



Bilgisayarlı Tomografi, Pozitron Emisyon Tomografisi ve Nükleer Manyetik Rezonans Görüntülemeye Temel Kavram ve İlkeler

Basic Concepts and Principles in Computer Tomography, Positron Emission Tomography and Nuclear Magnetic Imaging

Sevgi HAMAN BAYARI ^{ID}, Serkan AKIN ^{ID}, Murat TUNCEL ^{ID}

¹Hacettepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü, Ankara, Türkiye

²Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Medikal Onkoloji Bilim Dalı, Ankara, Türkiye

³Hacettepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Dahili Tıp Bilimleri Bölümü, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

ORCID ID: Sevgi Haman Bayarı 0000-0001-9265-1414, Serkan Akın 0000-0002-7542-9229, Murat Tuncel 0000-0003-2352-3587

Bu makaleye yapılacak atıf: Haman Bayarı S ve ark. Bilgisayarlı tomografi, pozitron emisyon tomografisi ve nükleer manyetik rezonans görüntülemeye temel kavram ve ilkeler. Med J West Black Sea. 2023;7(3):269-278.

Sorumlu Yazar

Sevgi Haman Bayarı

E-posta

bayari@hacettepe.edu.tr

Geliş Tarihi

19.09.2023

Revizyon Tarihi

25.10.2023/09.11.2023

Kabul Tarihi

08.11.2023

ÖZ

Vücudun normal ve normal olmayan anatomi ve fizyolojisini izlemek için farklı doku ve organlarının invaziv olmayan yöntemlerle görsel temsil işlemi olan medikal görüntüleme, sağlık sektöründe ilgi çekici, vizyoner ve gelişmeye hızla devam eden alanlardan biridir.

Röntgen (X-ışın), bilgisayarlı tomografi (BT), pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi iyonize radyasyon kullanan, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), Ultrason (US) gibi iyonize radyasyon kullanmayan ve bunlardan bazılarının bir arada olduğu hibrid PET-BT gibi birçok medikal görüntüleme tekniği bulunmaktadır. Hassas teşhis, izlem ve kişileştirilmiş tedavi planlamada görüntüleme tekniklerinin etkin bir şekilde kullanılmasını sağlamak için uygulama ve yöntemlerin iyi bilinmesinin yanı sıra riskler hakkında da bilgiye ihtiyaç vardır. Bu derlemede özellikle onkolojide sıklıkla kullanılan BT, PET-BT ve MR görüntüleme tekniklerinin temelleri üzerinde radyofarmasötikler ve ajanlar ile birlikte odaklanılmıştır.

Anahtar Sözcükler: BT, PET-BT, MRG, radyofarmasötik, ajan

ABSTRACT

Medical Imaging is one of the most intriguing, forward-looking and ever-evolving technologies used to view human anatomy and physiology to monitor, diagnose or treat medical conditions. Medical Imaging technologies use non-invasive methods to visualize such conditions of the interior body. Various imaging technologies use ionizing radiation such as X-ray, Computed Tomography (CT), Positron Emission Tomography (PET) and use nonionizing radiation such as Magnetic Resonance (MR) and Ultrason (US) and the combination of different diagnostic imaging techniques to obtain more information, such as PET-CT scan.

In order to ensure the effective use of imaging methods in precise diagnosis, monitoring and personalized treatment planning, it is crucial to possess a good knowledge of the latest applications and methods as well as thorough information about possible short-term and long-term risks.

In that regard and more specifically, this review focuses on CT, PET-CT and MRI medical imaging systems with radiopharmaceuticals and agents frequently used within the oncology.

Keywords: CT, PET-CT, MRI, radiopharmaceutical, agent



Bu eser "Creative Commons Atıf-Gayri Ticari-4.0 Uluslararası Lisansı" ile lisanslanmıştır.

GİRİŞ

Geniş bir uygulama yelpazesi olan medikal (tıbbi) görüntüleme alanının, uygulayıcılarına daha iyi hizmet verebilmek için yakın gelecekte özellikle yapay zekâ birleşimi ile daha hızlı büyümeye devam edeceği anlaşılmaktadır.

Medikal görüntüleme pazarının büyüklüğünün, 2022'de 29,2 milyar dolar iken, 2032 ' ye kadar 48,8 milyar dolar civarında olması beklenmektedir (1). 2030 yılında tıbbi görüntüleme alanında iş yükünün de %15,7 oranında artması beklendiğinden, medikal görüntüleme alanında eğitim almanın daha da cazip hâle geleceği öngörülmektedir. Medikal görüntüleme cihazlarının tasarımı, üretimi ve kullanılması, fizik, moleküler biyoloji, kimya, bilgisayar bilimi ve tıp alanı gibi birçok alanda bilgi ve disiplinler arası çalışmalar gerektirmektedir.

1890'da Wilhelm Röntgen'in X-ışınlarını keşfetmesinden sonra medikal görüntüleme teknolojilerinin hızla gelişmesi ile günümüzde, dijital mamografi, US, BT, PET, Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografisi (SPECT) ve MRG çok sıklıkla kullanılan görüntüleme teknikleri olmuştur. Bu tekniklerle ilgili avantajları, çalışma prensibi veya salt fizik temeli, radyasyon dozu veya kontrast ajan mekanizmalarına odaklanarak çalışmalar yayınlanmıştır (2-11).

Medikal görüntülemelerde ve tedavilerde, hastaların hatta bu konuda öğrenim gören öğrencilerin, sistemlerin çalışma prensipleri, iyonlaştırıcı radyasyon dozu ve potansiyel sağlık riskleri hakkında bildiklerini veya bilgilendirildiklerini inceleyen çalışmalar ise sınırlıdır (12-17).

Bu derlemede, BT, PET, MR görüntüleme teknikleri hakkında kritik fiziksel temeller ve kavramlar, görüntüleme için kullanılan radyofarmasötikler ve kontrast ajanlar, hasta hazırlanma protokolü, teknikler arası benzerlikler ile farklılıklar konusunda okuyucuya öz bilgiler sunulması amaçlanmıştır.

RADYASYON

Radyasyon veya ışınım, enerjinin dalgalar veya parçacıklar halinde uzayda veya malzeme ortamında yayılması veya iletilmesidir. Foton, elektromanyetik kuvvetin taşıyıcısıdır ve tüm elektromanyetik radyasyonun kuantum formudur. Farklı radyasyon türleri, fotonlarda bulunan enerji miktarına göre tanımlanır.

Elektromanyetik radyasyon: En yüksek enerjiden en düşük enerjiye göre Gama (g) , X-, Ultraviyole (UV), Görünür (ışık), İnfrared, Mikrodalga ve Radyo dalgaları olarak sıralanır.

Parçacık radyasyonu: Helyum çekirdeği alfa (a), elektron (beta (b)), proton (p) ve nötron (n).

Akustik radyasyon: Ses, Ultrases (ultrasound) ve sismik dalgalar.

Radyasyon, enerjiye ve madde ile etkileşmesine bağlı olarak iyonlaştırıcı veya iyonlaştırıcı olmayan olarak iki grupta sınıflandırılır. İyonlaştırıcı radyasyon, atomları ve molekülleri iyonize etmek yani elektron koparmak ve kimyasal bağları kırmak için yeterli olan 10 eV'den fazla enerji taşır. İyonize radyasyon kaynakları radyoaktif maddeler olup, a parçacık, b parçacık g- fotonu ve pozitron (pozitif elektron) yayır. Diğer iyonize radyasyon türleri, X-ışını ve UV ışınımın yüksek enerjili olan kısmıdır. Genel olarak radyasyon terimi kullanılmasına rağmen elektromanyetik kökenli radyasyonlarda ışın teriminin kullanımı yaygındır.

Canlı hücreler iyonlaşma nedeniyle zarar görebileceği için iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmak risklidir. Tek bir hücre trilyonlarca atomdan oluşurken, bunların yalnızca küçük bir kısmı iyonize olabilir. İyonlaştırıcı radyasyonun kansere neden olma olasılığı, radyasyonun soğurulan dozuna bağlıdır ve aynı zamanda radyasyon tipinin (eşdeğer doz) hasar verme eğilimi ile ışınlanan organ veya dokunun duyarlılığı (etkili doz) bir fonksiyonudur.

Radyasyon güvenliği yönetmeliği' ne göre; (Resmi Gazete Tarih:24.03.2000; Sayı:23999)

Soğurulmuş doz (D): Birim kütlede soğurulan radyasyon enerji miktarıdır ve bir doku veya organdaki ortalama dozunu ifade eder. Uluslararası Birimi (SI) ışınlanan maddenin 1 kilogram başına 1 Joule enerji veren radyasyon miktarı olan Gray (Gy)'dir.

Eşdeğer doz (HT): Radyasyonun türü ve enerjisine bağlı olarak belirlenen belli bir doku veya organdaki soğurulmuş dozdur. Birimi: Sievert (Sv). 1 Gy = 1 Sv

Etkin doz (E); insan vücudunda ışınlanan bütün doku ve organlar için hesaplanmış eşdeğer dozun, her doku ve organın doku ağırlık faktörleri ile çarpılması sonucunda elde edilen dozların toplamıdır. Birimi: Sv.

Doğal radyasyon kaynakları nedeniyle alınan yıllık etkin doz 2,4 miliSievert (mSv)'dir. Bir akciğer grafisinden alınan doz, 0.02 mSv'dir. BT ile yapılan beyin, göğüs, karın-batın ve pelvis (abdomen-pelvis) görüntülemelerde; etkin doz sırasıyla, 2,8 mSv, 6,2 mSv ve 17,2 mSv'dir (16,17). Radyoaktif ışınmaya maruz kalan bir malzemenin veya canlı dokunun ne kadar iyonlaştırıcı radyasyona maruz kaldığını ölçmek için radyasyon dozimetrisi kullanılır.

RADYONÜKLİT VE RADYOFARMASÖTİK

Radyoizotop (radyonüklit) çekirdeğinde fazla nötron bulunan kararsız bir elementin kararlı element hâline gelmesi için radyasyon yayan formudur. Nükleer tıp görüntüleme teknikleri, iyonize radyoaktif izleyici ile işaretlenmiş (etiketlenmiş) maddelerden oluşan radyofarmasötiklerin (radyonüklit içeren molekül) veya ayrıca tedavide de kullanılan radyonüklitlerin hastaya uygulanması sonucunda, organ veya yapılarda oluşan biyokimyasal değişimi görüntüler. En

yaygın kullanılan radyonüklidler ve radyofarmasötikler teknesyum-99m (99mTc), iyot-123 (I-123), iyot-131 (I-131), galyum-67 (Ga-67), indiyum-111 (In-111), talyum-201 (Tl-201), 99mTc işaretli fosfanat ve ¹⁸F işaretli deoksiglukoz (¹⁸F FDG) dur. Farklı radyoaktif izleyicilere biyokimyasal olarak farklı davranan yapılar vardır. Örneğin tiroit iyot alırken, beyin bol miktarda glikoz tüketir. Bu bilgiyle radyofarmasistler ve kimyacılar biyolojik olarak aktif maddelere çeşitli radyoizotopları bağlayabilecek radyoizleyiciyi belirler. Bu radyoizotoplar gama ışını yaymalı ve görüntüleme işlemi bittikten kısa süre sonra vücuttan atılabilmesi için radyoaktif maddenin vücutta etkin olduğu süre olan etkin yarılanma ömrü kısa olmalıdır.

Fiziksel yarı ömür ($t_{1/2}$), belirli bir miktardaki radyoaktif maddenin, radyoaktif bozunma yoluyla başlangıçtaki miktarının yarısına indirilmesi için gereken süredir.

Biyolojik yarı ömür (t_b), insan vücudunun içine alınan radyoaktif maddenin yarısını yok etmesi için gereken süredir. Bu iki yarılanma ömrünün birleşimine etkin yarılanma ömrü (t_e) denir ve aşağıdaki eşitlikle ifade edilir.

$$\frac{1}{t_e} = \frac{1}{t_{1/2}} + \frac{1}{t_b} \quad (1)$$

DİJİTAL GÖRÜNTÜLEME

Dijital görüntüleme bilimi, nesnelere görüntülerin oluşturulması için veri toplanması ve görselleştirilmesi ile ilgilenen ve çok disiplinli gelişmeye devam eden bilim alanıdır. Görüntü oluşabilmesi için ilk olarak görüntülenmesi hedeflenen nesne üzerine düşen elektromanyetik veya ses gibi mekanik dalga enerjisinin, nesne tarafından soğrulması, tekrar yayması veya yansıtması gibi fiziksel olaylara ihtiyaç vardır. İkinci olarak; bu enerjiyi toplayacak/dedekte edecek ve topladığı sinyali elektrik sinyaline çevirecek bir dijital kameranın olması gereklidir. Üçüncü basamakta ise elektrik sinyallerini tekrar görünür hâle getirebilecek yani dijital görüntüleme oluşturabilecek yazılımlar/ algoritmalar ve bilgisayar yer alır.

Radyoloji Anabilim Dalı, elektromanyetik radyasyon kullanmayan (US ve MRG) ve kullanan BT direkt grafi gibi görüntüleme yöntemlerini içermektedir. Bu yöntemlerde, saptanmaya çalışan hastalığa uygun olacak şekilde görüntüyü değiştiren kontrast ajanı kullanılmaktadır. Bağımsız bir Anabilim dalı olan Nükleer Tıp görüntüleme dalında radyofarmasötiklerin kullanıldığı sintigrafi ve PET tetkikleri kullanılmaktadır. Bu görüntüleme yöntemlere ek olarak gerek soğrulma düzeltilmesi yapmak gerekse de anatomik korelasyon amacıyla PET-BT ve PET-MRG şeklinde hibrid cihazlar kullanılmaktadır.

Sintigrafi

g-ışını yayan radyoaktif bir maddenin vücuda; genelde damar ya da oral yolla verilmesi ve istenilen organ veya dokunun dedektör (gama kamerası) ile iki boyutlu (2D) pla-

nar veya üç boyutlu (3D) SPECT ile görüntülediği tanınan bir tekniktir. Dedektöre ulaşan g-ışınları, latince scintilla -spark yani kıvılcım-parıltı yarattığı için sintigrafi olarak isimlendirilmiştir. İncelenmesi istenen özellikle kemik, yumuşak doku ve damarlar için hastaya verilen uygun bir radyofarmasötüğün, yaydığı gama ışınlarının ilgili yerdeki dağılımını inceler. ^{99m}Tc işaretli fosfatlarla (örn: metilendifosfat) iskelet hastalıkları, ^{99m}Tc işaretli sestamibi ile kalp kası perfüzyonu ve I-123 gibi iyot türevleriyle de tiroid bezi fonksiyonları görüntülenebilir (18).

BT Görüntüleme

Tomografi terimi, eski Yunanca kesim, dilim, kısım anlamına gelen Tomos kelimesi ile yazmak, kaydetmek anlamına gelen Graphein kelimelerinden gelir. Üretilen görüntü, tomogram ismini almaktadır. Geleneksel tomografi cihazı, 1921 yılında Fransız hekim Bocage tarafından tasarlanmıştır (19). Tomografi, hastanın organları, doku ve kemiklerinin farklı açılarda gönderilen X-ışınları kullanılarak, kesitsel görüntülerin alınması ve çok sayıda kesit görüntülerinin uygun bir bilgisayar programı ile birleştirilerek 3D görüntü üretilmesidir. Tomografi ile bir tümörün şekli ve boyutu belirlenebildiği gibi, tümörün hangi organ veya yapıya yakın olduğunda tespit edebilen teşhis amaçlı bir tekniktir. Hasta üzerinde ilk klinik BT tarama, 1971 yılında Hounsfield tarafından yapılmıştır (20,21). 1979 Nobel Fizyoloji veya Tıp Ödülü, BT'nin geliştirilmesindeki çalışmalarından dolayı, Güney Afrika Cumhuriyeti/Amerikalı Fizikçi Godfrey Hounsfield ve İngiliz Elektrik Mühendisi ve Allan Cormack'a verilmiştir.

BT Çalışma Prensibi

Dalga boyları yaklaşık 0,01 nm ile 10 nm arasındaki elektromanyetik radyasyon türü olan X-ışınlarının nesnelere nüfuz etme yeteneğini kullanan bir tekniktir. Üretim yollarından biri vakumlu X-ışın tüpünde bulunan katottan çıkan ve katot-anot arasında uygulanan yüksek voltajla hızlandırılan elektronların, anot tarafından durdurulmasıyla elde edilmesidir. BT'de kullanılan X-ışın tüpünde, hastaya verilen dozu azaltmak için filtreler kullanılır. Bu filtreler, aynı zamanda BT görüntüye katkıda bulunmayan bazı ışınların hastaya ulaşmasını önlemektedir. Modern klinik BT tarayıcılarının çalışma voltajları cihaz modelleri ve üreticiler arasında farklılık göstermekle beraber genelde 80 kV -140 kV arasındadır. Tüp potansiyeli, aynı zamanda X-ışın fotonlarının sayısı, yani dozunu etkilediğinden, radyasyon doz optimizasyonu için BT cihazlarına hasta vücut kütle indeksini temel alan tüp potansiyeli seçimi için ayarlama butonları eklenmiştir (22).

X-ışın kaynağı genişliği, 1 mm - 20 mm arasında değişen dar fan (yelpaze) şeklinde ışın demeti üretir. Şekil 1'de şematik olarak gösterildiği gibi, dairesel -donut şeklinde (gantri) cihazın içinde hareket edebilen bir masada bulu-

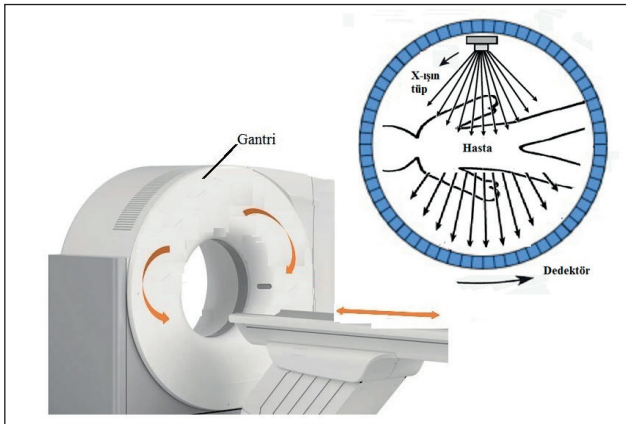
nan hastanın etrafında dönmesi otomatik kontrol edilebilen X-ışınları tüpü karşısında sabit detektörler vardır. Farklı açılardan gönderilen X-ışınları, hastadan geçtikten sonra detektörlere düşmektedir.

Hastanın yatağı yavaşça belirli hızlarla hareket ettirilerek görüntü istenilen kesitten X-ışınlarının geçmesi sağlanır. Toplanan X-ışın miktarı soğurucu hedef (hasta) içinde aldığı yola ve incelenen organ/doku tipine bağlıdır ve küçük hacimlerdeki doku yoğunluğunu yansıtır. Hastadan gelen X-ışınları, detektörde bulunan sintilasyon kristalinde ışık fotonlarının oluşturduğu ışık pulsuna çevrilir. Bu pulsalar, elektrik sinyaline çevrilerek, bilgisayarda bulunan özel program yardımıyla 3D dijital görüntü elde etmek için kullanılır. BT görüntülemeye kontrast maddesi olarak, düşük yoğunluklu iyot bazlı ajanlar veya baryum sülfat ajanlar su-metil-selüloz çözeltisi ya da polietilen glikol kullanılabilir.

Görüntüleme işlem süresi kısa, US'a göre daha detaylı ve MRG'ye göre daha az maliyetli olduğundan avantajlıdır. Dezavantajı ise tek bir tetkikte alınan radyasyon dozunun bireysel alınması gereken maksimum yıllık dozdan fazla olmasıdır. BT taramasının sıklıkla yapılması, doz alınımının yükselmesine ve özellikle pediatrik hastalarda kanser (lösemi ve beyin tümörleri gibi) riskinin artmasına neden olmaktadır (23-25). Tarama sayısı, tüp akımı (mA) tarama süresi (s), hastanın boyutu, eksenel tarama aralığı, tarama aralığı (bitişik BT dilimleri arasındaki örtüşme derecesi), tüp voltajı (kV) ayarlanması ve kullanılan tarayıcının özel tasarımı alınan dozu azaltabilmektedir (26,27).

PET - BT Görüntüleme

BT görüntü alabilmek için X-ışınlarını kullanarak çeşitli açılardan dijital resim oluştururken, PET'de farklı hastalıkları hedefleyen radyofarmasötikler kullanılır. Örneğin kanser hücrelerinin normal dokudan fazla glukoz kullanması nedeniyle F-18 işaretli deoksiglukoz kullanılarak kanserli bölgeler görüntülenebilir. Bu iki teknolojiyi 2001 yılında bir araya getiren hibrid görüntüleme tekniğine PET-BT ismi verilir.



Şekil 1: Bilgisayarlı tomografi sistemi.

PET-BT görüntülemeye önce kesite bağlı olarak uygun sayıda önce BT daha sonra PET görüntüleri alınarak PET-BT füzyon görüntüleri bilgisayar yardımıyla oluşturulur.

¹⁸F-FDG-PET-BT Görüntüleme

Yapısında pozitron yayıcı flor radyonüklidi bulunduran radyofarmasötik florodeoksiglukoz (¹⁸F-FDG), radyoizleyici molekül olarak anormal glukoz metabolizmasının görüntülenmesi amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. ¹⁸F-FDG molekülünde, doğal bir şeker türü olan glikozdaki hidroksil grup (OH) yerine florun (F) izotopu olan ¹⁸F bağlanmıştır (Şekil 2). Ortalama radyasyon dozu 12.2 mSv ve fiziksel yarı ömrü 110 dakikadır.

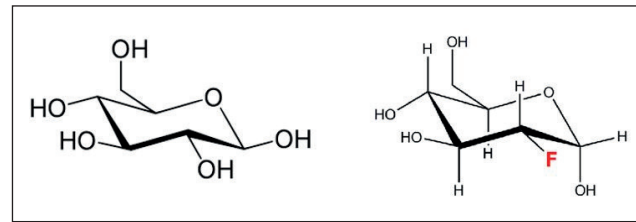
Onkolojide FDG, küçük hücreli dışı akciğer kanseri, lenfomalar, kolorektal karsinom, malign melanom, baş ve boyun kanseri, tiroid karsinomu ve meme kanseri gibi kanserlerin değerlendirilmesi, evrenmesi ve tedavisinin izlenmesi için Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) onaylıdır. Vücuda verildikten sonra glikoz emiliminin fazla yoğun olduğu yer/konumların aydınlatılmasını sağlamakta yani bir fener gibi davranmaktadır (28,29).

Kanser hücreleri aktif olduklarından glukozu, kanserli olmalara göre daha yüksek dozda kendine çekebilirler. Bu normal olmayan olay, PET tarama sonucu görüntülerde rahatlıkla tespit edilebilmektedir.

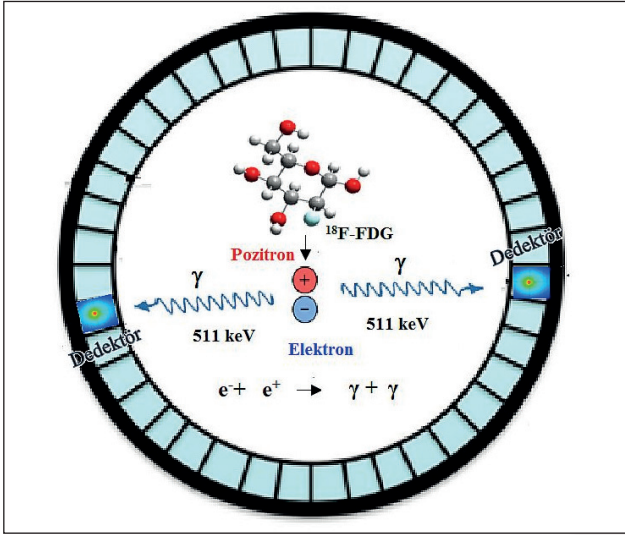
PET-BT Çalışma Prensipleri

¹⁸F-FDG' de bulunan ¹⁸F radyonükleidi fazla protonu dolayısıyla kararlı değildir. Bu nedenle elektronun antimaddesi olan pozitron (pozitif yüklü atom altı parçacık) yayar. Pozitron bu süreçte kinetik enerji kazanır ve kısa mesafe seyahat ettikten sonra vücut içinde karşılaştığı bir elektronla çarpışarak (Şekil 3) yok olur. Bu süreçte birbirine zıt yönlerde (neredeyse 180°) enerjisi 511 keV olan iki g- fotonu üretilir (Annihilasyon olayı/yok olma).

Dedektöre çarpan g- fotonları yaklaşık 10-20 ns'de PET kameralarındaki sintilasyon kamerası tarafından dedekte edilir. Sintilatörün yapıldığı kristal madde fotonlardan gelen enerjiyi soğurarak, görünür (ışık) radyasyon bölgesinin fotonlarını içeren enerjiye çevirir. Daha sonra gerekli ara dönüştürücü fotosensör gibi birimlerle bu enerji elektrik sinyale çevrilerek görüntü oluşturmak için kullanılır (30).



Şekil 2: Glikoz (sol) ve ¹⁸F-Florodeoksiglukoz (sağ) radyoaktif-pozitron yayıcı izotop.



Şekil 3: Elektron-pozitron annihilasyonu temeline dayanan Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) sistemi

FDG Tutulumu

¹⁸F-FDG-PET'in onkolojide kullanımı, iyi huylu ve kötü huylu dokulardaki glikoz metabolizmasının farklı oranlarına dayanmaktadır. Glikozun uyardığı insülin salgılamasında düzenleyici enzim görevi yapan heksokinaz enzimi glikozu karbon atomunda hidroksil grubu yerine fosfat ihtiva eden glukoz 6-fosfata çevirir. Enjeksiyondan sonra ¹⁸F-FDG glikoz taşıyıcı membran proteinler tarafından hücrelere taşınır. Kanser hücrelerinde ¹⁸F-FDG'yi, ¹⁸F-FDG-6 fosfata çeviren heksokinaz enzim aktivitesi artmaktadır. Bu sonuç ürün, hücre dışına çıkamadığından oluşan fazlalık (tutulum veya birikim) oranı, kanserli ve kanserli olmayan hücreler için karşılaştırılır.

Tümörlerdeki FDG tutulum hızını ve/veya toplam miktarını ölçmek için çeşitli yöntemler vardır. PET tarayıcıları, doğrudan FDG konsantrasyonuna bağlı olan in vivo (vücut içi) radyoaktivite konsantrasyonunu ölçmek için tasarlanmıştır. FDG tutulumunun göreceli bir ölçüsü olarak yaygın olarak Standartlaştırılmış Alım Değeri (SUV) kullanılır (31). ¹⁸F-FDG-PET-BT görüntüleme "fizyolojik sınırlar içinde FDG tutulumu" incelenen o bölgede FDG tutulum miktarının, normal sağlıklı doku için beklenen aralıkta olduğu anlamındadır.

Standartlaştırılmış Alım Değeri (SUV)

İlgilenilen bölgenin birim hacmi başına olan aktivitenin (ROI), tüm vücut hacmi başına aktiviteye oranı olarak tanımlanan (yarı kantitatif analiz) SUV birimi olmayan nükle-

er tıp terimidir. Hasta kan glikoz düzeyi, enjeksiyon sonrası geçen bekleme süresi (50-70 dakika) ve ilgilenilen bölge alan (ROI=Region of Interest) faktörlerinden etkilendiğinden SUV aşağıdaki gibi göreceli olarak tanımlanabilir (32).

Bir radyoaktif maddenin saniyede bozulan sayısı olan aktivite miktarının birimi Curie (Ci) veya Becquerel (Bq)'dir. 1 Ci = 3,7 x 10¹⁰ Bq

Her doku için farklı fizyolojik değerlerin olmasına rağmen, genel olarak, SUV değeri eşik değeri kabul edilen 2, 5'tan daha büyükse (SUV>2,5) normal olmayan bir durum (kansere şüphesi) olarak değerlendirilmektedir. Ancak göreceli tanı için kullanılsa bile pek çok iyi huylu enfeksiyöz/inflamatuvar süreç, yüksek bir SUV değeri yani önemli miktarda FDG tutulumu gösterebilir ve bunun tersine, sessiz veya yavaş büyüyen malign süreç, minimum düzeyde alım ve düşük SUV değerlerine sahip olabilir. Tarama ve enjeksiyon arasındaki süre, hasta ağırlığının ölçümü, şırınga artık doz aktivite ölçümü, görüntü kalitesi optimizasyonu, kalibrasyon ve görüntü analizi tam olarak yapılmadığı takdirde SUV>2,5 değerinin kanser tanısında kullanımı geçersiz olabilmektedir (33-35).

Tedavi yanıtının değerlendirilmesi amacıyla ¹⁸F-FDG-PET-BT görüntüleme tekrarı için kanserli hastalarda, kemoterapi sonrası 2 veya 3 hafta, radyoterapi sonrası en az 2 ay, tedavi süreci etkisinin azalması için bekleme süresi öngörülmektedir. Non-Hodgkin Lenfoma (NHL) teşhisi konulan hastanın 21 günlük periyotlarla planlanan R-CHOP protokollü kemoterapi tedavisi uygulama öncesi kanserin yaygınlığının belirlenmesi ve 3. kemoterapi sonrası (izlem süreci) ¹⁸F-FDG-PET-BT görüntüleri, sırasıyla, Şekil 4 (A ve B) ve Şekil 4 (C ve D)'de verilmiştir.

Kemoterapi öncesi alınan görüntülerde (Şekil 4A, B) T4 vertebra hizasında sol parevertebral alan yerleşimli yumuşak doku lezyonu boyutu 39x15mm ve SUV_{maks}:13,8 olarak belirlenmiştir. 3 kür kemoterapi sonrası (Şekil 4D) lenf modunda tutulum görülmemesi /SUV değerlerinin fizyolojik sınırlar içinde olmasıyla/ hastanın tedaviye tam metabolik yanıt verdiği olarak raporlanmıştır.

MRG

Bir atomun çekirdeği etrafındaki kimyasal olayları anlayabilmek için güçlü manyetik alan ve radyo dalgaları bölgesinde düşük enerjili fotonların kullanımıyla, atom çekirdeğinin manyetik özelliklerine bağlı olarak elektromanyetik sinyal üretmesi fiziksel olgusu Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) olarak bilinir. Eş zamanlı ve bağımsız olarak NMR kavramını geliştiren İsviçreli fizikçi Felix Bloch ve Amerikalı fizikçi Edward Purcell, 1952'de Nobel Fizik Ödülü'nü paylaşmıştır.

$$SUV = \frac{C(t)}{D_i \cdot x_d} W = \frac{\text{İlgili alandaki radyoaktivite konsantrasyonu} \left(\frac{mCi}{mL} \right)}{\text{Enjekte edilen radyoaktivite dozu} \left(\frac{MCi}{\text{kütle} (g)} \right) \cdot \text{Doz azalması düzeltme faktörü}} \cdot \text{Vücut kütle} (g)$$



Şekil 4: Kemoterapi öncesi PET-BT görüntüleri **A)** artmış FDG tutulumu ve **B)** artmış tutulumdaki füzyon görüntüsü. Kemoterapi sonrası PET-BT görüntüleri **(C ve D)** FDG tutulumları kaybolmuştur.

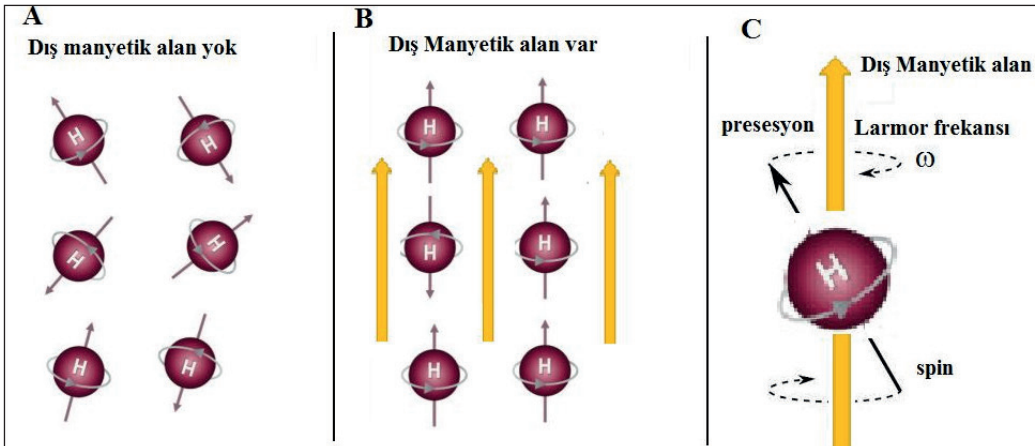
MRG özellikle yumuşak doku patolojilerini ayrıntılı saptayabilen duyarlılığı yüksek, iyonize radyasyon kullanmayan, NMR fizik olayı temeline dayanan, zararsız bir radyolojik görüntüleme tekniğidir. Görüntülemeyi oluşturmak için manyetik alan ve radyo dalgaları kullanılmaktadır. MRG' de bazen radio dalgaları kavramı yerine radyo frekans (RF) kullanılabilir. 1973'te MRG alanındaki çalışmalarından dolayı, Amerikalı kimyacı Paul Lauterbur 2003 Nobel Fizyoloji veya Tıp Ödülü'nü almıştır.

Manyetik alan üretici birim, cihazdan cihaza değişmekle beraber, düşük alanlı sistemler, 0,5 Tesla ve yüksek alanlı sistemler 3,0 ve 7,0 Tesla büyüklüğünde manyetik alan uygulayabilir. Tesla (T) manyetik alanın yoğunluğunu belirleyen birimdir. $1T=10000$ Gauss (G). Dünyanın manyetik alanı yaklaşık $0,5 \text{ G} = 50 \text{ mikroT}$ olduğu düşünüldüğünde, $1,5 \text{ T}$ 'lık bir MRG cihazında bunun 50.000 katı yüksek manyetik alan etkisinde olacak hastanın ağızdaki takma dişler ve hatta telli maskeler dâhil tüm metal objelerden arınması gerekir.

MRG Çalışma Prensibi

MRG sisteminde hastanın etrafında sabit manyetik alan oluşturmak için çok güçlü bir mıknatıs kullanılır. İnsan vücudunun çoğu iki hidrojen (H) ve oksijen (O) içeren su moleküllerinden oluşmuştur. Ayrıca proteinler, yağ dokularında hidrojen içermektedir. H atomunun çekirdeğinde kendi eksenini etrafındaki hareketi (spin) nedeniyle zayıf manyetik alan yaratan yani magnet gibi davranan pozitif yüklü bir proton vardır. MRG' de milyonlarca proton magnetlerin davranışına bakılmaktadır (7).

H çekirdeklerinin yarattığı net manyetik alan rastgele yönelmediğinden magnetizasyon (M_0) sıfırdır (Şekil 5A). Dış güçlü bir manyetik alan uygulandığında vücuttaki protonların çoğunluğu sanki bir pusula iğnesi gibi uygulanan manyetik alanla aynı yönde (paralel) dizilmek isterken bazı protonlarda dış manyetik alanın tersi yönünde dizilir (antiparalel) (Şekil 5B). Bu zıt yönlerde diziliş sonrası oluşan net manyetizasyon (fark) dış uygulanan dış manyetik alanla paraleldir



Şekil 5: Dış manyetik alanda proton yönelmeleri ve presesyon hareketi.

ve dokunun miknatıslanmasına neden olur. Bu olay hasta tarafından hissedilmeyen bir durumdur.

Protonlar, hem manyetik alanın etkilediği kuvvet, hem de kendi etrafındaki dönüş hareketi (spin) nedeniyle topaç hareketine benzetilen presesyon hareketini (Şekil 5C), manyetik alanın büyüklüğüne bağlı belirli bir frekansta yapar (w salınım-Larmor frekansı). Bu frekanslar elektromanyetik radyo dalgaları (RF) bölgesine ait frekans aralığındadır. Eğer hastanın incelenen bölgesine sistemde kullanılan manyetik alana göre ayarlanan frekansta radyo dalgaları gönderilirse, protonlar uygun olan frekanstaki elektromanyetik enerjiyi soğurur (Manyetik Rezonans). Örnek vermek gerekirse 1,5 Tesla için, hidrojen rezonans frekansı 63,87 MHz ve 3,0 Tesla için 127,74 MHz olarak hesaplanmıştır.

Soğrulan enerji proton dönüş hareketini değiştirir. Protonlar bir süre sonra tekrar eski durumuna döndüğünde (relaksasyon) aldığı radyo dalga enerjisini aynı frekansta ortama geri yayar. Bu sinyaller vücutta protonların tam yerine ve durumlarına ait bilgi içerir ve görüntü oluşturmak için dedekte edilir. Radyo dalgalarının gönderimi kesildiğinde farklı dokulardaki protonlar farklı zamanlarda tekrar eski konumlarına döner. Farklı tip dokulara farklı frekanslı sinyaller gönderildiğinde, milyonlarca proton hareketi detaylı görüntü oluşmasına yardım eder. Analiz için sinyal şiddeti, sinyalin sönüş süresi ve protonların eski hâline dönüş süre farklılıklarından yararlanılır.

MRG sisteminde her iki tarafı açık tünel biçiminde gantri birimi, sistem içine yerleştirilmiş manyetik alan üreten magnet, farklı eksenlerde manyetik alanı değiştirebilen gradient sarmallar, RF üretici (klinik MRG için frekanslar 10-150 MHz) ve hareketli hasta yatağı bulunur (Şekil 6) (36). Üretilecek manyetik alanın mutlaka homojen olması yani tüp içinde her yerde aynı büyüklük ve yönde olması gerekmektedir.

Kontrastlı MRG

Patolojik ve normal doku ayrımı, değişik lezyonların ayrımının detaylı MR görüntülenmesi için, FDA tarafından onaylanan lantanit grubundan nadir toprak elementi olan

gadolinyum (Gd) ($Z=64$) içeren kontrast ajanı kullanılmaktadır (37,38). Dünyada her yıl 30 milyondan fazla Gd içeren ajanlı MR görüntüleme yapılmaktadır.

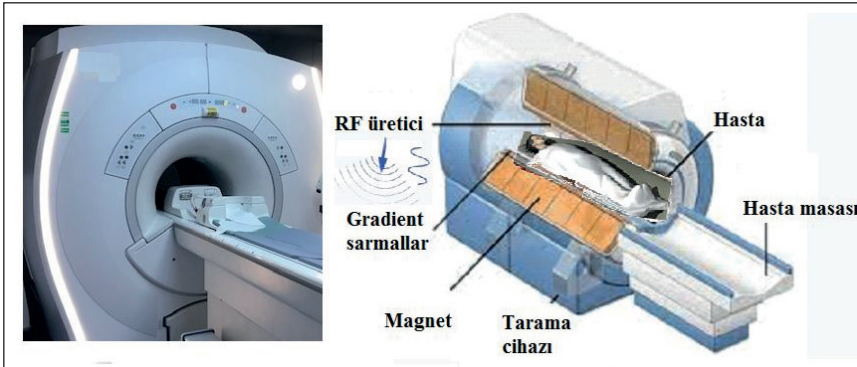
Reaktör nükleer yakıt zincirinde nötron soğurucu olarak ve kırma indisi yüksek olduğundan özel optik cam yapım sürecinde Gd kullanılmaktadır. Oda sıcaklığında 293 K (20°C) ferromanyetik olmasına rağmen, bu sıcaklığın üstünde süper paramanyetik özelliği gösteren Gd tek başına oldukça toksiktir. Bu nedenle kontrast ajanlarında Gd iyon halinde bulunur. MRG'de Gd^{+3} içeren şelatlar kontrast ajanı olarak kullanılmaktadır. Şelat (yunanca pençe) metale bağlanma özelliği olan moleküldür. Gd içeren ilk kontrast ajanının klinik kullanımına 1988 yılında izin verilmiştir. Gd içeren ajanın belirli bir dokudaki konsantrasyonu, ajanın oradaki emilimine, manyetik alan büyüklüğüne ve Gd'un elektriksel yüküne bağlıdır. Konsantrasyon direkt olarak relaksasyon zamanı ile ilgilidir ve ajan kullanımı, dokudan gelen MR sinyal şiddetini artırmaktadır.

Kontrast ajanla alınan MRG görüntülerde özellikle yumuşak dokularda değişiklikler ve farklılıklar tespit edilebilir. Ajanlar çevredeki doku ortamlarıyla etkileşime girdiğinde bir veya daha fazla fizikokimyasal özelliğini dinamik olarak değiştirmektedir. PET-BT görüntüleri verilen (Şekil 4) NHL teşhisi hasta için normal ve kontrastlı MR görüntüleri (1,5T) Şekil 7'de verilmiştir.

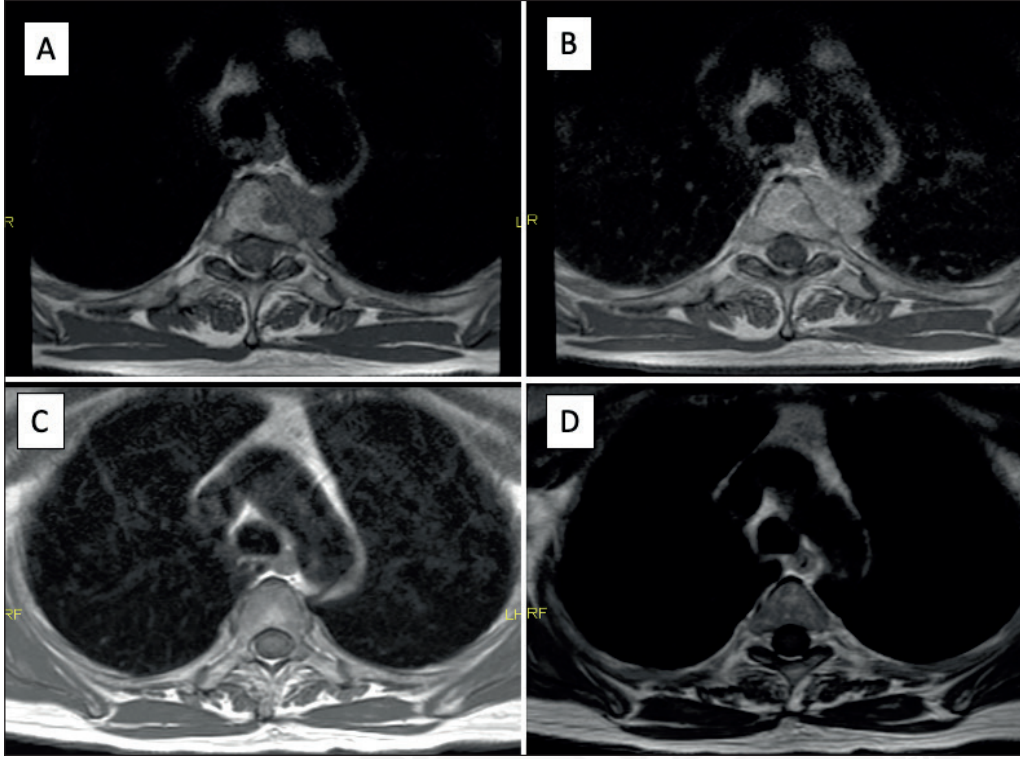
Kemoterapi öncesi alınan MR görüntülerde örneğin T4 vertebra hizasında sol parevertebral alan yerleşimli yumuşak doku lezyonu boyutu (36x20 mm), PET-BT görüntü değerlendirilmesi ile verilen sonuca oldukça yakın iken, 3 kür kemoterapi sonrası alınan MR görüntülemeye ise PET-BT görüntülerde tutulma gözlenmeyen (18x7 mm boyutlarında yoğun konsantrasyonlu) kalıntı hastalık bulguları izlenmiştir.

BT, PET ve MRG Avantajları ve Dezavantajları

BT'nin önemli bir avantajı, anatomik ayrıntıları görselleştirmek için gerekli olan 12- 50 μm yüksek uzaysal çözünürlüğüdür. Ancak BT'nin radyasyon dozu yüksek ve yumuşak



Şekil 6. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemi ve iç şema (36).



Şekil 7: MR Görüntüleri.
Kemoterapi öncesi
A) kontrastsız
B) kontrastlı
Kemoterapi sonrası
C) kontrastsız
D) kontrastlı

doku kontrastı zayıftır. PET'te daha yüksek çözünürlüklü görüntüler sayesinde incelenen konuma ait bilgi artar, ancak daha maliyetlidir. BT ve MRG 'ye göre klinikte hasta hazırlanma süresi uzundur.

PET taraması pozitronları kullanarak organda veya dokuda hücresele seviyede metabolik değişimleri gösterirken, MRG, zararlı olmayan manyetik alan/ radyo dalgaları kullanarak organ ve dokularda anatomik (boyut- konum) değişimleri belirleyebilen ancak maliyeti yüksek bir tekniktir. Yüksek yumuşak doku kontrast çözünürlüğü olan kontrastlı MRG tekniği ile moleküler/metabolik değerlendirme yapılabilen ¹⁸F PET-BT tekniği, birbirlerini tamamlayıcı bilgiler sağlamaktadır.

Aynı hastada tedavi öncesi teşhis ve tedavi sonrası izlem sürecini doğru değerlendirmek için tüm görüntülemeler mümkünse aynı cihazlarda ve benzer koşullarda yapılmalıdır. Görüntüleme protokollerinin standartlaşması çok önemlidir (39).

Hasta Açısından Klinik Uygulama Süreci

BT ve PET-BT ve MRG Ortak Süreç

- Tetkik öncesi hastanın 4-6 saat aç olması tercih edilir.
- Hastada takma diş protez dahil, hiç bir metal aksesuar olmamalıdır.
- Hastanın yattığı motorize masa yuvarlak boşluğa doğru ilerleyebilmektedir ve süreç başladığında BT cihazının dönmelerinden kaynaklanan sesler duyulacaktır.

- Hasta görüntü kalitesinin bozulmaması için kesinlikle hareket etmemelidir.
- BT için süreç 15-20 dakika, PET- BT için süreç yaklaşık 2-3 saat sürerken, MRG için süre görüntü alınacak alana ve kontrast ajan kullanımına bağlı olarak 15-60 dakika sürmektedir.

PET-BT Süreci

Tarama kalitesini artırmak için hastaya yeteri kadar sıvı alması önerilmektedir.

- Hasta yanında 1,5 L'lik su bulundurulması.
- Öncelikle hastanın parmak ucundan alınan kanla glikoz seviyesi ölçülmektedir. Glikoz seviyesi uygunsa yağ doku ve iskelet kaslardaki tutulumunu azaltmak için sıcaklığı belirli bir derece olan kapısı kapalı, sessiz bir odada yaklaşık bir saat beklenmekte ve içine ilaç katılan suyun bir bardak kalıncaya kadar içilmesi istenmektedir.
- Belirli bir bekleme süresi sonunda, damar yolu ile radyoaktif madde enjeksiyonu
- Son kalan bir bardak suyun içilmesi, tarama öncesi mesanenin boşaltılması ve ardından PET- BT tarama başlaması.
- Süreç 20-25 dakika, Tarama sona erdiğinde yaklaşık 5-10 dakika bekleme süresi sonrası görüntü onaylanırsa işlem tamamlanmıştır.
- İşlemler bittikten sonra vücuttan radyoaktif yayılım nedeniyle dikkat edilmesi gerekir. İşlemler sonrası yeme içme konusunda bir sınırlama yoktur.

Medikal Görüntüleme Teknolojisinin Geleceği Nedir?

Yüz tanıma, sürücüsüz araçlar ve ses tanımadaki kullanılan makine öğrenimi, medikal uygulamalar için heyecan verici bir potansiyele sahiptir. Yapay zekânın (Artificial Intelligence, AI) bir biçimi olan makine algoritmaları, tahminlere yönelik modeller oluşturmak için bilinen veri kümelerini kullanmaktadır. Makina öğreniminin bir uygulaması olan bilgisayar destekli teşhis (CAD), geleneksel teşhislerden daha ileri ve farklı olarak, kendi matematiksel model algoritmaları kullanır.

Araştırmacılar yapay zekâ, artırılmış gerçeklik ve holografik görüntüleme gibi teknolojilerle medikal görüntüleme tekniklerini geliştirmeye devam etmektedir. Radyolojide yapay zekâ kullanımı, 2015'teki çok az kullanıma kıyasla 2020'de %30'a yükselmiştir. Mobil teknolojinin, makine öğreniminin ve bulut tabanlı verilerin daha da gelişmesiyle kapsamlı ve daha hızlı ve hatası az yorumlar yapılabilecektir

Taşınabilir BT, 3D US cihazları, kablosuz taşınabilir dijital röntgen cihazları gibi yenilikçi sistemlerin gelişi de önümüzdeki yıllarda tıbbi görüntüleme pazarının gelişmesine katkıda bulunacaktır. Son yıllarda hastadan gelen sinyalleri saptayan dedektörlerin geliştirilmesi daha iyi görüntüleme için umut vermektedir. Örneğin X-ışınlarını direkt elektrik sinyale çeviren foton sayıcı dedektörleri, elektronik gürültü olmadan, geliştirilmiş kontrast-gürültü oranıyla, yüksek uzaysal çözünürlükte BT verileri sağlamaktadır. Bu dedektörler aynı zamanda kontrast madde dozunun azaltılmasını da sağlayacaktır. Vücudun maruz kaldığı kimyasal etkileri azaltmak, mükemmel görüntü elde etmek ve birçok görüntü sisteminde ortak kullanımlı olabilecek nanoparçacık içeren ajanlar üzerinde çalışmalar hızla devam etmektedir.

BT, PET, MRG ve US medikal görüntüleme sistemleri hastalıklı ve hastaliksız dokular arasında ayırım yapabilmektedir. PET moleküler görüntüleme olarak bilinmekte ancak dokulardaki makro moleküllerin hastalık durumunda (örneğin DNA, protein gibi) kimyasal yapılarında ne değiştiği ya da hastalığa hangi moleküldeki ne tür bir değişimin sebep olduğu yönündeki sorularına tam cevap vermemektedir. Bu tür sorulara cevap veren ve tamamen zararsız olan infrared ve Raman moleküler spektroskopi sistemlerinin ve fiber optik tekniklerin vücut içi veri alabilecek düzeyde geliştirilmesi, hastalığın gerçek zamanlı teşhisi ve canlı dokunun yerinde değerlendirilmesi için gelecekte en önemli klinik araçlardan olacaktır.

Teşekkür

Makalenin gelişmesine katkı veren Sayın Editör ve Sayın Hakemlere teşekkür ederiz.

Yazar Katkı Beyanı

Yazı Fikri: **Sevgi Haman Bayarı**, Tasarım: **Sevgi Haman Bayarı, Serkan Akın**, Analiz, Yorum ve Yazım: **Sevgi Haman Bayarı, Serkan Akın, Murat Tuncel**.

Çıkar Çatışması

Çalışmayla ilgili çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Finansal Destek

Çalışmamız için herhangi bir finansal destek kullanılmamıştır.

Hakemlik Süreci

Kör hakemlik süreci sonrası yayınlanmaya uygun bulunmuştur.

KAYNAKLAR

1. Market.Us, Erişim: <https://www.globenewswire.com/en/newsrelease/2023/05/17/2670669/0/en/Medical-Imaging-> Atf: 07.09.2023
2. Langer A. A systematic review of PET and PET/CT in oncology: a way to personalize cancer treatment in a cost-effective manner? BMC Health Serv Res 2010;10:283.
3. Kircher MF, Willmann JK. Molecular body imaging: MR imaging, CT, and US. part I. principles. Radiology 2012;263(3):633-643.
4. Grover VP, Tognarelli JM, Crossey MM, Cox IJ, Taylor-Robinson SD, McPhail MJ. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. J Clin Exp Hepatol 2015;5(3):246-255.
5. Aydoğdu A, Aydoğdu Y, Yakıncı ZD. Temel radyolojik inceleme yöntemlerini tanıma. İnönü Üni Sağlık Hizmetleri MYO Dergisi 2017;5(2):44-53.
6. Demir M. PET-MR Pozitron Emisyon Tomografisi/ Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Teknik Özellikler, Nükleer Tıp Seminerleri 2017; 1: 5-11.
7. Yüksel, Z. Manyetik rezonans görüntüleme fizik temelleri ve sistem bileşenleri. Black Sea Journal of Engineering and Science 2019;2(2):57-65.
8. Kumrular R K, Polat A. Klinik Uygulamalarda İleri Biyomedikal Görüntüleme Teknolojileri. Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi 2021;23:207-221.
9. Hussain S, Mubeen I, Ullah N, Shah SSUD, Khan BA, Zahoor M, Ullah R, Khan FA, Sultan MA. Modern diagnostic imaging technique applications and risk factors in the medical field: a review. Biomed Res Int 2022;5164970.
10. Yıldızhan, İ, Öztürk H, Çetin, E, Arslan, B C, Alicioğlu B, Cömert F, Arıbaş BK. COVID-19: CO-RADS kategorik değerlendirme sistemi ile toraks bilgisayarlı tomografi görüntülemenin tanısal değerinin araştırılması. Batı Karadeniz Tıp Dergisi 2022;6: 38-47.
11. Tekemen Ş, Özer CM, Atalar K, Yılmaz Kayatekin, AZ. Foramen infraorbitale'nin üç boyutlu rekonstrüksiyon yöntemi ile değerlendirilmesi. Batı Karadeniz Tıp Dergisi 2021;5: 94-100.
12. Busey JM, Soine LA, Yager JR, Choi E, Shuman WP. Patient knowledge and understanding of radiation from diagnostic imaging. JAMA Intern Med 2013;173(3):239-241.
13. Ribeiro A, Husson O, Drey N, Murray I, May K, Thurston J, Oyen W. Ionising radiation exposure from medical imaging - A review of Patient's (un) awareness. Radiography (Lond. 2020;26(2):e25-e30.
14. Kişioğlu, SV, Yılmaz, G. Kronik radyasyon maruziyetinin mean platelet volüm (MPV) üzerine etkileri. Batı Karadeniz Tıp Dergisi 2021;5:360-365.

15. Uslu Erdemir R, Salihoğlu YS. F-18 FDG ile PET/BT görüntüleme yapılan hastaların taburculuğu sırasında çevresel radyasyon güvenliği. *Batı Karadeniz Tıp Dergisi* 2022;6:373-377.
16. Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, Lubin JH, Preston DL, Preston RJ, Puskin JS, Ron E, Sachs RK, Samet JM, Setlow RB, Zaider M. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2003;100(24):13761-13766.
17. Azman RR, Shah MNM, Ng KH. Radiation safety in emergency medicine: balancing the benefits and risks. *Korean J Radiol* 2019; 20(3): 399-404.
18. Canbaz Tosun F. Tiroit sintigrafisi. *J Exp Clin Med* 2012; 29(4S): 289-300.
19. Bocage AEM. Procède et dispositifs de radiographie sur plaque en mouvement [Moving plate radiography process]. 1921; French Patent No. 536,464 (in French)
20. Kalender WA. Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications, 2nd ed. Wiley, New York;2006
21. Bercovich E, Javitt MC. Medical imaging: from roentgen to the digital revolution, and beyond. *Rambam Maimonides Med J* 2018;9(4):e0034.
22. Lira D, Padole A, Kalra MK, Singh S. Tube potential and CT radiation dose optimization. *AJR Am J Roentgenol* 2015;204(1):W4-10.
23. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *New Eng J Medicine* 2007;357(22):2277-2284.
24. Worth T. Cancer threat from CT scans. *AJN* 2010;110(3):18.
25. Kara, Ü. Pediatrik hasta grubu bilgisayarlı tomografi uygulamalarında organ dozlarının hesaplanması. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi* 2018;(13):13-16.
26. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents - topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics* 2002;22:1541-1553.
27. Atli E, Kiliçer A, Uyanık S, Oguslu U, Cenkeri H. Ardışık toraks ve abdomen BT tetkiklerinde tarama uzunluğu ve radyasyon doz parametrelerinin karşılaştırılması, Afyon Kocatepe Üni Kocatepe Tıp Dergisi 2021;22(4):278- 281.
28. Wahl R, Hutchins G, Bushsboam D, Liebert M, Grossman H, Fisher S. 18F-2-deoxy-2-fluoro-D-glucose uptake into human tumor xenografts: feasibility studies for cancer imaging with positron emission tomography. *Cancer* 1991;67:1544-1550.
29. Vansteenkiste JF, Stroobants SG. The role of positron emission tomography with 18F-fluoro-2-deoxy-D-glucose in respiratory oncology. *Eur Respir J* 2001;17(4):802-820.
30. Berger A. How does it work? Positron emission tomography. *The BMJ* 2003;326(7404):1449.
31. Altuntuzcu Ş. 18-FDG PET/CT ile belirlenen kahverengi yağ dokusu glukoz uptake'i ile açlık kan glukozunun ilişkisi. *Türkiye Diyabet ve Obezite Dergisi* 2019;3:145-148.
32. Thie JA. Understanding the standardized uptake value, its methods, and implications for usage. *J Nucl Med* 2004;45:1431-1434.
33. Boellaard R, Krak NC, Hoekstra OS, Lammertsma AA. Effects of noise, image resolution, and ROI definition on the accuracy of standard uptake values: a simulation study. *J Nucl Med* 2004;45(9):1519-1527.
34. Kinahan PE, Fletcher JW. Positron emission tomography-computed tomography standardized uptake values in clinical practice and assessing response to therapy. *Semin Ultrasound CT MR*. 2010;31(6):496-505.
35. Soydal Ç, Burak Z, Uçmak G, Bozkurt MF, Atasever T, Demirci E, Ak Sivrikoz İ. F-18 FDG PET/BT Onkolojik Uygulama Kılavuzu. *Nucl Med Semin* 2020;6:339-357.
36. Coyne K. MRI: Guided Tour, Erişim : <https://nationalmaglab.org/magnet-academy/read-science-stories/science-simplified/mri-a-guided-tour/> [Atıf: 10 Eylül 2023]
37. Ibrahim MA, Hazhirkarzar B, Dublin AB. Gadolinium Magnetic Resonance Imaging. 2023 Jul 3. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan.
38. Dokumacı DŞ. Manyetik rezonans görüntüleme kontrast maddeleri ve yan etkileri. *Harran Üni Tıp Fakültesi Dergisi* 2012;9(3):119-125.
39. Aydos U, Atay LÖ. Onkolojik hastalarda tedavi yanıtının değerlendirilmesinde PET/MR. *Nucl Med Semin* 2021;7:220-235.