner society. *Radiology* 2005; 237: 395-400.
88. Wahidi MM, Govert JA, Goudar RK, Gould MK, McCrory DC; American College of Chest Physicians. Evidence for the treatment of patients with pulmonary nodules: when is it lung cancer?: ACCP evidence-based clinical practice guide-lines (2nd edition). *Chest* 2007; 132: 94-107.

89. Winer-Muram HT. The solitary pulmonary nodule. *Radiology* 2006; 239: 34-49.
90. H MacMahon, DP Naidich, JM Goo, KS Lee, ANC Leung, JR Mayo, AC Mehta, Y Ohno, CA Powell, M Prokop, GD Rubin, CM Schaefer-Prokop, WD Travis, PE Van Schil, AA Bankier. Guidelines for Management of Incidental Pulmonary Nodules Detected on CT Images: From the Fleischner Society 2017. *Radiology* 2017, DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2017161659>
91. Qiang L, Feng L, Kenji S, et al. Computer-aided diagnosis in thoracic CT. *Semin Ultrasound CT MRI* 2005; 26: 357-63.
92. Revel MP, Bissery A, Bienvenu M, Aycard L, Lefort C, Frija G. Are two-dimensional CT measurements of small noncalcified pulmonary nodules reliable? *Radiology* 2004; 231: 453-8.
93. Hasegawa M, Sone S, Takashima S, Li F, Yang ZG, Maruyama Y, et al. Growth rate of small lung cancers detected on mass screening. *Br J Radiol* 2000; 73: 1252-9.
94. Rena O, Papalia E, Ruffini E, Filosso PL, Oliaro A, Maggi G et al. The role of surgery in the management of solitary pulmonary nodule in breast cancer patients. *Eur J Surg Oncol* 2007; 33: 546-50.
95. Lindell RM, Hartman TE, Swensen SJ, Jett JR, Midthun DE, Tazelaar HD, et al. Five-year lung cancer screening experience: CT appearance, growth rate, location, and histologic features of 61 lung cancers. *Radiology* 2007; 242: 555-62.
96. Herder GJ, van Tinteren H, Golding RP, Kostense PJ, Comans EF, Smit EF, et al. Clinical prediction model to characterize pulmonary nodules: validation and added value of ¹⁸F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography. *Chest* 2005; 128: 2490-6.
97. Brant-Zawadski MN. The role of computed tomography in screening for cancer. *Eur Radiol* 2005; 4(Suppl): D52-4.
98. Rubin GD, Lyo JK, Paik DS, Sherbondy AJ, Chow LC, Leung AN, et al. Pulmonary nodules on multi-detector row CT scans: performance comparison of radiologists and computer-aided detection. *Radiology* 2005; 234: 274-83.
99. Peloschek P, Sailer J, Weber M, Herold CJ, Prokop M, Schaefer-Prokop C. Pulmonary nodules: sensitivity of maximum intensity projection versus that of volume rendering of 3D multidetector CT data. *Radiology* 2007; 243: 561-9.

100. Brenner DJ. Radiation risks potentially associated with low-dose CT screening of adult smokers for lung cancer. *Radiology* 2004;231:440-5.
101. Saba L, Caddeo G, Mallarini G. Computer-aided detection of pulmonary nodules in computed tomography: analysis and review of the literature. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:611-9.
102. Karabulut N, Törü M, Gelebek V, Gülsün M, Ariyürek OM. Comparison of low-dose and standard-dose helical CT in the evaluation of pulmonary nodules. *Eur Radiol* 2002; 12: 2764-9.
103. Diederich S, Lenzen H, Windmann R, Puskas Z, Yelbuz TM, Henneken S. Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 1999;213: 289-98.
104. Feely MA, Hartman TE. Inappropriate application of nodule management guidelines in radiologist reports before and after revision of exclusion criteria. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196:1115-9.
105. Holin SM, Dwork RE, Glaser S, et al. Solitary pulmonary nodules found in a community-wide chest roentgenographic survey. *Am Rev Tuberc*. 1959;79:427-439.
106. Swensen SJ, Silverstein MD, Edell ES, et al. Solitary pulmonary nodules: clinical prediction model versus physicians. *Mayo Clin Proc* 1999;74:319–329.
107. Bateson EM. An analysis of 155 solitary lung lesions illustrating the differential diagnosis of mixed tumors of the lung. *Clin Radiology* 1965;16:51–65.
108. Murthy SC, Rice TW. The solitary pulmonary nodule: a primer on differential diagnosis. *Semin Thorac Cardiovasc Surgery* 2002;14:239–249.
109. Siegelman SS, Zerhouni EA, Leo FP, et al. CT of the solitary pulmonary nodule. *AJR Am J Roentgenology* 1980;135:1–13.
110. Karaman A, Araz O, Durur-Subasi I, et al. Added value of DCE-MRI in the management of cystic-cavitary lung lesions. *Respirology* 2016; 21: 739-45.
111. Vogt FM, Herborn CU, Hunold P, et al. HASTE MRI versus chest radiography in the detection of pulmonary nodules: comparison with MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183(1) :71-8.

112. Schafer JF, Vollmar J, Schick F, et al. Imaging diagnosis of solitary pulmonary nodules on an open low-field MRI system: comparison of two MR sequences with spiral CT. *Rofo* 2002; 174: 1107–14.
113. Schafer JF, Vollmar J, Schick F, Seemann MD, Kamm P, Erdtmann B, Claussen CD (2005) Detection of pulmonary nodules with breath-hold magnetic resonance imaging in comparison with computed tomography. *Rofo* 177:41–49
114. Schroeder T, Ruehm SG, Debatin JF, Ladd ME, Barkhausen J, Goehde SC (2005) Detection of pulmonary nodules using a 2D HASTE MR sequence: comparison with MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 185:979–984
115. Semelka RC, Cem Balci N, Wilber KP, Fisher LL, Brown MA, GomezCaminero A, Molina PL (2000) Breathhold 3D gradient-echo MR imaging of the lung parenchyma: evaluation of reproducibility of image quality in normals and preliminary observations in patients with disease. *J Magn Reson Imaging* 11:195–200
116. Regier M, Kandel S, Kaul MG, et al. Detection of small pulmonary nodules in high-field MR at 3T: evaluation of different pulse sequences using porcine lung explants. *Eur Radiol* 2006; 17: 1341–51.
117. Fink C, Puderbach M, Biederer J, et al. Lung MRI at 1.5T and 3T: observer preference study and lesion contrast using five different pulse sequences. *Invest Radiol* 2007; 42: 377–83.
118. Juergen B., Christian H., Michael F. MRI of pulmonary nodules: technique and diagnostic value. *Cancer Imaging* (2008) 8, 125–130 DOI: 10.1102/1470-7330.2008.0018
119. H MacMahon, DP Naidich, JM Goo, KS Lee, ANC Leung, JR Mayo, AC Mehta, Y Ohno, CA Powell, M Prokop, GD Rubin, CM Schaefer-Prokop, WD Travis, PE Van Schil, AA Bankier. Guidelines for Management of Incidental Pulmonary Nodules Detected on CT Images: From the Fleischner Society 2017. *Radiology* 2017, DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2017161659>
120. McWilliams, A.; Tammemagi, M. C.; Mayo, J. R.; Roberts, H.; Liu, G.; Soghrati, K.; Yasufuku, K.; Martel, S.; Laberge, F.; Gingras, M.; Atkar-Khattra, S.; Berg, C. D.; Evans, K.; Finley, R.; Yee, J.; English, J.; Nasute, P.; Goffin, J.; Puksa, S.; Stewart, L.; Tsai, S.; Johnston, M. R.; Manos, D.; Nicholas, G.; Goss, G. D.;

- Seely, J. M.; Amjadi, K.; Tremblay, A.; Burrowes, P.; MacEachern, P.; Bhatia, R.; Tsao, M.-S. & Lam, S. Probability of Cancer in Pulmonary Nodules Detected on First Screening CT New England Journal of Medicine, 2013, 369, 910-919
121. Kino A, Takahashi M, Ashiku SK, Decamp MM, Lenkinski RE, Hatabu H. Optimalbreathing protocol for dynamic contrast-enhanced MRI of solitary pulmonarynodules at 3T. *Eur J Radiol*. 2007 Dec;64(3):397-400. Epub 2007 Sep 19. PubMedPMID: 17884322.
 122. Markus-Korner et. Al Advances in digital radiography : Physical principles and system overview *Radiographics* 2007;27 :675-686.
 123. Herold AH, Woodard LJ. Cancer screening and diagnosis. *Med Clin North Am* 1996;80:1-218. [https://doi.org/10.1016/S0025-7125\(05\)70423-5](https://doi.org/10.1016/S0025-7125(05)70423-5)
 124. Altınoz H, Kula O. Soliter pulmoner nodül. *Solunum Hastalıkları* 2002;13:314-21.
 125. Ost D, Fein AM, Feinsilver SH. Clinical practice. The solitary pulmonary nodule. *N Engl J Med* 2003; 348: 2535.
 126. Karaman A, Durur-Subasi I, Alper F, et al. Correlation of diffusion MRI with the Ki-67 index in non-small cell lung cancer. *Radiol Oncol*. 2015; 49 : 250-5.