

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI**

**SOLİTER PULMONER NODÜLLERİN PET/BT İLE
DEĞERLENDİRİLMESİNDE TÜM VÜCUT BT
GEREKLİ MİDİR?**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. ELİF ŞAHİN KÜTÜK**

**TEZ DANISMANI
Prof. Dr. MUSTAFA ÜNLÜ**

**ANKARA
ARALIK 2011**

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI**

**SOLİTER PULMONER NODÜLLERİN PET/BT İLE
DEĞERLENDİRİLMESİNDE TÜM VÜCUT BT
GEREKLİ MİDİR?**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. ELİF ŞAHİN KÜTÜK**

**TEZ DANISMANI
Prof. Dr. MUSTAFA ÜNLÜ**

**ANKARA
ARALIK 2011**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve destekleriyle yetişmemde büyük katkıları bulunan ve tez hazırlama dönemimde beni yönlendirerek doğru adımlar atmamı ve tezimi tamamlamamı sağlayan tez danışmanım Prof. Dr. Mustafa Ünlü'ye; uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, üzerimde emeği geçen değerli hocalarım Prof. Dr. Nahide Gökçora, Prof. Dr. Mehmet T. Kitapçı, Prof. Dr. Tamer Atasever, Prof. Dr. L. Özlem Kapucu ve Prof. Dr. Neşe İlgin Karabacak'a; tezimin değerlendirilmesinde emeği olan ve asistanlık süresinde her türlü akademik ve klinik uygulamada bana yön gösteren Yrd. Doç. Dr. Ümit Özgür Akdemir'e; birlikte çalıştığım tüm değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve eşlerine; birlikte çalışmaktan çok mutlu olduğum sağlık ekibimizdeki tüm teknisyen, hemşire ve sekreter arkadaşlarıma en içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Yetişmemde büyük çaba ve fedakarlıklar gösteren aileme ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili eşim Dr. Ahmet Tolga Kütük'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

Nükleer Tıp Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 02.12.2011

**BAŞKAN
İmza**

**Prof.Dr.Nahide GÖKÇORA
Gazi Üniversitesi**

**ÜYE
İmza**

**Prof. Dr. Mustafa ÜNLÜ
Gazi Üniversitesi**

**ÜYE
İmza**

**Prof. Dr. Tamer ATASEVER
Gazi Üniversitesi**

KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı tomografi
CTDI	Computed tomography dose index (BT doz indeksi)
DLP	Dose length product (Doz uzunluk ölçümü)
FDA	Food and Drug Administration (Gıda ve İlaç İdaresi)
FDG	Flor 18-2-floro-2-deoksi-D-glukoz
(18F-FDG)	
HU	Hounsfield unit (Hounsfield birimi)
ICRP	International commission of radiological protection
KT	Kemoterapi
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
PET	Pozitron emisyon tomografisi
PET/BT	Pozitron emisyon tomografisi-bilgisayarlı tomografi
PI	Pozitron ışıması
RT	Radyoterapi
SPN	Soliter pulmoner nodül
SUV	Standart tutulum değeri
SUVmaks	Maksimum standart tutulum değeri
(SUVm)	
Sv	Sievert
TİİAB	Transtorasik ince iğne aspirasyon biyopsisi
TLG	Total lezyon glikolizi
VATS	Video yardımcı transtorakoskopik cerrahi
YÇBT	Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi

İçindekiler

KISALTMALAR	iii
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	2
2.1 Soliter Pulmoner Nodül	2
2.1.1 Tanım	2
2.1.2 Sıklık	2
2.1.3 Etyoloji.....	3
2.1.4 Tanı Yöntemleri:.....	5
2.2 PET Fiziği	17
2.2.1 PET Radyofarmasötikleri ve FDG.....	25
2.2.2 FDG'nin Tutulum Mekanizması	27
2.2.3 FDG'nin Normal Vücut Biyodağılımı	30
2.2.4 FDG Tutulumunun Sayısallaştırılması ve Standart Tutulum Değeri	30
2.3 Bilgisayarlı tomografi.....	32
2.3.1 Radyasyon Birimleri:	32
2.3.2 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	33
2.3.3 Organ dozlarının saptanması	35
2.3.4 BT Doz Ölçümü:	35
2.4 Rastlantısal BT bulguları	38
3 GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1 Hasta popülasyonunun seçimi.....	39
3.2 PET/BT Prosedürü.....	40
3.3 Çalışmanın İstatistiksel Değerlendirmesi	41

4	BULGULAR.....	42
4.1	Hastaların Demografik Bilgileri.....	42
4.2	Hastaların PET/BT Bulguları.....	44
4.3	Hastaların BT Bulguları.....	46
4.4	BT radyasyon dozu.....	50
4.5	Çekim süreleri	51
5	TARTIŞMA	52
6	SONUÇ	60
7	KAYNAKLAR.....	61
8	ÖZET	71
9	SUMMARY	73
10	ÖZGEÇMİŞ	75

1 GİRİŞ

Soliter pulmoner nodül bilgisayarlı tomografi veya direk grafi ile akciğer parankiminde tesbit edilen, normal akciğer dokusu ile çevrili, herhangi bir adenopati ya da atelektazi ile ilişkisi olmayan, en uzun çapı 3 cm'in altında olan, yuvarlak veya oval opasitedir [1] [2]. SPN etkeni neoplazi, enfeksiyon, enflamasyon, vasküler veya konjenital anomaliler olabilir.

Akciğerde diğer görüntüleme yöntemleri ile tesbit edilen soliter pulmoner nodülün metabolik karakterizasyonun yapılmasında 18F florodeoksiglukoz pozitron emisyon tomografisi (18F-FDG PET), invazif olmayan görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır[3]. Bu amaçla yapılan PET/BT füzyon görüntülemesi, yalnız PET ile görüntülemeden daha yüksek doğruluk oranına sahiptir [4].

Çekim öncesinde verilen 18F-FDG dozu hastanın kilosuna göre ayarlanmaktadır ve taranan vücut yüzey alanının genişliğinden etkilenmemektedir. BT dozu ise çekim yapılan alanın genişliğiyle orantılı olarak artış göstermektedir. Rutin uygulamada pulmoner nodül değerlendirmesi için verteksten uyluk ortasına kadar olan alan BT ile taranmaktadır.

Bu çalışmada;

Soliter pulmoner nodülün PET/BT ile görüntülenmesinde tüm vücudun BT ile taranmasının gerekliliğinin ve BT tarama alanı toraks ile sınırlandırıldığında hastanın evresinde değişiklik olup olmayacağının tesbit edilmesi,

Klinik olarak anlamlı toraks-dışı rastlantısal BT lezyonları ile bu lezyonların bulunma sıklıklarının tespit edilmesi,

Sınırlandırma yapıldığında hastanın alacağı BT radyasyon dozundaki düşüşün tesbit edilmesi amaçlanmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Soliter Pulmoner Nodül

2.1.1 Tanım

SPN sınırları akciğerin kendisini çevreleyen dokudan net olarak ayrılabilen, tek, yuvarlak veya oval, çapı 3cm veya daha küçük, birlikte atelektazi, adenopati veya plörezi gibi ek patoloji izlenmeyen, kalsifikasyon ve kavitasyonlar içerebilen lezyonlardır [5]. 3 cm'den büyük lezyonlar için ise kitle tanımı kullanılmaktadır. Diğer malignitelerin akciğere olan metastazları ise tanım olarak ayrı ayrı SPN'ye uysalar da birden fazla lezyon olduklarından, SPN olarak tanımlanmazlar.

2.1.2 Sıklık

SPN göğüs grafilinde rastlantısal olarak görülen bir bulgudur. Tüm göğüs grafilerinin % 0,09-0,2' sinde SPN saptanabilmektedir [6]. Ayrıca 500 akciğer filminin 1'inde soliter pulmoner nodül görülebilmektedir. Bu nodüllerin %90'ı başka nedenlerle yapılan görüntülemeler esnasında tesadüfen saptanmış nodüllerdir. Genel popülasyonda SPN sıklığı hakkında kesin bir bilgi yoktur. Amerika birleşik devletlerinde ortalama yıllık 150 bin yeni SPN saptanmaktadır [7-8]. Tarama grafilinde 1000'de 1-2 oranında SPN'ye rastlanmaktadır.

Yüksek insidans genellikle seçilen popülasyondaki hastaların risk faktörleri (ör: yaş, sigara, meslek gibi) ile ilişkilidir. Bunun dışında yayınlardaki SPN sıklığı çalışmada tercih edilen tanı yöntemlerine ve popülasyonun

özelliklerine göre değişir. Yapılan çalışmalar ve kullanılan yöntemler dikkate alındığında şu sonuçlar ortaya çıkmaktadır: Tarama yöntemi olarak tomografi kullanımının artmasıyla SPN tespit edilen hasta sayısı artmıştır. Normal popülasyonun yanı sıra yüksek riskli popülasyonda bile tespit edilen lezyonların çoğu benign karakterdedir ve dolayısıyla yanlış pozitiflik oranı yüksektir. Ayrıca bu çalışmaların maliyeti önemli derecede yüksektir.[9-10]

2.1.3 Etyoloji

SPN etiyojisi neoplazmlardan parazitik enfeksiyonlara, vasküler malformasyonlardan atelettaziye kadar değişen geniş bir spektruma sahiptir (Tablo-1)

Tablo 1: Soliter pulmoner nodül ayırıcı tanısı

Gelişimsel Bronkojenik kist Bronkopulmoner sekestrasyon Pulmoner arteriyovenoz fistul Pulmoner vende varikozite Konjenital bronşiyal atrezi	Noninfeksiyöz granülom Romatoid artrit Wegener granulomatozisi Sarkoidoz Parafinoma	İdiyopatik Amiloidoz İmmünolojik Romatoid nekrobiyotik nodul İnhalasyonel Lipoid pnömoni Travmatik Pulmoner hematoma
İnfeksiyöz <i>Bakteriyel</i> Mycobacterium tuberculosis (tüberküloz) <i>Fungal</i> Hystoplasma capsulatum (histoplazmoz) Coccidioidomycosis (coccidioidomycoma) Aspergillus fumigatus (mycetoma) <i>Parazitik</i> Echinococcus (hidatik kist) Dirofilaria immitis Ascaris lumbricoides	Neoplastik Bronşiyal adenom Hamartom Leiomyom Fibrom Lipom Hemanjiyom Hemanjiyoendotelium Hemanjiyoperisitom Granüler hücreli miyoblastoma Norojenik tumorler Kondrom Endometriosis Fibrin cisimciği Bronkojenik karsinoma Hematojen metastaz (kolon, meme, böbrek, baş-boyun, germ hücreli, sarkom, tiroid, melanom vb.)	Diğer Bronşiyolitiz obliterans Organize pnömoni Sferik pnömoni Apse Pulmoner infarkt Silikozis Hematoma Psödötümör Fibrozis

	Lenfosarkom grubu Multipl miyeloma Karsinoid Plazmositom	
--	---	--

Akciğer kanserlerinin %20-30 unun ilk radyolojik bulgusu tek nodüldür [11].

SPN ileri yaş hastalarda göreceli olarak primer bir akciğer karsinomasını işaret edebilmektedir. Genel popülasyonda rutin radyolojik araştırmalarda tespit edilen SPN' lerde malignite insidansı %10 -70 arasında değişmektedir ancak 50 yaş üzeri hastalarda tespit edilen SPN lerin % 50' den fazlası karsinomadır [12-14]. Hasta yaşının yanı sıra sigara içme alışkanlığı, mesleki maruziyet ve başka organda kanser varlığı SPN'ün malign olma olasılığını artıran en önemli risk faktörleridir [2, 14]. Ayrıca FDG tutulumu gösteren kişilerde de SPN'ün malign olma olasılığı yüksek iken (60 yaş üzerinde >%90), FDG tutulumu göstermeyenlerde bu oran düşmektedir (<%5) [15].

Malign lezyonların büyük bir çoğunluğunu bronşiyal karsinomalar oluştururken, ikinci sıklıkta akciğer dışından kaynak alan metastazlar gelir. Bilinen herhangi bir malignite yoksa SPN'ün metastatik olma olasılığı oldukça düşüktür ve rutin toraks dışı tümör odağı araştırmak maliyet etkinlik açısından uygun değildir [10].

Başka organ kanseri öyküsü varlığında, SPN'lerin malignite riski artmaktadır [16]. Bir çalışmada malign melanom, sarkom veya testis kanseri öyküsü olan hastalarda SPN'ün metastatik olma olasılığı akciğer kökenli olma olasılığından 2,5 kat; baş ve boyun (yassı hücreli) kanseri öyküsü bulunması durumunda 8 kat fazla bulunmuş. Aynı çalışmada baş-boyun kanseri olgularının

yaklaşık %25'nin sekiz yıl içerisinde akciğerlerinde ikinci primer lezyon ile müracaat ettikleri bildirilmektedir. Yine baş ve boyun kanseri saptanan olguların çekilen kontrol grafilerinde tespit edilen SPN'lerin %76'nın primer akciğer kanseri, %9'nun metastaz ve % 15'nin benign lezyon olduğu belirtilmiştir. Ayrıca diğer organ kanserlerinin varlığında primer akciğer kanseri tanılı SPN oranı, %24-58 olarak bildirilmiştir [17].

Tüberküloz, histoplazmoz veya koksidiomikoz gibi çeşitli granümatöz hastalıkların endemik olduğu bölgelerden gelen ve genç yaşta SPN gözlenen hastaların nodüllerinin malign olma olasılığı daha düşüktür.

Benign olan lezyonların %80'i infeksiyöz granümatöz nedenler, %10'u hamartomlar ve geriye kalan %10'u ise infeksiyöz olmayan granülomalar veya benign tümörlerin yer aldığı nadir rastlanan nedenler oluşturmaktadır [18].

2.1.4 Tanı Yöntemleri:

2.1.4.1 Klinik Tanı Yöntemleri:

2.1.4.1.1 Balgam Sitolojisi:

SPN'ü olan olgular çoğunlukla asemptomatik olduğundan balgamin sitolojik incelemeleri sıklıkla negatiftir. Non-skumöz tümörlerde balgam sitolojisinin pozitifliğinin düşük olmasının yanında, herhangi bir negatif sonuç ilave ileri değerlendirmeleri engellemeyecektir. Bu nedenle rezeksiyon planlanan olgularda sitoloji pek kullanılmamaktadır. Yine de SPN tanısında, balgam incelemesinin tanı değeri, malign lezyonlarda %10-20, en iyi koşullarda %30 civarındadır. Santral yerleşimli lezyonlarda tanı ihtimali artmaktadır. Lezyonun

büyüklüğü ve balgam sitolojisinin kaç defa tekrar edildiği de pozitif sonucu etkileyen diğer faktörlerdir. 2 cm'den büyük tümörlerde ve balgam sitolojisinin dört ve daha fazla çalışıldığı hastalarda balgam sitolojisi ile tanı oranı artmaktadır. Ancak baş-boyun ve gastrointestinal sistem malignitelerinde de balgam sitolojisi pozitif olabilir. Özellikle endemik bölgelerde, yüksek risk gruplarından elde edilen balgam örneklerinden yapılan incelemelerle tüberküloz ve diğer granülatöz hastalıkların tanısı konulabilir [19].

2.1.4.1.2 Bronkoskopi:

Bronkoskopinin sensitivitesi nodülün büyüklüğüne, ana bronşa uzaklığına, nodülün malign olup olmamasına bağlı olarak %20-80 arasında değişmektedir. 1,5 cm boyutun altındaki nodüllerde duyarlılık %10 iken 2-3 cm boyutlarındaki nodüllerde %40-60 bulunmuş. BT herhangi bir bronş komşuluğunda nodül tariflediğinde ise sensitivite %70'e ulaşmaktadır [5].

Günümüzde elektromagnetik navigasyon (EMN) eşliğinde yapılan bronkoskopik biyopsilerde daha küçük lezyonlara ulaşılabilen ve tanı konabilmektedir. EMN lezyonun boyutundan bağımsız olarak % 67 oranında tanı verir. Ancak lezyonun hangi lokalizasyonda olduğu da önemlidir. Orta lob lezyonlarında EMN'nin tanı değeri % 88 olarak bildirilmektedir [20].

2.1.4.1.3 Transtorasik İnce İğne Aspirasyon Biyopsisi (TİİAB):

TİİAB floroskopi veya tomografi eşliğinde yapılabilmektedir ve periferik nodüllerde daha tanısaldır. TİİAB ile nodüllerin %95'inde malign-benign ayrımı

yapılabilmektedir. Malign lezyonlarda duyarlılık ve özgüllük sırasıyla %80-95 ve %50-88 arasında olup 200'ün üzerinde olgu içeren bir çalışmada pozitif prediktif değer %98,6; negatif prediktif değer %96,6 bulunmuştur. 2cm'in altındaki nodüllerde ise TİİAB'nin maligniteyi saptamada %90 duyarlılığa sahip olduğu olduğu tesbit edilmiştir [5]. Spesifik benign lezyonlarda (granülom, hamartom vs) sensifitesi %11-68 arasındadır [21].

Kullanılan iğne çapı ve lezyon derinliğine göre %30 hastada pnömotoraks gelişmekte, %5 hastada ise tüp torakostomi ihtiyacı görülmektedir. %5-10 hastada hemoptizi görülürken fatal emboli ve hemoroji çok daha nadir görülmektedir.

Yaygın amfizem, ≤ 1 lt FEV1'i olan hastalar, ciddi pulmoner hipertansiyon, kontralateral pnömonektomi ve ciddi koagülopati bulunan hastalarda TİİAB kontraendikedir.[21-22]

2.1.4.1.4 Video Yardımlı Torakoskopik Cerrahi (VATS) ve Torakotomi:

Non invaziv yöntemlerle tanı konulamayan malignite şüpheli SPN'lerde video yardımcı cerrahi veya açık cerrahi düşünülmelidir. Özellikle periferik yerleşimli SPN'lerde VATS en uygun yaklaşım olarak görülmektedir [23]. Ancak santrale yakın yerleşimi olan lezyonlarda VATS ile lezyona ulaşmak zor olabilir, bu durumda kas koruyucu mini torakotomiler ile lezyon çıkartılabilir. Torakotomi ile mortalite % 1,6; morbidite % 5,6; ortalama hastanede yatış süresi 6 gün olarak bildirilmektedir [24]. Bilinen eski malignitesi olan hastalarda SPN tespit edildiğinde bu lezyon metastaz olabileceği gibi ayrı bir primer akciğer kanseri veya benign bir lezyon olabilir. Bu tür lezyonlar için de VATS düşünülebilir.

VATS'ın SPN için spesifitesi %100'dür. Mortalitesi torakotomiye göre daha düşük olmakla birlikte 2 cm'den büyük lezyonlarda relatif olarak komplikasyon oranları daha fazla bulunmuştur [25]. SPN nedeniyle VATS yapılan hastalarda ise ortalama %16 oranında torakotomiye geçmek gerekmektedir. Bu daha çok intratorasik adezyonların varlığına, lezyonun derin parankimde oluşuna ve intraoperatif SPN'nin tespit edilememiş olmasına bağlıdır [25]. Düşük malignite olasılığı olan SPN'li hastalarda, orta dercede malignite olasılığı olan SPN'li hastalarda PET negatif veya TTİAB sonucu tanısal değilse yakın takip uygun seçenektir. Şüpheli SPN'lerde pozitif TTİAB veya lokalizasyona göre bronkoskopik biyopsi ve PET korelasyonu ileri araştırmayı gerektirir. Yüksek malignite olasılığı olan SPN'ler ise mutlaka VATS ile çıkarılmalıdır [26].

2.1.4.2 Radyolojik Tanı Yöntemleri

SPN tanısı görüntüleme yöntemleri ile konulmaktadır. Radyolojik görüntülemelerde posteroanterior ve lateral akciğer grafisi ile bilgisayarlı tomografi sıklıkla kullanılmaktadır. Son zamanlarda kontrastlı tomografiler ve PET/BT SPN nodül tanı yöntemleri arasında yer almaktadır. [26]

2.1.4.2.1 Akciğer Grafisi:

SPN tanısı dikkatlice yorumlanmış bir akciğer grafisi ile konulabilir. Tek bir açıdan yapılan görüntüleme yanlış pozitif değerlendirmelere yol açabilir. Örneğin meme başının gölgesi veya kostakondral bileşkeler PA grafide nodül

izlenimi verebilir. Bu nedenle toraks içi patolojiler en az iki açıdan alınan görüntülemeler ile değerlendirilmelidir. [26]

Düz grafilere ile nodülün büyüklüğü, büyüme hızı, kenar özellikleri ve kalsifikasyon paternine göre benign ya da malign olduğu hakkında bilgi edinilebilir.

Nodül boyutu:

Düz grafilere genelde 8-10 mm ve daha büyük boyutlu lezyonlar görülebilir. Bazen 5 mm'lik nodüller de yerleşim yerine göre tespit edilebilir. Rastlantısal olarak tespit edilen ve üç santimetreden büyük olan lezyonlar genellikle maligndir, iki santimetreden küçük olanların ise benign olma olasılığı yüksektir [27]. Ancak nodülün büyüklüğü ile lezyonun malign olup olmadığının anlaşılması zordur. Munden ve ark. torakoskopik cerrahi ile 1 cm altında çıkardıkları 65 nodülde malignite oranını %58 olarak raporlamışlardır [28].

Nodülün büyüme hızı:

Nodülün büyüme hızı, lezyonun malign veya benign karakterde olduğunu işaret eden bir diğer önemli kriterdir. Eski grafilere ile mevcut grafilere karşılaştırılması lezyonun büyüme hızı yani tümör hacminin iki katına çıkması için gereken süre (DT: Doubling time) hakkında bize bilgi verebilir. Bir kanser hücresinin 1cm çapa ulaşabilmesi için 30 defa doubling yapması gerekir. Bu aşamadan sonra 5 doubling daha yaparsa 3 cm çapa ulaşır. Düz grafilere iki boyutlu değerlendirme yapılabilmektedir. Lezyonlar üç boyutlu düşünüldüğünde, iki boyutlu görüntülerde meydana gelen çap artışı $4/3 \pi r^3$ formülü ile

hesaplanarak değerlendirilmelidir. Örneğin 1 cm çaplı bir nodülün boyutu bir sonraki değerlendirme de 1,3 cm olmuş ise yani çapında % 26'lık bir artış olmuşsa hacmi iki katına çıkmıştır [2]. Bronkojenik karsinomlarda DT tümör alt tipine göre 20-400 gün arasında değişmektedir. Bu süre küçük hücreli karsinomlar için ortalama 66 (24-94) gün, epidermoid karsinom için 146 (20-382), adenokarsinom için 72 (23-110), büyük hücreli için 111 (37-260) gün kadardır [29]. DT 20-30 günden kısa ise; nekroz, lenfoma, infeksiyon veya hızlı büyüyen metastazlar olabilir. DT 400 günden uzun ise benign karakterde lezyonlar düşünülebilir. Nadiren düşük dereceli karsinoid tümörlerde DT 400 günden fazla olabilir. Nodülde iki yıldan daha uzun süredir boyut değişikliği olmuyor ise yüksek olasılıklı benign olduğuna işaret eder ve artık takibe gerek yoktur. Ancak bu kuralın önemli bir istisnası bronkoalveolar karsinomlardır. Dumont ve ark. bronkoalveolar karsinom tespit ettikleri 85 hastanın %12'sinde SPN'lerin 2-7 yıl boyunca boyut olarak stabil kalabileceğini bildirmişlerdir [30].

Kenar özellikleri:

SPN'lerde kenar özellikleri; düzgün, lobüle, spiküler ve içsi olarak tanımlanmıştır. Malign karakterli lezyonlar genellikle irregüler, fuziform veya spiküler (korona radiata) kenar özelliğine sahiptirler [31]. Benign lezyonların ise kenarları daha düzgün özelliktedir. Kenar tanımlamasında spiküler kenar özellikle malign lezyonlar için en duyarlı göstergedir, bununla birlikte bazen spiküler kenar özelliği olan lezyonlar benign, bazı düzgün kenarlı nodüller ise malign olabilir.

Nodülün lokalizasyonu:

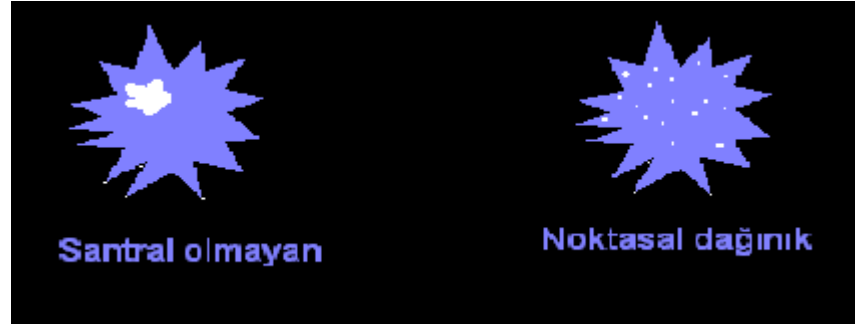
Nodül lokalizasyonunun tanısasal değeri çok azdır. Akciğer kanseri ve tüberküloz genellikle üst loblarda yerleşim gösterir. Hamartomlarda lobar dağılım eşittir. Metastazlar ise genellikle periferik yerleşim gösterirler.

Kalsifikasyon:

Nodül içinde kalsifikasyon olması genellikle benign lezyon lehine yorumlanır. Ancak malign nodüllerin %10 kadarında kalsifikasyon görülebilir. Malign tümörler kalsiyum üretimi, hızlı büyümeleri sonucu nekroza gitmeleri, distrofik kalsiyum depozitleri içermeleri, skar ve granülomlara eşlik edebilmeleri nedeniyle kalsifikasyon içerebilir. Lezyonlarda genel olarak altı çeşit kalsifikasyon tarzı gözlenir. Bunlar; diffüz, santral, laminar, eksentrik, noktasal ve patlamış mısır kalsifikasyon [8]. Patlamış mısır kalsifikasyonlar tipik olarak hamartomlar için tanımlanmıştır. Tomografi akciğer filmine göre, kalsifikasyon tarzını tespit etmede çok daha fazla yol göstericidir. Malignite açısından klinik ve diğer özellikleri bakımından benign özellikteki nodülde kalsifikasyon tarzı da benign ise takibe gerek yoktur.



Şekil 1: Benign kalsifikasyon tarzları



Şekil 2: Malign kalsifikasyon tarzları

2.1.4.2.2 Bilgisayarlı Tomografi:

BT ile nodül karakteri, çapı, kenar konturu ve yerleşim yeri gibi etyolojisi bakımından fikir verebilecek özellikleri ayrıntılı olarak değerlendirilebilir.

Son zamanlarda kullanılması yaygınlaşan spiral BT de, özellikle 5mm veya daha küçük çaptaki nodülleri göstermekte, geleneksel BT'ye üstündür. Her ne kadar nodül boyutu güvenilir bir parametre olmasa da 3 cm'in üzerindeki nodüllerin malign olma olasılığının yüksek olduğu bilinmektedir. Ayrıca yapılan çalışmalarda 2 cm'in altındaki nodüllerin %90'ının benign olduğu tesbit edilmiştir [15, 32].

Ayrıca BT lenfadenopatiyi, satellit nodülü ve göğüs duvarı invazyonunu net bir şekilde gösterir. Bazı SPN'ler yumuşak doku tümörlerini, plevral plakları, yalancı tümörleri, round atelektazileri veya kemik gölgesi şeklinde görüntüleri taklit edebilir. Tomografi SPN'ler ile ilgili bazı şüpheli durumları aydınlatmada bize yardımcıdır.

Nodül kalsifikasyonlarının varlığı, özelliği ve dağılımı, hamartomların içerdiği yağ dokusu BT ile görüntülenebilmektedir. İnce kesitler (1-3 mm) kalın kesitlere göre ufak kalsifikasyonları göstermekte üstünlük sağlar.

SPN kenar özellikleri, benign-malign ayrımında ipucu verebilir. Lezyonun kenarında ışınal tarzda düzensizlik görülmesi, nodülün lobüle oluşu genelde kanser olasılığını kuvvetlendirirse de granülom ve benzeri gibi benign lezyonlarda da lobülasyona rastlanabilir ve malign lezyonları benign olanlardan kesinlikle ayırmaya yeterli değildir.

SPN içerisinde diffüz, santral, çizgisel veya patlamış mısır görünümlü kalsifikasyon varlığı öncelikle benign lezyon lehinedir (Şekil 1). Santral yerleşimli kalsifikasyon granüloma lehine iken patlamış mısır tarzındaki kalsifikasyon özellikle hamartomlarda görülmektedir. Bütün kalsifikasyon tarzlarını benign olarak değerlendirmek doğru değildir. Malign SPN'ler %6-14 oranında kalsifikasyon içerebilir ancak bunlar çoğunlukla ekzantirik yerleşimlidir (Şekil 2).

Ayrıca BT nodülün bronşlarla olan anatomik ilişkisini belirler ve bronkoskopiye yapacak olan klinisyene yol gösterir.

Yüksek çözünürlüklü BT nodülün sınırlarını, damarlar ve plevra gibi dokulara olan komşuluklarını daha iyi tanımlayabilir [33]. Ayrıca YÇBT ile lobülasyonun, spikülasyonun sınırlarının ve hava bronkogramının daha iyi saptanabildiği gösterilmiştir.

YÇBT ile yapılan görüntülemelerde, nodülün yoğunluğu da önem taşımaktadır. Benign nodüllerin yoğunluğu mikrokalsifikasyonlar nedeniyle genellikle 164 Hounsfield Ünitesinden yüksektir. BT’de dansitometre değerleri; Hava: -1000 HU, yağ dokusu: -50 ile -100 HU arasında, su: 0 HU, kan: 40-60 HU, non-kalsifiye nodül: 60-160 HU, kalsifiye nodüllerde 200 HU’dan yüksek, kemikte ise 1000 HU kadardır. Siegelman ve arkadaşları, lezyonda yağ dansitesi içeren bir alan olduğunda lezyonun benign hamartoma olabileceğini işaret etmişlerdir.

Referans olarak oluşturulan genellikle 185 HU yoğunluğa sahip fantom nodül ile SPN’ün yoğunluğu karşılaştırılır. Eğer lezyonun yoğunluğu fantom nodülün yoğunluğundan daha fazla ise benign olarak kabul edilip takibe alınır. Lezyonun yoğunluğu fantom nodülün yoğunluğundan daha düşük ise şüpheli nodül olarak değerlendirilir ve ileri incelemeler yapılır. Bu yöntemle yapılan bir çalışmada 185 HU referans alınarak, benign olarak değerlendirilen 85 nodülün 9’unda (%8) biyopsi veya rezeksiyon sonucunda malignite saptanmıştır. BT referanslı fantom tekniği ile olguları ancak %30’unda tanıya varılabilmekte, %70 olgu belirsiz kalmaktadır [34-35].

Ayrıca dinamik tomografi ile 5 dakika boyunca aralıklı alınan görüntülerde, lezyondaki HU değişikliği bize lezyonun benign mi, malign mi

olduğu hakkında bilgi verir. Kontrastlanma artışı denen bu olayda kontrastlanma artışı 15 den küçük olan lezyonlar çoğunlukla benign, 20 HU'den fazla olanlar ise çoğunlukla malign karakterdedir (duyarlılık %98, özgüllük % 73) [2]. Kontrastlanma artışı yoksa lezyon çok yüksek ihtimalle benigndir ve negatif prediktif değeri %96,5'dir [36].

Malign lezyonlar ile benign lezyonların damarlanma, farmakodinamik özellikleri ve metabolizmaları farklılık göstermektedir. Bu farklılıktan faydalanarak yapılan kontrastlı tomografinin malignite tanısında duyarlılığı %95-100 ve özgüllüğü %70-93 olarak bildirilmiştir [37].

2.1.4.2.3 PET/BT

18-F FDG PET onkolojide tümör tanısı, hastalığın evrelendirilmesi ve tedavi yanıtının belirlenmesinde geniş bir kullanım alanına sahiptir [38]. PET neoplastik hücrelerde metabolik aktivitede artma ile orantılı, normalden fazla miktarda glukoz kullanımı temeline dayalı bir tetkiktir.

Yalnızca PET'e oranla PET/BT füzyon görüntülemesinin tanısallı doğruluğu daha yüksektir. Çünkü BT görüntülemesinde çözünürlüğü etkileyen doku kalınlığını X-ışınlarını kullanarak düzeltmekte, lezyonun karakteristik özellikleri ile anatomik yerleşiminin belirlenmesini ve fizyolojik tutulum alanlarının ayırt edilebilmesini sağlamakta ve böylece PET/BT kanser riski taşıyan vakalarda soliter pulmoner nodülün karakterizasyonunun yüksek özgüllük ve doğrulukta noninvaziv olarak yapılabilmesini sağlamaktadır [39-41].

PET'in normal hücreler için standardize edilmiş uptake değeri (SUVmaks) 2,5'in altındadır, üzerindeki değerler ise patolojik kabul edilir [42]. Ancak SPN etyolojisi araştırılan bir hastada PET'te tespit edilen patolojik tutulum bazen benign lezyonlardan da kaynaklanabilir. Yalancı pozitiflik denen bu durum, infeksiyonlar, granülamatoz hastalıklar, romatoid nodüller ve inflamatuvar lezyonlarda görülebilir [43-44]. Benzer şekilde bazı malignitelerde ise SUVmaks değeri 2,5'in altındadır. Örneğin, 8-10 mm ve daha küçük çapı olan malign nodüllerde, karsinoid tümör, müsinöz adenokarsinom ve bronkoalveolar karsinom gibi düşük metabolik aktiviteye sahip tümörlerde ve yüksek kan glukoz değeri varlığında lezyonlarda düşük SUVmaks tutulumu görülebilmektedir [45-47].

PET lezyonların malign-benign ayrımını yapmada yüksek duyarlılığa (%80-100) sahiptir ancak özgüllüğü yapılan farklı çalışmalarda geniş bir aralıkta tesbit edilmiştir (%40-100). Bununla birlikte son zamanlarda yapılmış bir meta-analizde malignite tespit edilmiş fokal pulmoner lezyonlarda %96 duyarlılık ve %73,5 özgüllük tespit edilmiştir [48]. PET'in sensitivitesi 8-10 mm boyuttan daha küçük lezyonlarda düşüş göstermektedir. Bu nedenle bu lezyonlarda tanı amaçlı kullanımı önerilmemektedir [49]. Önceki uygulamalarda 8-10 mm'den küçük lezyonlarda tanı amaçlı PET incelemesi yapılmış olup yalancı negatif ve yalancı pozitif bulgularda önemli derecede artış görülmüştür [45, 50].

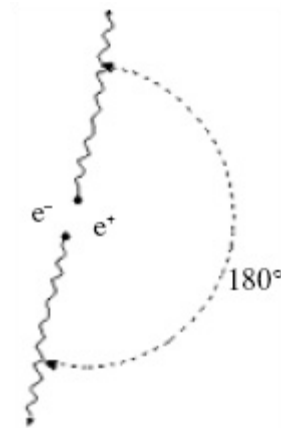
Tanı amaçlı kullanımının yanı sıra PET/BT klinisyene biyopsi alanını belirlemede yardımcı olabilmektedir. Lezyonun metabolik olarak daha aktif olan kesiminden biyopsi yapılmasına imkan vermektedir [51].

Klinik olasılık ile BT sonuçlarında uyumsuzluk olduğunda PET kullanılabilir. Özellikle klinik olarak vakanın malignite olasılığı düşük ancak lezyonun BT görünümü malign karakterde ise [52]. Ancak şüpheli nodülü olan ve klinik olarak malignite olasılığı yüksek olanlarda 18-F FDG tutulumu olmaması maligniteyi dışlamamaktadır ve 18-F FDG negatif olan lezyonların en az 2 yıl süresince takip edilmesi gerekmektedir [53-54].

SPN'ler bazen ekstrapulmoner malignitelerin akciğerdeki soliter metastazı olabilir. PET'in tüm vücut alanlarını tarayabilmesi ve diğer metastatik odakların değerlendirilebilmesi bu tür hastalarda klinisyenler için önemli bir avantajdır.

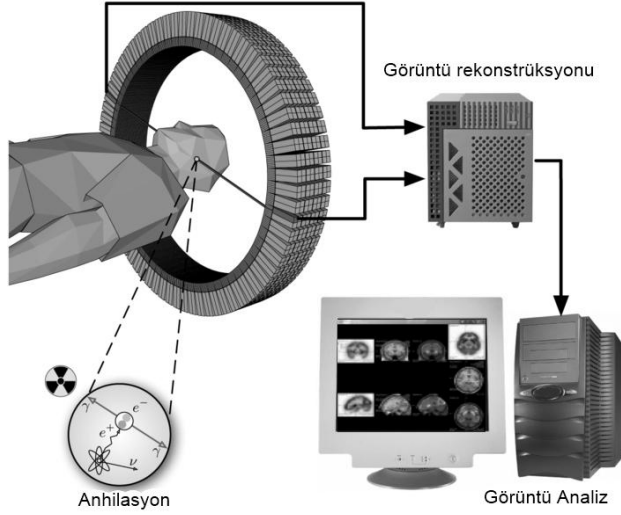
2.2 PET Fiziği

PET ile görüntülemenin temeli, pozitron anihilasyonu sonucunda ortaya çıkan ve aralarındaki 180 derece açı ile zıt yönlerde hareket eden anihilasyon fotonlarının karşılıklı dedektörler ile saptanması ve bu fiziksel olayın işleme sonucu görüntü haline getirilmesi ilkesine dayanmaktadır (Şekil 3,4).



Şekil 3: Pozitron-elektronun yok olma olayı. Nükleer dönüşüm sonucu ortaya çıkan pozitron, yok olmadan önce madde içinde (enerjisine bağlı olarak) 2-7 mm kadar yol alır ve ortamda elektronla etkileşerek yok olur. Yok-olma sonucunda

birbirine eşit enerjide (511 KeV) ve $180^\circ \pm 0.25$ açıyla zıt yönde iki tane anhilasyon fotonu oluşur.



Şekil 4: PET'in çalışma prensibi

Çekirdeğinde fazla proton barındıran atomlar elektron yakalama veya pozitron ışıması (PI) ile kararlı hale gelmektedirler. PI oluşturabilmesi için izotopun 1.02 MeV ya da daha fazla enerjiye sahip olması gerekmektedir. Pozitron ışıması sonucunda çekirdekteki bir proton pozitif yüklü bir elektron ile (pozitron) ve bir nötrona dönüşür, pozitron ve nötrino çekirdekten dışarı fırlar. PI'nın denklemi şöyledir:

$$p = n + \beta^+ + \nu$$

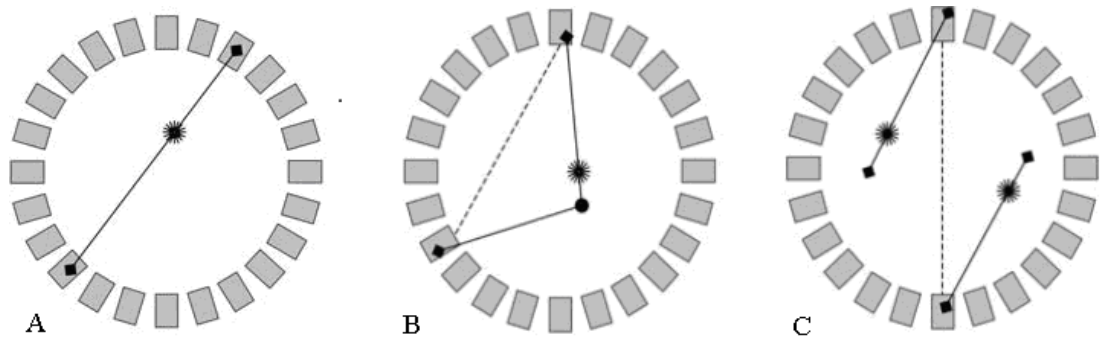
(p: proton, n: nötron, β^+ : pozitron, ν : nötrino)

Pozitron, elektron ile aynı özelliklerde ancak zıt yüklü olan bir karışı maddedir. Pozitron, çekirdekten fırladıktan sonra hızı sıfıra ulaşana ya da yaklaşı na kadar kinetik enerjisini çevredeki atomlara aktarmaya başlar. Vücut

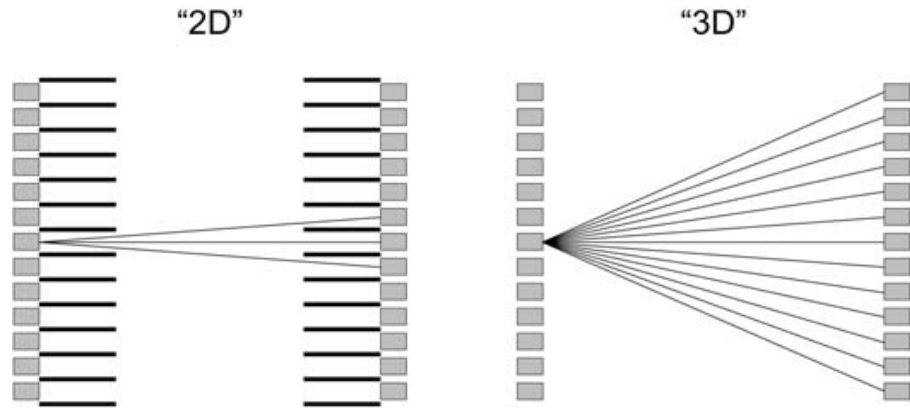
içerisinde kinetik enerjisini kaybederek dokularda 2-7 mm ilerleyebilir. Bu olay yaklaşık 10^{-9} sn sürer. Bu sırada β^+ dokuda karşılaştığı bir elektron (β^-) ile etkileşime girerek kütlesini tamamen enerjiye dönüştürebilir. Bu olaya anhilasyon reaksiyonu denir. Anhilasyon reaksiyonunda her bir partikülün kütle eşdeğeri 511 keV'dir ve sonuçta 511 keV enerjili ve birbiri ile yaklaşık 180 derece açı ile hareket eden iki adet foton meydana getirir. Bu iki foton karşılıklı duran iki dedektör tarafından neredeyse aynı anda algılanır ve buna koincidans saptanması denir. Bu iki dedektörü birleştiren çizgiye “line of response” ve iki fotonun kolimatör kullanılmadan saptanması nedeniyle tekniğe de elektronik kolimasyon denir.

Belirlenmiş zaman penceresinde karşılıklı iki dedektör tarafından saptanan koincidans olayları 3 çeşittir (Şekil 5). Anhilasyon fotonları dokudan geçerken Kompton saçılımına uğrayabilirler. Bu durumda uygun enerji ve zaman aralığında iki zıt dedektör tarafından algılanan saçılım koincidans gerçekleşmiş olur (Şekil 5B). Bu olay da geri plan aktivitesinin artışına böylece görüntü kontrastının azalmasına neden olur. Saçılım etkisi dokunun derinlik ve yoğunluğunun, dedektör materyalinin yoğunluğunun, hastadaki aktivite miktarının ve enerji aralığının artması ile artış gösterir. Farklı pozitron anhilasyon yerlerinden kaynaklanan iki ilgisiz 511 keV'lik foton belirlenen zaman aralığında dedektör çifti tarafından saptanırsa bu olaya rastgele koincidans (Şekil 5C) adı verilir. Rastgele koincidans saptanması enerji aralığının, zaman aralığının ve aktivitenin artması ile artış gösterir. Rastgele koincidanslar geri plandaki aktivitenin ve bu nedenle görüntü kontrastının kaybına neden olurlar. İnce NaI(Tl) kristalleri gibi

etkinliği düşük dedektörlerde ve 3-D görüntülemelerde sorun yaratırlar. Gerçek koincidans dışındaki koincidansların önlenmesi için kullanılan yöntemlerin başında septa ile aksiyel kolimasyon uygulaması yer almaktadır (Şekil 6). Septa kullanımı istenmeyen koincidans olaylarının saptanmasını azaltırken gerçek koincidansı da azaltarak duyarlılıkta azalmaya neden olmaktadır.



Şekil 5: Koincidans tipleri. A. Gerçek koincidans. B. Saçılım koincidans C. Rastgele koincidans.



Şekil 6: PET kameralarında septa kullanımı. Soldaki görüntüde septalar yardımı ile bir dedektör ancak kendi veya komşu sıradaki dedektörler ile koincidans oluşturabilirken sağdaki görüntüde septa kullanılmadığı için oluşabilecek koincidans miktarı artmaktadır.

Dedektör tarafından saptanan foton ilk olarak sintilasyon kristalleri ile etkileşir. Sintilasyon kristalinde fotoelektrik emilim ya da Kompton saçılımı

sonucu oluşan fotonlar kristalle eşleşmiş olan foton çoğaltıcı tüpte uygulanan yüksek voltaj sonucu 10-100 kat çoğaltılarak elektrik akımına dönüştürölür. Bu akım önce preamplifikatörde sonra amplifikatörde büyütölerek saptanabilen bir puls haline getirilir. Puls yükseklik analizörü bir üst ve alt değer belirleyerek istenen enerji aralığı dışında kalan foton enerjilerinin kabul edilmesini engeller. Böylece belirlenmiş enerji penceresi aralığında kalan fotonlar tipik olarak 511keV'den daha düşük enerjili olan Kompton saçılımına uğrayan fotonlardan ayırt edilmiş olur.

Ayrıca PET'in içerisindeki elektronik devreler her bir kristalden gelen elektriksel uyarıları değerlendirmekte ve bir dizi algoritma kullanarak gerçek koinsidansları ayırmaktadır. Bu amaçla kullanılan algoritmalardan bazıları şunlardır: ***Koinsidans penceresi***; iki zıt yönlü olayın aynı olayın parçası olduğunu kabul etmek için gereken süredir. Genel olarak 10ns'den kısa olmalıdır. ***Uus Süresi (time of flight)***; Merkez noktadan 30 cm uzakta gerçeklesen bir olayda iki fotonun dedekte edilmesi arasında yaklaşık 1ns süre farkı oluşmaktadır. İki fotonun dedekte edilmeleri arasındaki süre farkının ölçölmesi bu olayın line of response'ta hangi noktada olduğu konusunda fikir verebilmektedir. ***Etkileşim derinliği (Depth of interaction)***; Gantrinin merkez hattında görüntölmede sorun yaşanmazken, gantrinin periferine yakın noktalarda meydana gelen pozitron ışıması görüntü matriksinde yanlış konumlandırılmaktadır.

Dedektörlerdeki sintilasyon kristallerinin ortak temel özellikleri gama ışını ile etkileştiklerinde görölabilir ışık (sintilasyon fotonu) oluşurmalarıdır. Kristalde

oluşan sintilasyon yoğunluğu kristal içinde biriken enerji ile orantılıdır. Bundan dolayı PET’de yüksek atom numaralı ve dolayısı ile yoğun materyaller kullanılır.

Aşağıda PET için ideal bir sintilatör dedektörünün taşınması gereken bazı özellikler verilmiştir.

1. Dedektöre gelen gama fotonunun kinetik enerjisini yüksek bir verimlilikle ışık fotonlarına çevirebilmelidir.

2. Radyasyon-sintilasyon fotonu verimi lineer olmalıdır. Işık verimi yükseldikçe hem uzaysal rezolüsyon hem de enerji rezolüsyonu artar.

3. Kristal kendi ışık fotonlarına karşı geçirgen olmalıdır. Böylece oluşan sintilasyon fotonlarının tamamı sayılabilir.

4. Yüksek sayım hızlarında gelen her fotonun işlenebilmesi için bozunma zamanının kısa olması gerekir. Bu sayede koinsidens zamanlama penceresi kısaltılarak rastgele sayımların azaltılması ve görüntü kalitesinin artırılması sağlanabilir.

5. Kristal uygun bir dedektör yapılabilecek boyutlarda üretilebilecek fiziksel özelliklere sahip ve ekonomik olarak uygun olmalıdır.

6. Kırılma indisi yaklaşık camın kırılma indisine (1.5) yakın olmalıdır. Böylece PMT ile kristal yüksek bir foton-elektron verimi ile birleştirilebilir.

7. İdeal bir PET detektörü, 511 KeV yok olma fotonlarına karşı yüksek durdurma gücüne sahip olmalıdır.

Yukarıdaki özelliklerin sahip günümüz PET detektörlerinde kullanılan bazı kristal tipleri;

1) Talyum karışıklı Sodyum İyot [NaI(Tl)]

- 2) Bizmut Germinat Oksit (BGO veya $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)
- 3) Seryum karışıklı Gadolinyum Oksiortosilikat (GSO veya $\text{Gd}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$)
- 4) Seryum karışıklı Lütelyum Oksiortosilikat (LSO veya $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$)
- 5) Seryum karışıklı Lütelyum itriyum-alüminyuminat-perovsikat'tır (LuYAP veya $\text{Lu}_{0.7}\text{--Y}_{0.3}\text{AlO}_3\text{:Ce}$).

Tablo 2'de PET de yaygın olarak kullanılan sintilasyon kristallerinin bazı fiziksel özellikleri verilmiştir. Kısa bozunma zamanı (40 nsn), yüksek foton verimi (25000 foton/ MeV), yüksek atom numarası (66), yüksek yoğunluk (7.4 cm³/gr) gibi iyi özellikleri LSO kristallerini 511 KeV anihilasyon fotonlarının deteksiyonu için ideal sintilasyon kristali yapmaktadır. Bu nedenle son dönemlerde üretilen birçok PET cihazında LSO kristalleri tercih edilmektedir [55-56]. Diğer taraftan bu günlerde LuYAP:Ce gibi Seryum karışıklı orto-aliminyuminatların kullanımıyla daha kısa bozunma süreli çeşitli sintilasyon kristalleri üreilmeye başlanmış ve bunların PET detektörlerinde kullanılma çalışmaları da devam etmektedir [57-58].

Tablo 2: PET dedektörlerinde yaygın olarak kullanılan bazı kristallerin fiziksel özellikleri

Özellik	Amaç	NaI (Tl)	BGO Bizmut germinat $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$	GSO Godolinyu m oksilat $\text{Gd}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$	LSO lutenyum oksiortosilika t $\text{Lu}_2\text{SiO}_5\text{:Ce}$	LuYAP $\text{Lu}_{0.7}\text{--Y}_{0.3}\text{AlO}_3\text{:Ce}$
Yoğunluk(g/cm ³)	Yüksek γ -ışın	3,67	7,13	6,71	7,40	7,10

	deteksiyon verimi					
Decay zamanı(nsn)	İyi koincidens zamanlaması	230	300	60	40	30
Kırılma indisi	Işığın kristalden PMT'ye iyi geçişi	1,85	2,15	1,85	1,82	1,95
Foton/MeV	Yüksek sayım verimi	38000	8200	10000	28000	6000-8000
662 keV'de enerji rezolüsyonu (%)	Yüksek görüntü kalitesi	7	10	9	9	8

Artan duyarlılık, özgülük ve doğruluk değerleri ile PET/BT standart görüntüleme yöntemi haline gelmiştir. Bu yöntem ile BT sağladığı anatomik bilgilerin yanı sıra, önceleri atenuasyon düzeltmesi amacıyla 30 dakika kadar süren radyoaktif kaynak kullanılarak yapılan transmisyon görüntüsünün 30-40 saniyede tamamlanmasını sağlamıştır. BT görüntülerinden elde edilen doku kalınlıkları ve yoğunlukları ham PET görüntülerinin düzeltilmesinde kullanılmaktadır. BT görüntüsü çok kısa bir zamanda elde edilmesine karşın PET görüntüsünün alınması zaman alan bir süreçtir. Bu nedenle, hasta hareketi ya da istemsiz gelişen fizyolojik değişiklikler nedeniyle yanlış atenuasyon düzeltmeleri

oluşabilmektedir. Bunu önlemek için seçilmiş hastalarda kardiyak siklus veya diyafram hareketi ile gated PET/BT görüntülemesi yapılabilir [59-60].

2.2.1 PET Radyofarmasötikleri ve FDG

PET radyofarmasötiklerinin 1950'lerden beri araştırma amacıyla PET cihazlarında kullanılmasına karşın PET ile görüntüleme ancak 90'lı yıllarda klinik kullanıma girmiştir. Sadece 10 yıl sonra ise bilgisayarlı tomografi ile birleştirilmiş hibrid PET/BT cihazları tek başına PET görüntülemesinin yerini almıştır. Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) ilk onay alan PET radyofarmasötikleri 1989 yılında Rb82 ve 1994 yılında FDG olmuştur.

PET sistemlerinin geleneksel nükleer tıp tetkiklerine olan üstünlüğü yüksek duyarlılığı, daha iyi kantifikasyon ve tomografik görüntüleme yeteneklerinin yanı sıra kullanılan radyonüklidlerin sıklıkla biyolojik moleküllerin analogları olmasıdır. Günümüzde sıklıkla kullanılan PET radyoizotopları ve fiziksel özellikler Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3: Pozitron emisyonu yapan radyoizotoplar

İzotop	Yarı ömrü	β^+ enerjisi(MeV)	γ enerjisi (MeV)
C-11	20.4 dk	0.385 (%99,8)	
N-13	9.97 dk	0.492 (%99,8)	
O-15	122 sn	0.735 (%99,9)	

F-18	110 dk	0.250 (%100)	
K-38	7.64 dk	1.216 (%99,3)	2.167 (%99,8)
Cu-62	9.74 dk	1.315 (%97,6)	
Cu-64	12.7 st	0.278 (%17,9)	
Ga-68	68.1 st	0.836 (%8,79), 0.352 (%1,12)	1.077 (%3)
Rb-82	75 sn	1.523 (%83,3), 1.157 (%10,2)	0.776 (%13,4)
I-124	4.18 gün	0.686 (%11,3), 0.974 (%11,3)	1.691 (%10,4), 7.228(%10), 1.509 (%3), 1.376 (%1,7), 1.325 (%1,43)

Yarı ömürlerinin kısa olması nedeniyle ^{11}C , ^{15}O , ^{13}N ve ^{82}Rb 'nin klinik kullanımı günümüzde sınırlı durumdadır. Flor-18 ise fiziksel yarı ömrünün üretim yerinden daha uzağa taşınmasına yetecek kadar uzun olması, siklotronda üretilebilmesi, enerjisinin nakil - hastaya verilen doz açısından uygun düzeylerde bulunması ve ilave γ ışını yaymaması nedeniyle glukozun bağlanmasında tercih edilmektedir.

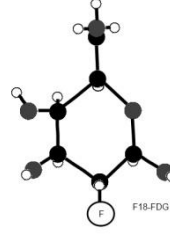
PET görüntülemeye kullanılan radyofarmasötüğün özelliğine göre değişik biyokimyasal, metabolik veya fonksiyonel parametreler in-vivo görüntülenebilir. Doku perfüzyonu, oksijen kullanımı, glikoz metabolizması, nükleik asit metabolizması ve östrojen reseptör dağılımı PET ile ölçülebilen ve en yaygın kullanılan parametrelerdir. (Tablo 4)

Tablo 4: PET radyofarmasötikleri ve uygulama alanları

Radyofarmasötik	Uygulama alanları
F-18 FDG	Onkoloji: Malign tümör tanısı, evreleme, nüks tanısı ve tedavi yanıtının değerlendirilmesi Onkoloji dışı: Miyokart canlılığının değerlendirilmesi, epileptik odak lokalizasyonu, demans ayırıcı tanısı
O-15 Su	Beyin ve miyokard perfüzyon ölçümü
C-11 Metiyonin	Aminoasit metabolizması
N-13 Amonyum	Miyokard perfüzyon
Rb-82 Rubidium	Miyokard perfüzyon
C-11 Flumazenil	Epileptik odak lokalizasyonu
F-18 Floromisonidazol	Tümör ve miyokart hipoksisi
C-11 Asetat	Kardiyak oksidatif metabolizması
C-11 Palmitat	Kardiyak serbest yağ ait metabolizması
F-18 Florodopa	Dopamin sentezi
C-11 Aminoisobutirik asit	Tümör aminoasit uptake'i
F-18 Florourasil	Kemoterapiye cevap araştırması
C-11 Timidin	Tümör sellüler proliferasyon hızı
Gallium(Ga)-68 EDTA	Kan-beyin bariyer permeabilitesi
C-11 Tirozin	Tümör metabolizması
İyot(I)-124	İyot metabolizması
F-18 17 beta-estradiol(FES)	Östrojen reseptör fonksiyonu

2.2.2 FDG'nin Tutulum Mekanizması

PET ile yapılan görüntülemede en sık glukoz analogu olan FDG kullanılmaktadır (Şekil 7).



Şekil 7. 18 Flor işaretli 2-floro-2deoksi- D -glukoz.

Glukoz ($C_6H_{12}O_6$) hücreler için enerji kaynağı olarak ve ara metabolit olarak görev yapan bir monosakkarittir. Tokluk halinde birçok doku glukozu enerji kaynağı olarak kullanmaktadır. Açlık durumunda ise beyin harici dokularda glukoz kullanımını azaltmaktadır. İlk 1924 yılında Otto Warburg, kanser hücrelerinin yüksek mitotik aktivitelerini sürdürebilmek için glukozu ihtiyaç duyduğunu ortaya koymuştur ve çoğu malign tümörün glukoz metabolizmasının artışı sonucu hipermetabolik olduğu uzun süredir bilinmektedir (Warburg etkisi) [61].

Enjeksiyon sonrasında hızlı bir şekilde vücutta dağılan FDG hızla kandan hücrelere geçer. FDG'nin vücuttaki biyodağılımı; glukoz transport proteini, hegzokinaz ve glukoz 6 fosfataz arasındaki dengeye bağlıdır. Bu Lumped sabiti olarak adlandırılır. Hücre içine giren FDG, hegzokinaz enzim aktivitesi ile FDG-6-fosfata dönüştürülmekte ancak sonraki basamaklara ilerlemeyerek hücre içinde birikmektedir. Malign hücrelerdeki glukoz taşıyıcılarının artışı [62-63], artmış hegzokinaz aktivitesi [64] ve defosforilasyonun azalması [65] sonucunda FDG bu hücrelerde normal hücrelere oranla daha fazla tutulmaktadır.

Kinetik özellikleri nedeniyle enjeksiyon sonrası kan havuzunun temizlenmesi ile optimum görüntü 45-60 dakika arasında alınmaktadır. Ancak kanser çeşitleri arasında FDG tutulumunda belirgin farklılıklar izlenebilmektedir. Bazılarında tutulumun plato yapması 4-6 saat sonrasına dek uzayabilmektedir [66]. Ayrıca bronkioloalveoler ve renal kanserler, tiroid kanserleri, prostat kanserleri, bazı lenfoma alt tipleri ile karsinoid tümörlerde FDG tutulumu düşük olabilmektedir.

FDG tutulumu malignite dışındaki bazı durumlarda da artabilmektedir. Enfeksiyon-enflamasyon durumlarında, kemoterapi [67] ve radyoterapi [68] sonrası erken dönemde, hipoksi durumunda ve tamamen fizyolojik olaylar sonucu artmış FDG aktivitesi yorumlamayı güçleştirebilmektedir.

FDG'nin vücuttan ana atılma yolu böbreklerdir. Glukoz ve FDG glomerüllerden serbest olarak süzülmemektedir. Ancak glukozun tersine FDG tübüllerdeki sodyuma bağımlı glukoz taşıyıcıların substratı değildir ve geri emilimi olmamaktadır. Bu olay kandan hızlı klerenste ve metabolik olarak aktif dokuların kontrast yaratmasında büyük rol oynar. Hücrelerdeki FDG ise büyük oranda radyoaktif bozunma ile yok olmaktadır. İkinci konumda yer alan F-18 pozitron bozunması ile O-18'e dönüşür, bir adet H⁺ alır ve hücre içerisinde ağır oksijen atomu içeren glukoz-6-fosfat molekülü meydana gelir. Bu molekül ise glikolize girerek yıkılır. Çok az miktardaki FDG ise diğer vücut sıvıları ile atılmaktadır.

2.2.3 FDG'nin Normal Vücut Biyodağılımı

FDG bazı organ ve dokularda fizyolojik olarak tutulum göstermektedir. Beyin dokusu için temel enerji kaynağı glukozdur, bu nedenle gri cevherde normalde yüksek FDG tutulumu olmaktadır. Kalpte düşük düzeyde FDG tutulumu normaldir. Oksitatif koşullarda enerjisini serbest yağ asitlerinden temin eden kalp dokusu, iskemik koşullarda glukoz kullanabilmektedir. Yoğun FDG aktivitesi izlenen yerlerden bir diğeri de idrar yolu ile atılması nedeniyle böbrekler ve idrar aktivitesi nedeniyle bazı durumlarda üreterler ve mesanedir. Diğer birçok organ ve dokuda FDG'nin fizyolojik veya değişkenlik gösteren tutulumu izlenebilmektedir (Tablo 5).

Tablo 5. FDG'nin fizyolojik dağılım bölgeleri

Beyin gri cevher	Kemik iliği
Göz kasları	Tiroid bezi
Pterigoid kaslar	Timus
Burun ucu	Areola
Masseter kasları	Kan havuzu
Dil kasları	Aktif plaklar
Ağız mukozası	Akciğer hilusları
Palatin ve lingual tonsiller	Kalp
Adenoidler	Dalak ve karaciğer
Vokal kordlar	Gastrointestinal sistem
Sternokleidomastoid kaslar	Böbrekler, üreter, mesane
Kahverengi yağ dokusu	Uterin kavite
Prevertebral kaslar	Gonadlar
Spinal kord	Çocuklarda büyüme plakları

2.2.4 FDG Tutulumunun Sayısallaştırılması ve Standart Tutulum Değeri

Fosforile hücre içi FDG, fosforile edilmemiş hücre içi FDG ve fosforile edilmemiş damar içi FDG komponentleri, PET ile ölçülen FDG konsantrasyonunu oluşturmaktadır. Bunlardan sadece fosforile edilmiş FDG

tümör hücrelerinin metabolik aktivitesi ile yakından ilgili olup elde edilen FDG tutulum değerleri glukoz metabolik hızıyla her zaman korele değildir. FDG'nin metabolik hızının ölçümü için FDG tutulumunun zamanla olan ilişkisini ve kandan klerensini görüntülemek gerekmektedir ancak bu hesaplamaların yapılması zaman alıcı ve karışıktır. Bu nedenle de rutin klinik pratikte yeri yoktur. PET/BT datalarının sayısallaştırılması farklı merkezlerde yapılan çalışmaların veya aynı merkezde farklı zamanlarda yapılan çalışmaların karşılaştırılabilmesi ve bulguların bilimsel bir ortamda yayınlanabilmesi için kaçınılmazdır. Gündelik kullanımda FDG tutulumu sıklıkla SUV belirlenerek sayısallaştırılmaktadır. Standart tutulum değeri, belirlenmiş bir zamanda tümör dokusundaki aktivite yoğunluğunun enjekte edilen doza ve sıklıkla hasta ağırlığına göre normalize edilmesiyle hesaplanan bir değerdir (Şekil 6). Bu değer aynı zamanda yağsız vücut ağırlığına (lean body mass, SUL) ya da vücut yüzey alanına göre normalize edilerek de hesaplanabilir. Vücut yüzey alanına ya da yağsız vücut ağırlığına göre hesaplanan standart tutulum değerleri hastanın ağırlığındaki değişikliklerden daha az etkilenmekte, böylece özellikle tedavi yanıtının değerlendirilmesi amacıyla yapılan birden fazla incelemenin karşılaştırıldığı durumlarda daha güvenilir hale gelmektedir[69].

$$SUV = \frac{\text{Bozunma düzeltilmesi yapılmış aktivite miktarı (kBq) / doku hacmi (ml)}}{\text{Enjekte edilen FDG miktarı (kBq) / Hastanın kilosu (g)}}$$

Şekil 6. Standart tutulum değeri (SUV).

Formülde, lezyondaki en yüksek değer alınarak SUVmaks (SUVm), ya da ilgi alanının ortalaması alınarak SUVmean hesaplanabilmektedir.

Enjeksiyondan yeterli zaman sonra fosforile FDG'ye oranla intravasküler FDG ve fosforile edilmemiş FDG miktarı ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Bu nedenle de FDG'nin fosforilasyon hızı SUV ile doğrudan orantılı olmaktadır.

SUV değerleri, enjeksiyon ile görüntüleme arasında geçen süre, lezyonun boyutu, görüntü rekonstrüksiyon parametreleri ve PET cihazının uzaysal çözünürlüğü gibi etkenlerden etkilenmektedir [70]. Ayrıca kan şekeri düzeyi tümöral FDG tutulumunu ciddi oranda etkilemekte olup kan şekerini düşürmek için insulin kullanılması da radyofarmasötiğin biyolojik dağılımını değiştirebilmektedir [71].

2.3 Bilgisayarlı tomografi

2.3.1 Radyasyon Birimleri:

Radyasyon dozu (ışınlama birimi):

X ve gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetlerinin bir ölçüsüdür. Işınlama birimi olarak eskiden kullanılmakta olan röntgen, normal hava şartlarında (0^0 ve 760mmHg basıncı) havanın 1 kg'ında 2.58×10^{-4} coulomluk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve gama ışın miktarıdır. Günümüzde kullanılmakta olan ve havanın 1 kilogramında 1 coulomluk elektrik yükü değerinde (+) ve (-) iyonlar oluşturan X ve gama radyasyon miktarı birimi ise C/kg (coulom/kg) olarak ifade edilir.

Soğrulmuş doz:

Işınlanan maddenin 1 kg'na 1 joule enerji veren radyasyon miktarıdır ve birimi gray (Gy) dir.(1 gray=1J/kg) Rad eskiden kullanılmakta olan ve 10mGy'e denk gelen birimdir.

Eşdeğer doz (biyolojik doz):

Farklı iyonlaştırıcı radyasyonların meydana getirdiği biyolojik etkiler farklıdır. Etkileştiği maddede aynı miktar enerji bırakan farklı karakterlerdeki radyasyonlar aynı biyolojik etkiyi doğurabilir. 1 rem, 1 röntgenlik X veya gama ışınının meydana getirdiği biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır. Günümüzde eşdeğer dozu tanımlamak için kullanılan birimi ise sievert'dir (Sv) ve 1Gy'lık X ve gama ışınları ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarı olarak tanımlanmaktadır. 1 rem 0,01 Sv' e denk gelmektedir.

2.3.2 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Toplunun radyasyon dozundaki artışa en büyük katkı radyolojik incelemelerden gelmektedir. Uzun süreli x-ışını kullanılması hastanın aldığı radyasyon dozunu yüksek seviyelere ulaştırabilmektedir. Ancak diyagnostik tetkilerde özellikle sitokastik etkiler söz konusudur.

Radyasyonun deterministik etkisinde, radyasyon ışınlaması hücre ölümüne neden olabilmektedir. Gözle görülür bir etki oluşması için yapılan ışınlamanın belli bir eşik değerin üzerinde olması gerekmektedir. Radyasyon dozu eşik değerin altında ise deterministik etki görülmez. Doz şiddeti ile hasar artar.

Etkinin en fazla görüldüğü organ cilttir ve cilt için eşik değer 2 Sv' dir. Gözde katarakt oluşumu için de eşik değer 2 Sv'dir. [72]

Deterministik etki sınırları, deterministik etkinin tek ve fraksiyonel (veya uzayan) ışınlamalara bağlı olarak sınır değerleri tablo 7'de verildiği gibidir. Bu tabloda U uygulanamaz anlamına gelmektedir. Uygulanamama nedeni ise eşik değerlerin doz hızına bağlı olmasından kaynaklanmaktadır.

Görevi gereği radyasyonla çalışanlarda deterministik etki yıllık doz değerleri; göz merceği için 150 mSv, cilt için 500mSv'dir. Halkta deterministik etki yıllık doz değerleri; göz merceği için 15 mSv ve cilt için 50 mSv'dir.

Tablo 7: Deterministik etki sınır değer tablosu

Doku ve etki	Tek bir ışınlamadan alınan toplam doz eşdeğeri (Sv)	Fraksiyonel veya uzayan ışınlamalarda alınan toplam doz eşdeğeri (Sv)	Yıllık doz hızı yüksek fraksiyonlu veya uzayan ışınlamalar yıllarca sürerse
Testis, geçici kısırlık	0,15	U	0,4
Testis, kalıcı kısırlık	3,5-6,0	U	2,0
Overler, kısırlık	2,5-6,0	6,0	0,2
Lens opasitesi	0,5-2,0	5,0	0,1
Katarakt	5,0	8,0	0,15
Kemik iliğinin baskılanması	0,5	U	0,4

Radyasyonun sitokastik etkisinde, düşük seviyeli radyasyon ışınlamalarının olması durumunda radyasyonun verdiği hasar bir olasılıkla ifade

edilir. Hücrenin deformasyonu sonucu belli bir kuluçka süresi sonucu kanser ve kalıtsal hasarların oluşması ihtimali vardır. Lösemi için 2-10 yıl, solid tümörler için bu süre 10-40 yıldır. Etkinin görülme olasılığı soğrulan doz ile orantılı olarak artış gösterir. Ancak etkinin şiddeti soğrulan dozdan bağımsızdır. Sitokastik etkide eşik değer ile ilgili bir bilgi yoktur.

Halk için sitokastik etki yıllık doz sınırı 1mSv'dir. Bu değer 5 yılın ortalamasıdır ve herhangi bir yılda bu değer aşılabılır. Görevi gereği radyasyonla çalışanlar için sitokastik etki yaşam boyu sınırı 1 Sv'dir, yıllık doz ise 20mSv'dir ve bu değer beş yılın ortalaması olup herhangi bir yılda bu değer 50 mSv olabılır. Önemli olan bu beş yıllık ortalamanın geçilmemesidir.

2.3.3 Organ dozlarının saptanması

Hastalar için her bir organın aldığı dozun ölçülmesi mümkün değildir. Bu ölçüm ancak insan vücuduna TLD yerleştirilmesi ile mümkün olabilmektedir. Organ dozlarının hesaplanabilmesi için ise Monte Carlo yöntemi ile hazırlanan bilgisayar programları kullanılmaktadır.

2.3.4 BT Doz Ölçümü:

BT Radyasyon dozu, görüntülemeye uygulanan teknik faktörlere bağılı olarak değişiklik göstermektedir. Radyasyon doz miktarı; tüp voltajı (kV), tüp akımı (mA) ve görüntüleme süresinin artışı ile doğru orantılıdır. [73-74]

Çeşitli organ ve dokuların soğurduğu doz için, bu organların farklı radyasyon duyarlılıkları dikkate alınıp bir seri ağırlık faktörü kullanılarak

oluşturulmuştur, bu **efektif doz** olarak adlandırılmaktadır ve ölçü birimi olarak Sievert (Sv) kullanılır.

BT etkin doz ölçümünde kullanılan yöntemler; BT doz indeksi (CTDI) ile türevleri ve doz uzunluk ölçümüdür (DLP).

BT Doz İndeksi (CTDI) ve türevleri:

CTDI; BT ile görüntüleme esnasında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu tanımlayan en önemli parametredir. [75] CTDI tek bir BT kesitinin uyguladığı radyasyon dozudur ve Polimetil metakrilat (PMMA) fantomlar kullanılarak tanımlanır. CTDIvol ise hastanın taranan volümündeki lokal doz ortalamasının ölçümünde kullanılan, birimi mGy (miligray) olan bir parametredir. Ölçüm için iki çeşit fantom kullanılmaktadır. Kafa için 16 cm çapında PMMA fantomu, vücut için 32 cm çapında PMMA fantomu kullanılmaktadır. Formülü şu şekildedir;

$$CTDI = \frac{1}{n} \int_{-T}^{+T} D(z) dz$$

n=kesit sayısı;

T=kesit kalınlığı;

D(z)=z eksenindeki doz profili (fantomda tesbit edilen)

Doz uzunluk ölçümü (DLP):

Doz uzunluk ölçümü (dose length product=DLP) hastaya verilen kümülatif dozun (toplam enerji) göstergesidir. Doğrudan sitokastik etki ile ilişkilidir. Birimi mGy.cm'dir. Bu değer basitçe CTDIvol değeri ile tarama uzunluğunun çarpımıdır.[76]

$$DLP = CTDIvol \times L$$

$$L = \text{tarama uzunluğu}$$

BT konsollarında CTDIvol ve DLP birimleri otomatik olarak ölçülmektedir.

Etkin doz:

Radyasyonla teşhis ve tedavi amaçlı incelemelerde hasta dozlarının bilinmesi ile sitokastik riskler saptanabilir. Uluslar arası Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission of Radiological Protection - ICRP) bu amaçla etkin doz kavramını tanımlamıştır. ICRP 60'da tüm organlardan, radyasyona duyarlı 12 organ için verilen ağırlık faktörleri dikkate alınarak risk hesabında kullanılacak etkin dozlar hesaplanabilmektedir. [77] (Tablo 8)

$$E = \sum T(wT \cdot wR \cdot DT, R)$$

Burada E etkin doz, wT organ ağırlık faktörü, wR radyasyon ağırlık katsayısı (X ışını için bu değer 1'dir), DT,R de organ ya da dokudaki soğrulan dozu belirtmektedir [78].

Tablo 8: Bazı organlar için belirlenen ağırlık faktörleri

Doku ve Organ	WT
Testis ve overler	0,20
Kemik iliği	0,12
Kolon	0,12
Mide	0,12
Akciğer	0,12
Meme	0,05
Mesane	0,05
Tiroid	0,05
Karaciğer	0,05

Ayrıca DLP kullanılarak da etkin doz hesaplaması yapılabilmektedir. 1999'da yayımlanmış olan yönergede çeşitli vücut bölgeleri için dönüşüm katsayıları verilmiştir [79]. Bu katsayılar ile DLP'nin çarpımı sonucunda etkin doz değeri elde edilebilmektedir. Katsayılar 9 numaralı tabloda verilmiştir [80]. DLP kullanılarak yapılan etkin doz ölçümleri ile diğer yöntemler kullanılarak yapılan ölçümlerin ortalamaları arasında yaklaşık %10-15 standart sapmalık fark bulunmaktadır [81].

$$\text{Etkin doz} = E_{\text{DLP}} (\text{mSv.mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}). \text{DLP (mGY.cm)}$$

Tablo 9: Çeşitli vücut bölgeleri için belirlenmiş katsayılar

Vücut Bölgesi	Dönüşüm katsayısı ; $E_{\text{DLP}} (\text{mSv.mGy}^{-1}\text{cm}^{-1})$
Baş	0,0023
Boyun	0,0054
Toraks	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

2.4 Rastlantısal BT bulguları

Rastlantısal (insidental) bulgu yapılan çalışma ile bağlantılı olmayan ve önceden varlığı bilinmeyen fakat hasta açısından potansiyel sağlık sorunu oluşturabilecek bulgu şeklinde tanımlanabilir.[82]

Rastlantısal BT bulguları önemlilik durumuna göre üç grupta toplanabilir.[83-84] (Tablo 10)

Tablo 10: Soliter pulmoner nodül dışı BT bulgularının sınıflanması

Kategori	Tanım	Örnek
Majör	Acil cerrahi/tıbbi müdahale veya ileri tetkik gerektiren bulgular	Abdominal aort anevrizması/diseksiyon, masif plevral/perikardiyal efüzyon, kırığa neden olabilecek osteolitik lezyon, pulmoner emboli, bazı solid kitleler (pankreas, karaciğer,mide), >5cm over kisti
Orta dereceli	Genellikle ileri tetkik gerektirebilen fakat belirgin sağlık problemi oluşturmayan bulgular	Kistik abdominal lezyonlar (pankreatik), tiroid bezi lezyonları, sürrenal bez lezyonları, böbrek anomalisi, üreter taşı, ana safra kanalında taş, safra yolunda hava,
Minör	Nadiren ileri tetkik gerektiren ve sağlık problemi oluşturan bulgular	Safra kesesi ve böbrek taşları, kistik abdominal lezyonlar (hepatik, <5 cm adneksiyal ve renal) vasküler kalsifikasyonlar (özellikle koroner ve renal arterlerde), uterin miyom, amfizem, yağlı karaciğer, kas atrofisi

3 GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Hasta popülasyonunun seçimi

Bölümümüze 2009-2011 yıllarında soliter pulmoner nodül metabolik karakterizasyonu amacıyla başvuran 154 hasta retrospektif olarak incelendi.

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Bilgisayarlı tomografik görüntüleme ile soliter pulmoner nodül tespit edilmiş olması
- Hastanın soliter pulmoner nodül metabolik karakterizasyon amacı ile Gazi Üniversitesi Hastanesi Nükleer Tıp Anabilim dalında PET/BT çekirmiş olması
- PET/BT öncesinde herhangi bir kanser tanısının bulunmaması
- PET/BT öncesinde hiçbir nedenle KT veya RT almamış olması

3.2 PET/BT Prosedürü

Tüm PET taramaları Gazi Üniversitesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında uygulanan standart FDG PET-BT görüntüleme protokolüne göre yapılmıştır. Bu protokole hastalar en az 6 saat süreyle aç kalmakta ve işlem öncesinde kan şekeri düzeyinin 200 mg/dl'nin altında olduğu teyit edilmektedir. PET-BT görüntülemesi FDG'nin intravenöz enjeksiyonundan (doz = 0.14 mCi/kg) 60 dakika sonra, GE Discovery ST PET-BT kamera sisteminde (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI) yapılmaktadır. Düşük dozda (120 keV, 10-90 mA), intravenöz kontrastsız tüm vücut BT görüntülemesinin hemen arkasından tüm vücut PET görüntülemesi (3D modunda, 3 dakika/yatak konumu ile) yapılmaktadır. PET kamera sisteminin spatial rezolüsyon değeri 5 mm'dir. Kaydedilen BT görüntüleri ile PET görüntülerine atenüasyon düzeltmesi işlemi yapılmakta ve görüntüler işlenilerek üç ortogonal düzlemde (aksiyel, koronal ve sagittal) 3,75 mm kalınlığında kesitler oluşturulmaktadır.

Araştırmamızda tüm FDG PET-BT görüntüleri iki nükleer tıp uzmanı tarafından değerlendirilmiştir. FDG tutulumunun sayısal olarak değerlendirilmesinde en yüksek standart tutulum değeri (SUVmax) kullanılmıştır. Çalışmaya dahil edilen hastaların nodüllerinin tamamını içine alacak ilgi alanları çizilmiş ve SUVmax not edilmiştir.

Hastaların rastlantısal toraks-dışı BT bulguları klinik önem derecesine göre sınıflandırılmıştır.

Hastalara tüm vücut PET/BT taraması yapıldığında uygulanan BT dozu ile yalnızca toraks tarandığında uygulanacak olan BT dozu hesaplanmıştır.

Hastaların sadece toraksını içine alacak olan inceleme kesiti her bir vakaya özel olarak belirlenmiştir.

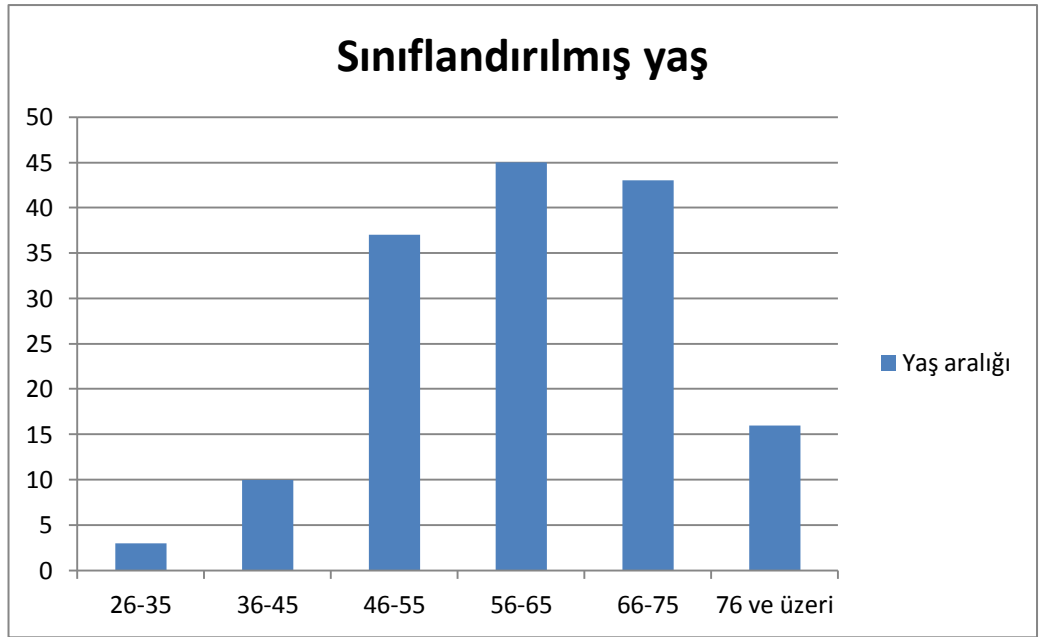
3.3 Çalışmanın İstatistiksel Değerlendirmesi

Veriler SPSS 10.0 programı ile analiz edildi. Toraksta sınırlı lezyonu olan soliter pulmoner nodül olguları ile toraks dışında bulgu saptanan soliter pulmoner nodül olguları, olguların PET/BT bulguları, BT radyasyon dozu ve çekim protokollerinin süreleri bakımından karşılaştırıldı. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Normal dağılım varlığında ANOVA ile analiz yapıldı; sürekli değişkenler için t-testi, kategorik değişkenler için Ki-kare testi kullanıldı. Normal dağılım gözlenmediği durumda ise nonparametrik testler (Mann-Whitney U testi, Kruskal Wallis testi) kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık bakımından eşik değeri $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4 BULGULAR

4.1 Hastaların Demografik Bilgileri

Çalışmaya Ocak 2009- Temmuz 2011 tarihleri arasında soliter pulmoner nodül metabolik karakterizasyonu amacıyla görüntüleme yapılan toplam 154 hasta dahil edilmiştir. Hastaların 39'u kadın (%25,3), 115'i erkektir (%74,7). Ortalama yaş $60,62 \pm 11,27$ (27-83 yaş) olarak bulunmuştur. Yaşların dağılımı şekil 8'de gösterilmiştir.

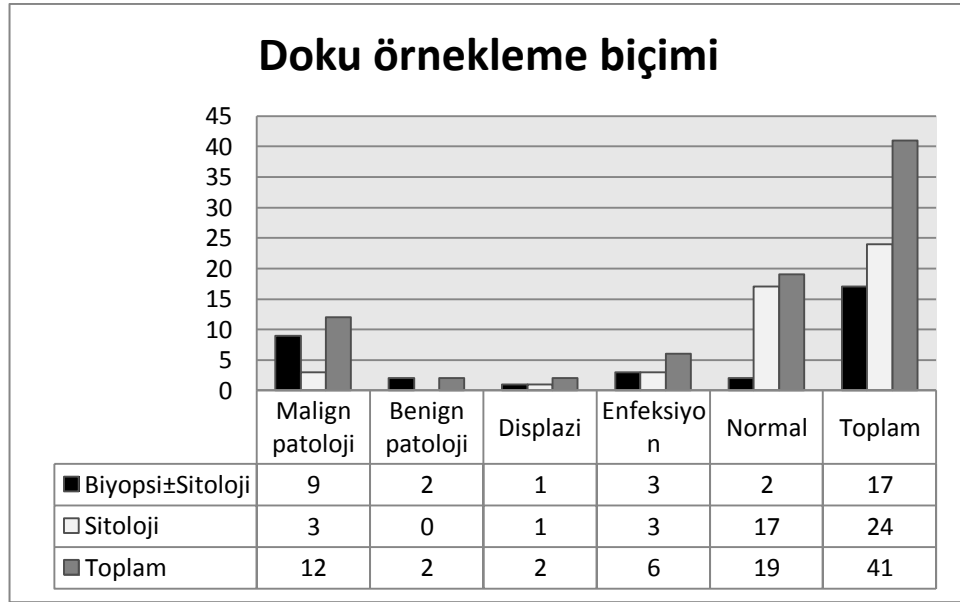


Şekil 8: Yaşların dağılımı (yıl)

Hastaların 41'ne histopatolojik örnekleme yapılmıştır. 17 vakaya biyopsi ve sitoloji ile veya sadece biyopsi ile, 24 vakaya ise sadece sitoloji ile örnekleme yapılmıştır. (Tablo11 ve Şekil 8)

Tablo 11 : Doku örnekleme biçimi / patoloji sonucu

	Biyopsi ±sitoloji (n) (%)	Sitoloji(n) (%)	Toplam(n) (%)
Malign patoloji	9 (%22,5)	3 (%7,3)	12 (%29,8)
Benign patoloji	2 (%4,9)	0 (%0)	2 (%4,9)
Enfeksiyöz/enflamatuvar	3 (%7,3)	3 (%7,3)	6 (%14,6)
Normal	2 (%4,9)	17 (%41)	19 (%45,9)
Displazi	1 (%2,4)	1 (%2,4)	2 (%4,8)
Toplam	17 (%42)	24(%58)	41 (%100)



Şekil 9: Doku örnekleme biçimi ve patoloji sonucu

Malign ve diğer SPN olgularının yaş ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. (F:0,079) (p=0,8) (Tablo 12)

Tablo 12: Malign ve diğer SPN olgularının yaş ortalamaları

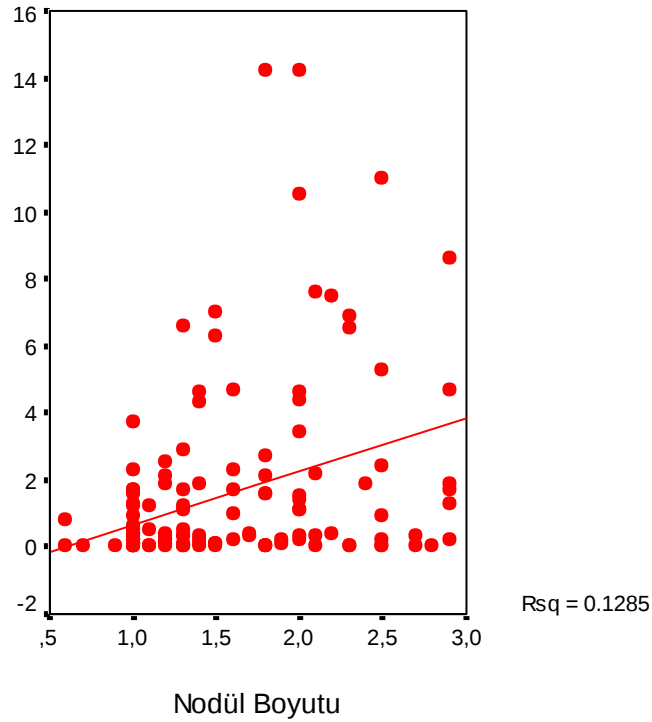
	Ortalama (yaş)	Sayı (n)	Standart sapma
Malign	58,3	12	8
Diğer	59,2	29	10
Toplam	59	41	9,6

Örnekleme yapılan ve sonucu malign olan 12 lezyonun histopatolojilerine bakıldığında 9'nun adenokanser, 1'nin yassı hücreli kanser, 2'nin küçük hücreli kanser olduğu görülmektedir.

4.2 Hastaların PET/BT Bulguları

Lezyonların ortalama SUVmaks değeri $1,3 \pm 2,6$ bulunmuştur. Biyopsi veya sitoloji yapılmamış olan 113 lezyonun ortalama SUVmaks değeri $0,4 \pm 1,0$ iken biyopsi veya sitoloji yapılmış olan 41 lezyonun ortalama SUVmaks değeri $3,9 \pm 3,7$ olarak bulunmuştur. Bunlardan biyopsi sonucu malign olan 12 lezyonun ortalama SUVmaks değeri $5,6 \pm 4,0$; biyopsi sonucu negatif olan 22 lezyonun ortalama SUVmaks değeri ise $2,1 \pm 1,9$ olarak hesaplanmıştır. Biyopsi sonucu pozitif olan lezyonlarla negatif olan lezyonların SUVmaks değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,014$). Sitoloji sonucu negatif olan 7 lezyonun ortalama SUVmaks değeri ise $6,6 \pm 4,9$ bulunmuştur.

Nodül boyutu ile SUVmaks ilişkisine bakıldığında orta derecede korelasyon tespit edilmiştir. Nodül boyutu arttıkça SUVmaks değerinde de artış olduğu görülmüştür ($p<0,001$) (korelasyon katsayısı $R:0,359$) (Şekil 10)



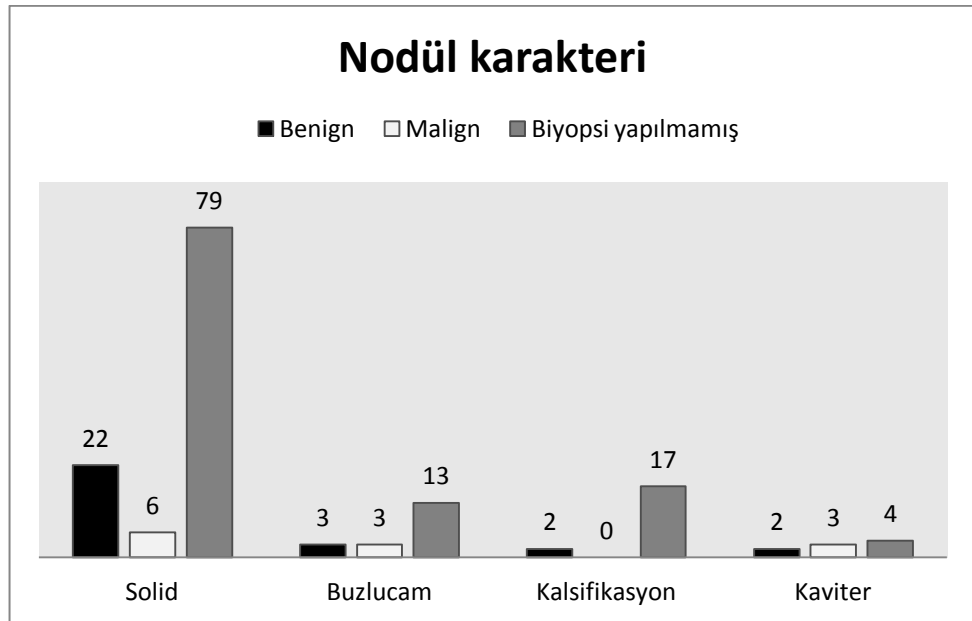
Şekil 10: Nodül boyutu ile SUVmaks ilişkisi

154 vakanın 10'unda toraks-dışı 18-F FDG tutulumu tesbit edilmiş olup toraks-dışı tutulum bulunan alan sayısı 13'dür. Lezyonların dağılımı şu şekildedir; 1 adet sürrenal, 9 adet barsak ve 3 adet kemik tutulumu. 2 osteolitik kemik lezyonun BT görünümü malign karakterdedir ve biyopsi yapılmamıştır. Diğer kemik tutulumu asetabulumun ekleme komşu yüzündedir ve dejeneratif değişikliklere sekonder olarak değerlendirilmiştir. 9 barsak lezyonunun 4'üne kolonoskopi ve biyopsi yapılmış olup sonucunda bir vakada hiperplastik polip tesbit edilmiştir; diğer iki vakanın kolonoskopi sonucu negatiftir, üçüncü vakada ise adenokanser metastazı bulunmuştur. Metastatik olan bu vakada primer akciğer lezyonunun SUVmaks değeri 14,2'dir. Sürrenal beze yönelik biyopsi yapılmadığı görülmüştür.

4.3 Hastaların BT Bulguları

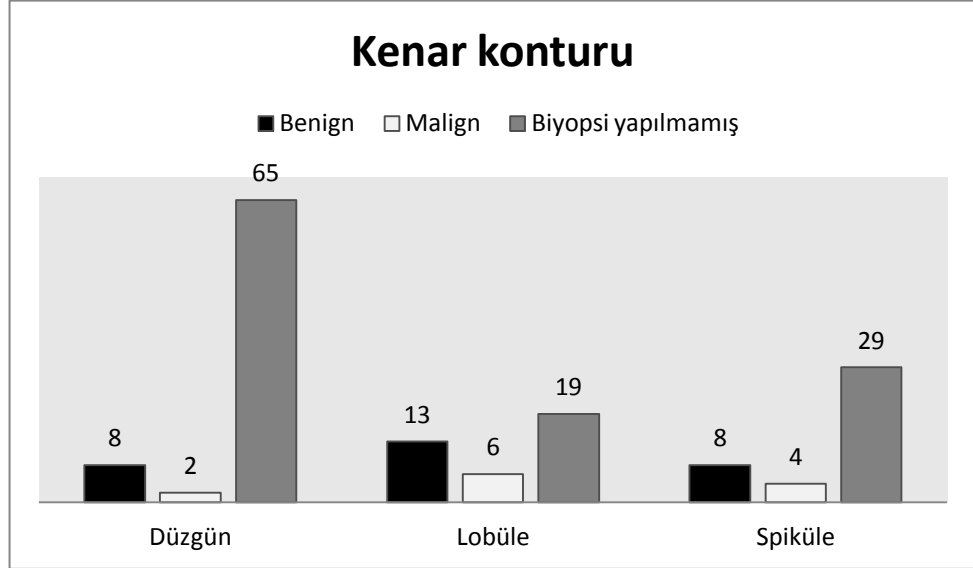
Biyopsi yapılan nodüllerin boyut ortalamalarına bakıldığında; malign lezyonların ortalama boyutu $1,8\pm0,6$ cm; benign lezyonların ortalama boyutu $1,7\pm0,7$ cm olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,47$).

Nodüller BT karakterlerine göre 4 gruba ayrılmıştır ve patoloji sonuçları 11 numaralı şekilde belirtilmiştir. Solid lezyonlar ile diğerlerinin patoloji sonuçları karşılaştırıldığında malignite açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,1$).



Şekil 11:Nodül karakteri

Nodüller kenar kontur özelliklerine göre 3 gruba ayrılmıştır ve patoloji sonuçları 12 numaralı şekilde belirtilmiştir. Düzgün kenarlı nodüller ile diğerlerinin patoloji sonuçları karşılaştırıldığında malignite yönünden anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,4$).



Şekil 12:Nodüllerin kenar kontur özellikleri

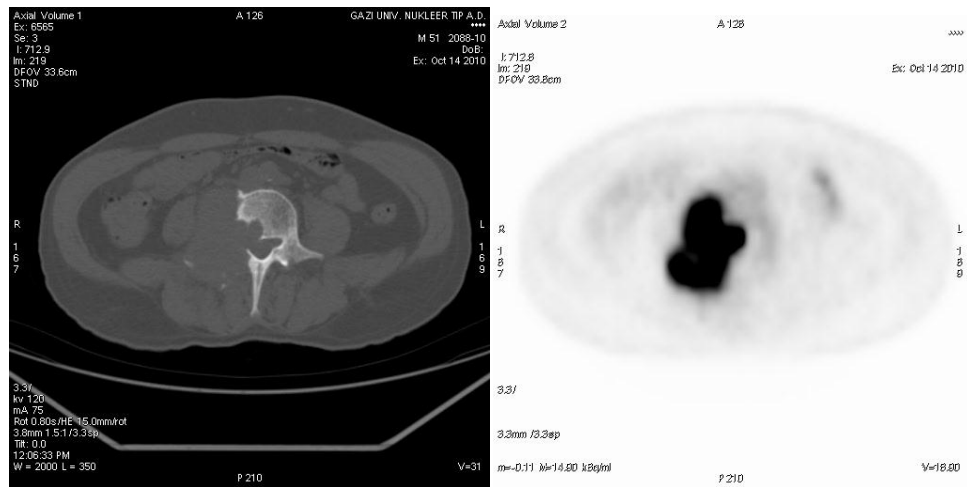
Yapılan incelemede nodül karakterinin biyopsi yapılması kararını etkilemediği görülmüştür ($p=0,08$). Ancak nodülün kenar kontur özellikleri dikkate alındığında spiküle ve lobule konturlu nodüllere oranla düzgün sınırlı nodüllere daha az sıklıkta biyopsi kararı alındığı dikkati çekmiştir ($p<0,001$).

93 vakada SPN dışı BT bulgusu saptanmamış olup 61 vakada toplam 86 SPN dışı bulgu tespit edilmiştir. Bunlardan yalnızca 3'ü toraks-dışı major bulgu grubundadır. Major bulgulardan birisi abdominal aort anevrizması olup bu vakada aort çapı en geniş yerinde 58 mm ölçülmüştür ve cerrahi endikasyonu oluşturmaktadır (Şekil 13). Diğer iki vakada destrüktif osteolitik lezyonlar tespit edilmiş olup kırık riski taşıdığından major bulgular arasına dahil edilmiştir (Şekil 14). Ancak bu iki lezyon 18F-FDG pozitif ve BT yapılmaksızın tüm vücut PET görüntülemesinde tespit edilebilmektedir. Bir vakada masif perikardiyal efüzyon tespit edilmiş ancak intratorasik yerleşimli olduğundan ve SPN metabolik

karakterizasyonu amacıyla PET/BT yapıldığında zaten toraksa yönelik BT görüntüsü alınacağından bulgulara dahil edilmemiştir. (Tablo 13)



Şekil 13: Abdominal aort anevrizması tesbit edilen vaka.



Şekil 14: Osteolitik kemik lezyonu tespit edilen vaka.

Tablo 13: Major bulgular

	Abdominal aort anevrizması (n)	Perikardiyal efüzyon (n) (*)	Osteolitik lezyon (n)	Toplam (n)
PET (+)	0	0	2	2
PET (-)	1	1	0	2
Toplam	1	1	2	4

* Perikardiyal efüzyon intratorasik yerleşimli bulgu olduğundan istatistiksel analize dahil edilmemiştir.

Önem sırasına göre orta dereceli gruba dahil 18 bulgu tespit edilmiştir (Tablo 14) .

Diğer 64 bulgu minör bulgu grubuna dahildir ve bunların 52'si ekstratorasik yerleşimlidir (Tablo 15)

Tablo 14: Orta dereceli bulgular

	Tiroid bezi patolojisi (nodül) (n)	Surrenal bez patolojisi (nodül) (n)	Böbrek patolojisi	Toplam (n)
PET (+) (n)	4	1		5
PET(-) (n)	3	6	3 atrofik böbrek 1 pelvik böbrek	13
Toplam (n)	7	7	4	18

Tablo 15: Minor bulgular

	PET(+) (n)	PET(-) (n)	Toplam (n)
Renal kist (<5cm)	0	19	19
Hepatik kist (<5cm)	0	3	3
Safra kesesi taşı	0	8	8
Vasküler kalsifikasyonlar	0	28	28
Uterin miyom	0	3	3
Böbrek taşı	0	3	3
Toplam	0	64	64

4.4 BT radyasyon dozu

Tüm vücut taraması yapıldığında (Grup A) maruz kalınan ortalama BT radyasyon dozu $458,3 \pm 70,5$ mGy.cm iken yalnızca toraks tarandığında (Grup B) maruz kalınan ortalama BT radyasyon dozu $130,8 \pm 9,1$ mGy.cm olarak hesaplanmıştır [76]. (Tablo 16)

Tablo 16: Maruz kalınan radyasyon dozu

	DLP tüm vücut (mGy.cm) (Grup A)	DLP toraks (mGy.cm) (Grup B)
mean	458,3	130,8
N	154	154
Std. sapma	70,5	9,1

Tüm vücut BT yapıldığında alınan radyasyon dozu ve sadece toraks tarandığında alınan radyasyon dozu arasında anlamlı fark bulunmaktadır. ($p<0,01$)

Tüm vücut tarandığında hastalar yaklaşık 3,5 kat daha fazla radyasyona maruz kalmaktadırlar.

4.5 Çekim süreleri

Bölümümüzde standart olarak uygulanan tüm vücut PET/BT çekimi yapılan 154 hastanın (Grup A) çekim süreleri ortalama $22,5\pm1,6'$ dır.

Eğer hastalara tüm vücut PET çekimi ve takiben ekstratorasik tutulum yoksa ek toraks PET/BT çekimi yapılırsa (Grup B) çekim süreleri ortalama $28,9\pm4,0$ olacaktır.

Tablo 17:Görüntüleme protokollerinin süreleri

	Sayı (n)	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std.sapma
Grup A	154	19,0	25,0	22,6	1,6
Grup B	154	24,5	49,0	28,9	4,0

Gruplar süre bakımından ANOVA yöntemi ile karşılaştırıldığında iki grup arasında anlamlı fark bulunmuştur (F:329,84 $p<0,001$).

Post hoc Tukey testi yapılmış ve süre bakımından Grup A ile Grup B arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$). Hastalara PET ve takiben toraks PET/BT füzyon çekimi yapıldığında hastaların çekim süreleri yaklaşık 6 dakika uzamaktadır.

5 TARTIŞMA

Bölümümüzde soliter pulmoner nodül için rutin PET/BT füzyon görüntüleme prosedürü verteksten uyluk ortasına kadarki vücut bölümünün taranması şeklindedir. BT, lezyonların anatomik özellikleri ile ilgili bilgi vermesinin yanı sıra, PET verilerinin atenüasyon düzeltilmesinin yapılmasını ve lezyonların SUVmaks değerlerinin de hesaplanmasını sağlamaktadır. PET/BT füzyon görüntülemesi bizim bölümümüzde de çoğu birimde olduğu gibi BT radyasyon dozu düşürülerek yapılmaktadır. Soliter pulmoner nodül varlığı bilinen olgularda SUVmaks değerinin hesaplanması için toraks PET/BT füzyon

görüntülemesinin yapılması gereklidir ancak tüm vücut taraması yapıldığında doz her ne kadar azaltılmış olsa da hastanın vücudunun tamamına yakını BT kaynaklı X ışınına maruz kalmaktadır. Peki tüm vücudun taranması ne kadar önemlidir?

Çalışmamızda görüldüğü üzere 61 (%39) vakada toplam 86 soliter pulmoner nodül dışı bulgu mevcuttur. Bu oran oldukça fazla görünmekle beraber lezyonlardan yalnızca 3'ü (%2) acil müdahale gerektirebilecek major bulgu grubundadır. Major bulgulardan birisi abdominal aort anevrizmasıdır [85]. Abdominal aort anevrizması bulunan kadın hastalarda lezyon genişliği 4,5-5cm'in üzerinde, erkek hastalarda ise 5,5cm'in üzerinde olduğunda cerrahi müdahale önerilmektedir [86]. Bizim hastamızın cinsiyeti kadın olup genişleme gösteren aort kesiminin çapı 5,8cm olarak ölçülmüştür. Diğer vakalarda kırık riski taşıyan osteolitik kemik lezyonları tesbit edilmiştir. Bu iki vakada da lezyonlar FDG tutmaktadırlar ve yalnızca PET çekimi yapıldığında tespit edilebilir lezyonlardır. Takibinde o bölgeye ek PET/BT görüntüsü alınarak lezyonların BT karakterleri ile SUVmaks değerleri görülebilir. Başka bir çalışmada da PET/BT uygulanan 250 vakalık hasta grubu incelenmiş ve major bulgu saptanma oranı %3 bulunmuştur [87]. Bu çalışmada bizimkinden farklı olarak intratorasik major bulgular (masif plevral efüzyon ve pnömotoraks) da çalışmaya alınmıştır. SPN olgularında ise zaten toraks PET/BT füzyon görüntülemesi yapacağımız ve intratorasik bulguları görebileceğimiz için perikardiyal efüzyon saptadığımız bir olgumuzu major bulgular arasına dahil etmedik.

Çalışmamızdaki orta derecede önem taşıyan, acil müdahale gerektirmeyen rastlantısal bulguların tiroid bez patolojileri, sürrenal bez patolojileri ve böbrek

patolojileri olduğunu görmekteyiz. Bulgulardan 7'si tiroid nodülü olup bunlardan 3'ü FDG negatiftir ve çekim sonrasında ileri inceleme yapılmamıştır. Diğer 4 lezyonda fokal FDG tutulumu saptanmıştır. Tiroid bezinde fokal FDG tutulumu olan vakalarda kanser prevalansı yaklaşık %31 oranındadır [88-89]. Bizim çalışmamızda 4 lezyonun ikisine biyopsi yapılmış olup birinde papiller tiroid kanseri diğerinde benign nodüler hiperplazi tesit edilmiştir. Bulgulardan 7'si surrenal bez patolojisidir. Bunlardan yalnızca birisi FDG tutulumu göstermekte olup hiçbir sürrenal lezyona yönelik histopatolojik inceleme yapılmadığı görülmüştür. FDG pozitif surrenal bez lezyonu olan vakamızın tüm vücut PET görüntüleri dikkate alındığında yaygın metastatik lezyonları olduğu görülmektedir. Bu durumda lezyon metastaz lehine değerlendirilmiştir ve ileri incelemeye gerek görülmemiştir. Akciğer malignitelerinde sürrenal bez hematojen yolla tutulabilmektedir ve sürrenal bezin metastatik lezyonları sıklıkla FDG tutulumu göstermektedir [90]. Benign lezyonlarına bakıldığında ise; küçük boyutlu, dansitesi düşük ve homojen görünümlü lezyonlar çoğunlukla adenomlar lehine değerlendirilmektedir. Bizdeki FDG tutulumu göstermeyen altı bulgunun beşi 3 cm'in altında nodüler lezyonlar olup bahsedilen özellikleri taşımaktadır diğer bulgu ise sürrenal hiperplazidir. Bilinen herhangi bir malignitesi bulunmayan olgularda, rastlantısal olarak tesbit edilen sürrenal lezyonlarının %80 oranında nonfonksiyone benign adenomlar ile ilişkili olduğu bilinmektedir [91-92]. Bu durumda lezyonlar benign olarak yorumlanmış ve ileri tetkik ve incelemeye gerek görülmemiş olabilir. Böbrek bulgularına bakıldığında; 3 atrofik böbrek, 1 pelvik böbrek saptanmıştır. 4 bulgu da farklı hastalara aittir, yani her

hastanın yalnızca bir böbreğinde parankimal incelik ve atrofi mevcuttur. Hastaların kan kreatin düzeyleri normal olup takiplerinde herhangi bir müdahale yapılmamıştır.

Vakalarda tespit edilen diğer rastlantısal toraks-dışı bulgular minor bulgular grubuna dahil edilmiştir. Bunlardan basit böbrek kistleri, toplumda oldukça yaygın olarak bulunmaktadır [93]. Bosniak 1986'da malignite riskini belirleyebilmek için böbrek kistlerini BT'deki özelliklerine göre dört sınıfa ayırmıştır [94]. Takip eden çok sayıda çalışmada bu sınıflamanın böbreğin kistik lezyonlarının malignite riskini belirlemede yardımcı olduğu gösterilmiştir [95]. Bu sınıflama kistlerin malignite risklerini belirlemenin yanında ne şekilde tedavi edileceklerini de söylemektedir. Kategori I basit böbrek kistidir ve herhangi bir tedavi veya takip gerektirmez [96]. Bizdeki böbrek lezyonlarının tümü Kategori I'e uymaktadır.

Karaciğerin kistik lezyonlarının, konjenital olarak bulunan anormal safra kanallarının, ileri yaşlarda tıkanmaları sonucu genişlemeleri ile oluştuğu düşünülmektedir [97]. Ayrıca kistik lezyonlar karaciğerin en sık radyolojik bulgusudur [98] ve düşük risk taşıyan (<40 yaş, karaciğer fonksiyonu normal olan) hastalarda, lezyon dansitesi <20 HU olduğunda ek tedavi veya takip gerekmediği bilinmektedir [96]. Bizim vakalarımızın üçü de 40 yaşın üzerindedir, ancak vakalar kadındır ve karaciğer fonksiyonları normal olup lezyonları benign görünümlü basit kist niteliklerini taşımaktadır (düzgün sınırlı, ince duvarlı, sıvı dansitesinde) [98-99]. Bu nedenle de sadece takip kararı alınmış olup herhangi bir tedavi kararı alınmamıştır.

Aort kalsifikasyonu daima ateroskleroz ile ilişkilidir. Ateroskleroz ileri yaş, tip II diyabet, hiperlipidemi ve sigara kullanımı gibi risk faktörleri varlığında endotel zedelenmesi ve takiben zedelenen alanda aterom plaklarının birikimi ile karakterizedir [100]. Abdominal aort kalsifikasyonu abdomen ve vertebra görüntülenmesi sırasında sıklıkla görülen bir rastlantısal bulgudur. Yapılan çalışmalarda abdominal aort kalsifikasyonu ile koroner kalsifikasyon ve kalp hastalığı, kardiyovasküler hastalık ve kardiyovasküler hastalık nedeni ölüm arasında önemli derecede ilişki olduğunu göstermektedir [101-102]. Literatürler dikkate alındığında; 20-29 yaş grubunda aterosklerotik plak gelişiminin %50 sıklıkta, 30-39 yaş grubunda %80 sıklıkta olduğu [103]; kalsifikasyon gelişiminin 40-49 yaş grubunda %50 sıklıkta iken 60-69 yaş grubunda %80 sıklıkta olduğu görülmektedir [104-105]. Bununla birlikte önemli derecede darlık 60-69 yaş grubunda yalnızca %30 oranındadır. Çalışmamızda %18 oranında abdominal aort kalsifikasyonu görülmüştür. Ancak ölüm nedeni sıklıkla koroner ateroskleroz ile ilişkili olup [101] toraks PET/BT görüntülenmesi ile kalsifiye koroner plaklar tespit edilebilmektedir.

Tüm bu bilgiler ışığında, çalışmamızdaki orta ve düşük derecede önem taşıyan bulgular göz ardı edildiğinde vakaların %98'ine tüm vücut BT taramasının klinik olarak önem taşımadığını söyleyebiliriz. Ayrıca yapılan ölçümler doğrultusunda; tüm vücut BT ile tarandığında, sadece toraksın taranmasına oranla, hastanın aldığı BT radyasyon dozunda yaklaşık 3,5 kat artış olduğu saptanmıştır. Ancak tüm vücut PET ve toraks PET/BT füzyon görüntülenmesi ayrı ayrı

yapıldığında çekim süresi yaklaşık 6 dakika uzamaktadır. Bu da hasta uyumunu ve konforunu bozabilmektedir.

Hastaların tüm vücut PET görüntülerini incelediğimizde; yukarıda tariflenen FDG pozitif ekstratorasik bulgular dışında birtakım anormal tutulum alanları olduğunu görmekteyiz. Bunlardan 9'u fokal kolon tutulumudur ve 4'üne kolonoskopi yapılmıştır. Kolonoskopi sonuçlarına bakıldığında birisinin adenokanser metastazı, bir diğerinin ise hiperplazik polip olduğu görülmektedir. Öteki iki vakada ise kolonoskopi sonucunda patolojik bulgu saptanmamıştır. Tanımlanan alanların SUVmaks değerleri 5,1 ile 6,9 arasında olup benzerdir. Buradan yola çıkarak, fokal tutulum gösteren kolon lezyonlarında SUVmaks değerlerine bakılarak malign-benign ayrımı yapılamayacağını söyleyebiliriz. Ancak biyopsi yapılan hasta sayısının az olması bu değerlendirmenin anlamlılığını azaltmaktadır. Yapılan bir çalışmada, pulmoner nodül nedeniyle PET çekimi yapılan ve fokal kolon tutulumu görülen bir hasta grubu incelenmiş olup %35 oranında kolon kanseri tespit edilmiştir ancak lezyonların SUVmaks değerleri ile ilgili bilgi verilmemiştir. [106]. Başka bir çalışmada ise malign lezyonlar ile kolonoskopi sonucu negatif olan lezyonlar arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir [107]. 18- F FDG tutulumu olan alanlardan bir diğeri de femur başının ekleme komşu yüzünde görülen tutulumdu. Bu vakada tanımlanan alanda BT bulgusu yoktu ve bu alan dışında patolojik tutulum görülmemektedir. Bu nedenle tutulumun dejenerasyona bağlı inflamatuvar değişikliklerden kaynaklandığı düşünülmüştü.

BT bulguları da olan FDG pozitif alanlarla birlikte ele alındığında toplam 13 toraks-dışı anormal tutulum görülmüş olup bu alanlar atenüasyon düzeltmesi yapılmamış PET görüntülerinde kolaylıkla tespit edilebilmektedir.

SPN etiyojisi neoplazmlardan parazitik enfeksiyonlara, vasküler malformasyonlardan atelektaziye kadar değişen geniş bir spektruma sahiptir. Yapılan çalışmalarda genel popülasyonda rutin radyolojik araştırmalarda tespit edilen SPN'lerde malignite insidansı %10 -70 arasında bulunmuştur ve 50 yaş üzerinde malignite insidansında artış saptanmıştır [12-14]. Bizim çalışmamızda ise 41 vakaya histopatolojik örnekleme yapılmış olup bunlardan 12'sinde (%29) malign etyoloji saptanmıştır. Malign ve diğer SPN olgularının yaş ortalamalarına bakıldığında ise aralarında anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Tümör dokusunda FDG alımı normal dokuya oranla artmıştır. Bazı araştırmacılar SPN'lerin benign, malign tanımlanmasında bu yöntemi kullanmışlardır [108]. Çalışmamızdaki biyopsi yapılmayan vakaların PET/BT görüntülerine bakıldığında lezyonların ortalama SUVmaks değerlerinin biyopsi yapılan lezyonlarınkine oranla belirgin düşük olduğu görülmektedir. Buradan yola çıkarak biyopsi kararını almada lezyonların SUVmaks değerlerinin klinisyen için yol gösterici olduğu söylenebilir. Ayrıca çalışmamızda malign lezyonların SUVmaks değerlerinin benign lezyonlarınkinden daha fazla olduğu görülmektedir. Ancak sitolojisi negatif olan 7 lezyonun ortalama SUVmaks değeri ile malign lezyonların ortalama SUVmaks değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Soliter pulmoner nodül ayırıcı tanısında altın standart histopatolojik örneklemedir. Sitolojinin ise histopatolojik doku örneklemesine

oranla daha düşük duyarlılığa sahip olduğu bilinmektedir. Yapılan bir çalışmada endobronşial hastalık varlığında İİAB, fırça biyopsi ve yıkama biyopsisinin duyarlılıklarının sırayla %74, %59 ve %48 olduğu bildirilmiştir. Lezyon periferde ise bu oranlar daha da düşmektedir [109]. Bu nedenle çalışmamızda yalnızca sitoloji yapılan hastalarda yalancı negatif sonuçlar elde edilmiş olabilir ve bu da lezyonların SUVmaks değerlerinin yüksek oluşunu bize açıklayabilmektedir.

Lezyon boyutu malign-benign ayrımını yapmada tek başına yeterli bir gösterge değildir. Munden ve ark. torakoskopik cerrahi ile 1 cm altında çıkardıkları 65 nodülde malignite oranını %58 olarak raporlamışlardır [28]. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da nodül boyutu ile malignite arasında bağlantı bulunmamıştır. Ancak literatürlerde özellikle 3cm'in üzerindeki lezyonlarda malignite insidansında artış olduğu bildirilmektedir. Bizim çalışmamızda 3 cm hasta popülasyonunun seçiminde sınır değer olarak kabul edilmiştir.

Biyopsi yapılan lezyonların BT görünümleri incelenmiş ve lezyon karakteri ile veya kenar kontur özellikleri ile malignite arasında anlamlı ilişki olmadığı görülmüştür. Ancak yayımlanan bir seride lezyon kenarının ışınsal tarzda düzensizlik göstermesi olguların %88-94'ünde maligniteyi doğru tanımlamıştır [110]. Bizim çalışmamızda düzgün sınırlı, kalsifiye ve solid nodüllerin büyük bir çoğunluğunun takibe alındığı, biyopsiye gerek duyulmadığı dikkati çekmektedir. Biyopsi yapılanlarda ise SUVmaks yüksekliği gibi ek malignite bulguları izlenmektedir. Ancak ayrı ayrı incelendiğinde nodül

karakterinden çok kenar kontur özelliğinin biyopsi yapılması kararını etkilediği görülmektedir.

6 SONUÇ

Soliter pulmoner nodül tanısı ile başvuran hastaya önce tüm vücut PET incelemesi yapıp, ardından toraks dışı tutulum yok ise sadece toraksa yönelik PET/BT incelemesi yapılabilir. Tüm vücudun BT ile taranmasının klinik olarak önemi bulunmamaktadır ve sadece toraks BT ile tarandığında hastanın aldığı radyasyon dozunun yaklaşık 3,5 kat azaldığı görülmektedir.

7 KAYNAKLAR

1. Khouri, N.F., et al., *The solitary pulmonary nodule. Assessment, diagnosis, and management*. Chest, 1987. 91(1): p. 128-33.
2. Erasmus, J.J., H.P. McAdams, and J.E. Connolly, *Solitary pulmonary nodules: Part II. Evaluation of the indeterminate nodule*. Radiographics, 2000. 20(1): p. 59-66.
3. Alberts, W.M., *Diagnosis and management of lung cancer executive summary: ACCP evidence-based clinical practice guidelines (2nd Edition)*. Chest, 2007. 132(3 Suppl): p. 1S-19S.
4. Kim, S.K., et al., *Accuracy of PET/CT in characterization of solitary pulmonary lesions*. J Nucl Med, 2007. 48(2): p. 214-20.
5. Ost, D., A.M. Fein, and S.H. Feinsilver, *Clinical practice. The solitary pulmonary nodule*. N Engl J Med, 2003. 348(25): p. 2535-42.
6. Shulkin, A.N., *Management of the indeterminate solitary pulmonary nodule: a pulmonologist's view*. Ann Thorac Surg, 1993. 56(3): p. 743-4.
7. Tan, B.B., et al., *The solitary pulmonary nodule*. Chest, 2003. 123(1 Suppl): p. 89S-96S.
8. Erasmus, J.J., et al., *Solitary pulmonary nodules: Part I. Morphologic evaluation for differentiation of benign and malignant lesions*. Radiographics, 2000. 20(1): p. 43-58.
9. Swensen, S.J., et al., *Solitary pulmonary nodules: clinical prediction model versus physicians*. Mayo Clin Proc, 1999. 74(4): p. 319-29.
10. MacRedmond, R., et al., *Screening for lung cancer using low dose CT scanning: results of 2 year follow up*. Thorax, 2006. 61(1): p. 54-6.
11. Viggiano, R.W., S.J. Swensen, and E.C. Rosenow, 3rd, *Evaluation and management of solitary and multiple pulmonary nodules*. Clin Chest Med, 1992. 13(1): p. 83-95.
12. Klein, J.S. and M.A. Zarka, *Transthoracic needle biopsy: an overview*. J Thorac Imaging, 1997. 12(4): p. 232-49.

13. Cummings, S.R., G.A. Lillington, and R.J. Richard, *Estimating the probability of malignancy in solitary pulmonary nodules. A Bayesian approach.* Am Rev Respir Dis, 1986. 134(3): p. 449-52.
14. Swensen, S.J., et al., *The probability of malignancy in solitary pulmonary nodules. Application to small radiologically indeterminate nodules.* Arch Intern Med, 1997. 157(8): p. 849-55.
15. Winer-Muram, H.T., *The solitary pulmonary nodule.* Radiology, 2006. 239(1): p. 34-49.
16. Hanley, K.S. and J.B. Rubins, *Classifying solitary pulmonary nodules. New imaging methods to distinguish malignant, benign lesions.* Postgrad Med, 2003. 114(2): p. 29-35; quiz 16.
17. Quint, L.E., C.H. Park, and M.D. Iannettoni, *Solitary pulmonary nodules in patients with extrapulmonary neoplasms.* Radiology, 2000. 217(1): p. 257-61.
18. Tang, A.W., H.A. Moss, and R.J. Robertson, *The solitary pulmonary nodule.* Eur J Radiol, 2003. 45(1): p. 69-77.
19. Oswald, N.C., et al., *The diagnosis of primary lung cancer with special reference to sputum cytology.* Thorax, 1971. 26(6): p. 623-7.
20. Eberhardt, R., et al., *Electromagnetic navigation diagnostic bronchoscopy in peripheral lung lesions.* Chest, 2007. 131(6): p. 1800-5.
21. Klein, J.S. and M.A. Zarka, *Transthoracic needle biopsy.* Radiol Clin North Am, 2000. 38(2): p. 235-66, vii.
22. Lacasse, Y., et al., *Transthoracic needle aspiration biopsy for the diagnosis of localised pulmonary lesions: a meta-analysis.* Thorax, 1999. 54(10): p. 884-93.
23. Laisaar, T., T. Vooder, and T. Umbleja, *Thoracoscopic resection of a solitary pulmonary nodule in patients with a known history of malignancy.* Thorac Cardiovasc Surg, 2008. 56(7): p. 418-21.
24. Mahesh, B., et al., *Value of wide-margin wedge resection for solitary pulmonary nodule: a single center experience.* Eur J Cardiothorac Surg, 2004. 26(3): p. 474-9.

25. Jimenez, M.F., *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(5): p. 562-5.
26. Gould, M.K., 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): p. 108S-130S.
27. Shaham, D. and L. Guralnik, *The solitary pulmonary nodule: radiologic considerations*. Semin Ultrasound CT MR, 2000. 21(2): p. 97-115.
28. Munden, R.F., et al., *Small pulmonary lesions detected at CT: clinical importance*. Radiology, 1997. 202(1): p. 105-10.
29. Kerr, K.M. and D. Lamb, *Actual growth rate and tumour cell proliferation in human pulmonary neoplasms*. Br J Cancer, 1984. 50(3): p. 343-9.
30. Dumont, P., et al., *Bronchoalveolar carcinoma: histopathologic study of evolution in a series of 105 surgically treated patients*. Chest, 1998. 113(2): p. 391-5.
31. Awai, K., et al., *Pulmonary nodules: estimation of malignancy at thin-section helical CT--effect of computer-aided diagnosis on performance of radiologists*. Radiology, 2006. 239(1): p. 276-84.
32. Hartman, T.E. and S.J. Swensen, *CT screening for lung cancer*. Semin Roentgenol, 2005. 40(2): p. 193-6.
33. Zwirewich, C.V., et al., *Solitary pulmonary nodule: high-resolution CT and radiologic-pathologic correlation*. Radiology, 1991. 179(2): p. 469-76.
34. Swensen, S.J., et al., *CT evaluation of solitary pulmonary nodules: value of 185-H reference phantom*. AJR Am J Roentgenol, 1991. 156(5): p. 925-9.
35. Huston, J., 3rd and J.R. Muhm, *Solitary pulmonary nodules: evaluation with a CT reference phantom*. Radiology, 1989. 170(3 Pt 1): p. 653-6.
36. Swensen, S.J., et al., *Lung nodule enhancement at CT: multicenter study*. Radiology, 2000. 214(1): p. 73-80.

37. Zhang, M. and M. Kono, *Solitary pulmonary nodules: evaluation of blood flow patterns with dynamic CT*. Radiology, 1997. 205(2): p. 471-8.
38. Cook, G.J. and M.N. Maisey, *The current status of clinical PET imaging*. Clin Radiol, 1996. 51(9): p. 603-13.
39. Bar-Shalom, R., et al., *Noninvasive diagnosis of solitary pulmonary lesions in cancer patients based on 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose avidity on positron emission tomography/computed tomography*. Cancer, 2008. 113(11): p. 3213-21.
40. Beyer, T., et al., *A combined PET/CT scanner for clinical oncology*. J Nucl Med, 2000. 41(8): p. 1369-79.
41. Nie, Y., et al., *Integrating PET and CT information to improve diagnostic accuracy for lung nodules: A semiautomatic computer-aided method*. J Nucl Med, 2006. 47(7): p. 1075-80.
42. Goldsmith, S.J. and L. Kostakoglu, *Role of nuclear medicine in the evaluation of the solitary pulmonary nodule*. Semin Ultrasound CT MR, 2000. 21(2): p. 129-38.
43. Dewan, N.A., et al., *Diagnostic efficacy of PET-FDG imaging in solitary pulmonary nodules. Potential role in evaluation and management*. Chest, 1993. 104(4): p. 997-1002.
44. Fletcher, J.W., *PET scanning and the solitary pulmonary nodule*. Semin Thorac Cardiovasc Surg, 2002. 14(3): p. 268-74.
45. Pastorino, U., et al., *Early lung-cancer detection with spiral CT and positron emission tomography in heavy smokers: 2-year results*. Lancet, 2003. 362(9384): p. 593-7.
46. Lindell, R.M., et al., *Lung cancer screening experience: a retrospective review of PET in 22 non-small cell lung carcinomas detected on screening chest CT in a high-risk population*. AJR Am J Roentgenol, 2005. 185(1): p. 126-31.
47. Langen, K.J., et al., *The influence of plasma glucose levels on fluorine-18-fluorodeoxyglucose uptake in bronchial carcinomas*. J Nucl Med, 1993. 34(3): p. 355-9.

48. Gould, M.K., et al., *Accuracy of positron emission tomography for diagnosis of pulmonary nodules and mass lesions: a meta-analysis*. JAMA, 2001. 285(7): p. 914-24.
49. Herder, G.J., et al., *The performance of (18)F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography in small solitary pulmonary nodules*. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2004. 31(9): p. 1231-6.
50. Nomori, H., et al., *Evaluation of F-18 fluorodeoxyglucose (FDG) PET scanning for pulmonary nodules less than 3 cm in diameter, with special reference to the CT images*. Lung Cancer, 2004. 45(1): p. 19-27.
51. Hain, S.F., et al., *FDG-PET as a "metabolic biopsy" tool in thoracic lesions with indeterminate biopsy*. Eur J Nucl Med, 2001. 28(9): p. 1336-40.
52. Gould, M.K., et al., *Cost-effectiveness of alternative management strategies for patients with solitary pulmonary nodules*. Ann Intern Med, 2003. 138(9): p. 724-35.
53. Marom, E.M., et al., *T1 lung cancers: sensitivity of diagnosis with fluorodeoxyglucose PET*. Radiology, 2002. 223(2): p. 453-9.
54. Cheran, S.K., N.D. Nielsen, and E.F. Patz, Jr., *False-negative findings for primary lung tumors on FDG positron emission tomography: staging and prognostic implications*. AJR Am J Roentgenol, 2004. 182(5): p. 1129-32.
55. Melcher, C.L., *Scintillation crystals for PET*. J Nucl Med, 2000. 41(6): p. 1051-5.
56. Eriksson, L., et al., *Experience with scintillators for PET: towards the fifth generation of PET scanners*. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section a-Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment, 2004. 525(1-2): p. 242-248.
57. Kuntner, M., *On the validity of the Japanese spider genus Metimorpha (Araneae, Araneidae)*. Zoolog Sci, 2005. 22(11): p. 1277-8.
58. Trummer, J., et al., *Comparison of LuAP and LuYAP crystal properties from statistically significant batches produced with two different growth methods*. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section a-

Accelerators Spectrometers Detectors and Associated Equipment, 2005. 551(2-3): p. 339-351.

59. van den Heuvel, O.A., et al., *Attenuation correction of PET activation studies in the presence of task-related motion*. Neuroimage, 2003. 19(4): p. 1501-9.

60. McNamara, J.E., et al., *A flexible multicamera visual-tracking system for detecting and correcting motion-induced artifacts in cardiac SPECT slices*. Med Phys, 2009. 36(5): p. 1913-23.

61. Warburg, O., *On the origin of cancer cells*. Science, 1956. 123(3191): p. 309-14.

62. Medina, R.A. and G.I. Owen, *Glucose transporters: expression, regulation and cancer*. Biol Res, 2002. 35(1): p. 9-26.

63. Yamamoto, T., et al., *Over-expression of facilitative glucose transporter genes in human cancer*. Biochem Biophys Res Commun, 1990. 170(1): p. 223-30.

64. Monakhov, N.K., et al., *Physicochemical properties and isoenzyme composition of hexokinase from normal and malignant human tissues*. J Natl Cancer Inst, 1978. 61(1): p. 27-34.

65. Weber, G. and A. Cantero, *Glucose-6-phosphatase activity in normal, pre-cancerous, and neoplastic tissues*. Cancer Res, 1955. 15(2): p. 105-8.

66. Lowe, V.J., et al., *Optimum scanning protocol for FDG-PET evaluation of pulmonary malignancy*. J Nucl Med, 1995. 36(5): p. 883-7.

67. Haberkorn, U., et al., *Metabolic design of combination therapy: use of enhanced fluorodeoxyglucose uptake caused by chemotherapy*. J Nucl Med, 1992. 33(11): p. 1981-7.

68. Furuta, M., et al., *Rapid rise in FDG uptake in an irradiated human tumour xenograft*. Eur J Nucl Med, 1997. 24(4): p. 435-8.

69. Wahl, R.L., et al., *From RECIST to PERCIST: Evolving Considerations for PET response criteria in solid tumors*. J Nucl Med, 2009. 50 Suppl 1: p. 122S-50S.

70. Weber, W.A., *Use of PET for monitoring cancer therapy and for predicting outcome*. J Nucl Med, 2005. 46(6): p. 983-95.
71. Shankar, L.K., et al., *Consensus recommendations for the use of 18F-FDG PET as an indicator of therapeutic response in patients in National Cancer Institute Trials*. J Nucl Med, 2006. 47(6): p. 1059-66.
72. Geise, R.A. and T.J. O'Dea, *Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures*. Appl Radiat Isot, 1999. 50(1): p. 173-84.
73. Diederich, S. and H. Lenzen, *Radiation exposure associated with imaging of the chest: comparison of different radiographic and computed tomography techniques*. Cancer, 2000. 89(11 Suppl): p. 2457-60.
74. Brenner, D.J. and E.J. Hall, *Computed tomography--an increasing source of radiation exposure*. N Engl J Med, 2007. 357(22): p. 2277-84.
75. Shope, T.B., R.M. Gagne, and G.C. Johnson, *A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography*. Med Phys, 1981. 8(4): p. 488-95.
76. Huda, W., K.M. Ogden, and M.R. Khorasani, *Converting dose-length product to effective dose at CT*. Radiology, 2008. 248(3): p. 995-1003.
77. Huda, W. and W. He, *Estimating Cancer Risks to Adults Undergoing Body Ct Examinations*. Radiat Prot Dosimetry, 2011.
78. Suleiman, O.H., et al., *Nationwide survey of fluoroscopy: radiation dose and image quality*. Radiology, 1997. 203(2): p. 471-6.
79. European Commission. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, Report EUR 16262. Brussels: EC, 1999
80. Shrimpton, P.C., et al., *National survey of doses from CT in the UK: 2003*. Br J Radiol, 2006. 79(948): p. 968-80.
81. McCollough, C.H., *Patient dose in cardiac computed tomography*. Herz, 2003. 28(1): p. 1-6.
82. Booth, T.C., et al., *Incidental findings found in "healthy" volunteers during imaging performed for research: current legal and ethical implications*. Br J Radiol, 2010. 83(990): p. 456-65.

83. Booth, T.C., et al., *Management of incidental findings during imaging research in "healthy" volunteers: current UK practice*. Br J Radiol, 2011.
84. Hara, A.K., et al., *Incidental extracolonic findings at CT colonography*. Radiology, 2000. 215(2): p. 353-7.
85. Schoder, H., H.W. Yeung, and S.M. Larson, *CT in PET/CT: essential features of interpretation*. J Nucl Med, 2005. 46(8): p. 1249-51.
86. Isselbacher, E.M., *Thoracic and abdominal aortic aneurysms*. Circulation, 2005. 111(6): p. 816-28.
87. Osman, M.M., et al., *Clinically significant incidental findings on the unenhanced CT portion of PET/CT studies: frequency in 250 patients*. J Nucl Med, 2005. 46(8): p. 1352-5.
88. Bae, J.S., et al., *Incidental thyroid lesions detected by FDG-PET/CT: prevalence and risk of thyroid cancer*. World J Surg Oncol, 2009. 7: p. 63.
89. Bogsrud, T.V., et al., *The value of quantifying 18F-FDG uptake in thyroid nodules found incidentally on whole-body PET-CT*. Nucl Med Commun, 2007. 28(5): p. 373-81.
90. Jana, S., et al., *FDG-PET and CT characterization of adrenal lesions in cancer patients*. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2006. 33(1): p. 29-35.
91. Paulsen, S.D., et al., *Changing role of imaging-guided percutaneous biopsy of adrenal masses: evaluation of 50 adrenal biopsies*. AJR Am J Roentgenol, 2004. 182(4): p. 1033-7.
92. Ooi, T.C., *Adrenal incidentalomas: incidental in detection, not significance*. CMAJ, 1997. 157(7): p. 903-4.
93. Terada, N., et al., *Risk factors for renal cysts*. BJU Int, 2004. 93(9): p. 1300-2.
94. Bosniak, M.A., *The current radiological approach to renal cysts*. Radiology, 1986. 158(1): p. 1-10.
95. Curry, N.S., S.T. Cochran, and N.K. Bissada, *Cystic renal masses: accurate Bosniak classification requires adequate renal CT*. AJR Am J Roentgenol, 2000. 175(2): p. 339-42.

96. Berland, L.L., et al., *Managing incidental findings on abdominal CT: white paper of the ACR incidental findings committee*. J Am Coll Radiol, 2010. 7(10): p. 754-73.
97. Sianesi, M., A.M. Farinon, and M. Sacco, *Symptomatic non-parasitic congenital cysts of the liver*. Int Surg, 1982. 67(4 Suppl): p. 453-5.
98. Carrim, Z.I. and J.T. Murchison, *The prevalence of simple renal and hepatic cysts detected by spiral computed tomography*. Clin Radiol, 2003. 58(8): p. 626-9.
99. Gaines, P.A. and M.A. Sampson, *The prevalence and characterization of simple hepatic cysts by ultrasound examination*. Br J Radiol, 1989. 62(736): p. 335-7.
100. Wexler, L., et al., *Coronary artery calcification: pathophysiology, epidemiology, imaging methods, and clinical implications. A statement for health professionals from the American Heart Association. Writing Group*. Circulation, 1996. 94(5): p. 1175-92.
101. Wilson, P.W., et al., *Abdominal aortic calcific deposits are an important predictor of vascular morbidity and mortality*. Circulation, 2001. 103(11): p. 1529-34.
102. Eggen, D.A., J.P. Strong, and H.C. McGill, Jr., *Calcification in the Abdominal Aorta; Relationship to Race, Sex, and Coronary Atherosclerosis*. Arch Pathol, 1964. 78: p. 575-83.
103. Mautner, G.C., et al., *Coronary artery calcification: assessment with electron beam CT and histomorphometric correlation*. Radiology, 1994. 192(3): p. 619-23.
104. Blankenhorn, D.H. and D. Stern, *Calcification of the coronary arteries*. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med, 1959. 81(5): p. 772-7.
105. Eggen, D.A., J.P. Strong, and H.C. McGill, Jr., *Coronary calcification. Relationship to clinically significant coronary lesions and race, sex, and topographic distribution*. Circulation, 1965. 32(6): p. 948-55.

106. Zhuang, H., et al., *Incidental detection of colon cancer by FDG positron emission tomography in patients examined for pulmonary nodules*. Clin Nucl Med, 2002. 27(9): p. 628-32.
107. Gutman, F., et al., *Incidental colonic focal lesions detected by FDG PET/CT*. AJR Am J Roentgenol, 2005. 185(2): p. 495-500.
108. Gupta, N.C., et al., *Solitary pulmonary nodules: detection of malignancy with PET with 2-[F-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose*. Radiology, 1992. 184(2): p. 441-4.
109. Schreiber, G. and D.C. McCrory, *Performance characteristics of different modalities for diagnosis of suspected lung cancer: summary of published evidence*. Chest, 2003. 123(1 Suppl): p. 115S-128S.
110. Huston, J., 3rd and J.R. Muhm, *Solitary pulmonary opacities: plain tomography*. Radiology, 1987. 163(2): p. 481-5.

8 ÖZET

SOLİTER PULMONER NODÜLLERİN PET/BT İLE DEĞERLENDİRİLMESİNDE TÜM VÜCUT BT GEREKLİ MİDİR?

Akciğerde diğer görüntüleme yöntemleri ile tespit edilen soliter pulmoner nodülün metabolik karakterizasyonun yapılmasında 18F-FDG PET, invazif olmayan görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. Bu amaçla yapılan PET/BT füzyon görüntülemesinde BT, lezyonların anatomik özellikleri ile ilgili bilgi vermekte, PET verilerinin atenüasyon düzeltilmesinin yapılmasını ve lezyonların SUVmaks değerlerinin de hesaplanmasını sağlamaktadır.

Soliter pulmoner nodül için rutin PET/BT füzyon görüntülemede verteksten uyluk ortasına kadarki vücut bölümü taranmaktadır. Bu uygulamada hastanın vücudunun tamamına yakını BT kaynaklı X ışınına maruz kalmaktadır.

Bu çalışmada;

Tüm vücudun BT ile taranmasının gerekliliğinin ve BT tarama alanı toraks ile sınırlandırıldığında hastanın evresinde değişiklik olup olmayacağının tesbit edilmesi,

Klinik olarak anlamlı toraks-dışı rastlantısal BT lezyonları ile bu lezyonların bulunma sıklıklarının tespit edilmesi,

Sınırlandırma yapıldığında hastanın alacağı BT radyasyon dozundaki düşüşün tesbit edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmaya Gazi Üniversitesi Nükleer Tıp bölümünde SPN tanı ve metabolik karakterizasyonu amacıyla PET/BT incelemesi yapılmış hastalar dahil edilmiştir. Hastaların BT görüntüleri incelenerek toraks-dışı rastlantısal bulguları

kl nik önem derecesine göre sınıflandırılmıştır. Ayrıca hastalara tüm vücut PET/BT taraması yapıldığında uygulanan BT dozu ile yalnızca toraks tarandığında uygulanacak olan BT dozu hesaplanmıştır.

 nceleme sonucunda toplam 154 hasta değerlendirilmiş ve şu sonuçlar elde edilmiştir;

Soliter pulmoner nodül tanısı ile başvuran hastaya önce tüm vücut PET incelemesi yapıp, ardından toraks dışı tutulum yok ise sadece toraksa yönelik PET/BT incelemesi yapılabilir. Tüm vücudun BT ile taranmasının klinik olarak önemi bulunmamaktadır ve sadece toraks BT ile tarandığında hastanın aldığı radyasyon dozunun yaklaşık 3,5 kat azaldığı görülmektedir.

Anahtar kelimeler: Soliter pulmoner nodül, PET/BT, radyasyon dozu

9 SUMMARY

IS WHOLE BODY CT NECESSARY FOR METABOLIC PET IMAGING OF SOLITARY PULMONARY NODULES?

¹⁸F-FDG PET is a noninvasive imaging method for metabolic characterisation of the solitary pulmonary nodule (SPN) detected with other imaging methods. The CT part of PET/CT data that is used for attenuation correction of PET images, also provides information about the anatomical features of lesions.

During PET/CT evaluation of SPN a whole body scan, from vertex to thigh is routinely done which causes whole-body X-ray exposure.

The aim of the study is;

To investigate the necessity of whole body CT imaging in SPN assessment and to evaluate if a thorax-only CT imaging causes a change in staging.

To identify the frequency of clinically significant extrathoracic incidental findings.

To identify the decrease of the patient radiation dose from CT when the CT imaging is limited to thorax.

The study included patients referred to the Nuclear Medicine Department of Gazi University for diagnosis and metabolic characterization of a SPN. The CT images were examined and the extrathoracic incidental findings were categorized according to their clinical significance. Also the CT radiation doses for the whole body scan and the thoracic only scan were calculated for each patient.

A total of 154 patients were involved to the study. According to the results obtained in our study we concluded that whole body PET imaging can be applied first. Then, if there is no extrathoracic ^{18}F -FDG accumulation, a thoracic-only PET/CT imaging can be done. A whole body CT scan bears no additional clinical significance. This approach decreases CT radiation doses by a factor of 1/3.

Key words: Solitary pulmonary nodule, PET/CT, radiation dose

10 ÖZGEÇMİŞ

Adı- Soyadı: Elif Şahin Kütük

Doğum Yeri ve Tarihi: Şebinkarahisar/GİRESUN, 01.01.1983

Eğitimi:

İlköğrenim: Şebinkarahisar İstiklal ilkokulu 1988-1990

Fatsa Dumlupınar İlkokulu, 1990-1993

Ortaöğrenim: Fatsa Anadolu Lisesi, 1993-2000

Fakülte: Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, 2000-2006

Uzmanlık: Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp A.D., 2007-

Yabancı Dili: İngilizce

Üye olduğu bilimsel kuruluşlar:

-Türkiye Nükleer Tıp Derneği (TNTD)

Bilimsel Etkinlikleri :

- 21. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi (2-5 Mayıs 2009, Antalya, poster sunumu)

- PET-BT Sempozyumu (12-15 Kasım 2009, Erzurum)

- 22. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi (25-29 Nisan 2010, Antalya, sözlü bildiri sunumu)

-23. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi (27 Nisan-01 Mayıs 2011)

- Tiroid kanseri tanı ve tedavisi sempozyumu (23-25 Eylül 2011 Ankara)

Bildiri özeti:

1. **Elif Şahin**, Özge Öz, Mehmet Araç, Gonca Erbaş, Ümit Özgür Akdemir, Mustafa Ünlü. Miyokard perfüzyon sintigrafisi ve bilgisayarlı tomografik anjiyografi bulgularının girişimsel koroner anjiyografi için hasta seçimine etkileri. 22. Ulusal Nükleer Tıp Kongresi Turkish Journal of Nuclear Medicine (2010) vol 19, no 1