



Nükleer Kardiyolojide Yeni Görüntüleme Sistemleri ve Yazılımlar

New Imaging Technologies and Software in Nuclear Cardiology

Hasan Gülbiçim¹, Aziz Rasim Yusuf²

¹Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Samsun, Türkiye

²Doğu Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Gazimağusa, KKTC

Öz

Nükleer Tıp görüntüleme teknolojisindeki yazılımsal ve donanımsal ilerlemeler, özellikle nükleer kardiyoloji alanında büyük bir rol oynamıştır. Bu alanda tek foton emisyon tomografisi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografisinin (PET) bilgisayarlı tomografi ile birleştirildiği hibrit görüntüleme sistemleri yaygın bir şekilde kullanılmakta olup, son zamanlarda manyetik rezonans (MR) görüntüleme bileşenli (PET/MR) hibrit sistemleri de piyasaya sunulmuştur. Bunlardan başka geliştirilen yeni ve yüksek verimli dedike kalp SPECT kameraları miyokart sintigrafilerinde daha fazla tercih edilen görüntüleme modalitesi olmuştur. Bu sistemlerde tercih edilen katı hal detektörleri ve yeni kolimatör tasarımları radyasyon dozlarının azaltılmasına ve görüntü kalitesinin iyileştirilmesine önemli katkılar sağlamıştır. Ayrıca bu sistemlerdeki donanımsal teknolojilere paralel olarak yazılım teknolojilerinde de büyük ilerlemeler yaşanmıştır. Yüksek çözünürlüklü algoritmalar ve yapay zeka tabanlı yazılımların söz konusu görüntüleme sistemlerine entegrasyonu bu alanda önemli bir sıçrama noktası olmuştur. Geliştirilen model tabanlı yeni algoritmalar nükleer kardiyoloji görüntüleme sistemlerindeki veri analizini optimize ederek daha hızlı ve doğru teşhisler konulmasına olanak tanımıştır. Bu makalede, günümüz Nükleer Tıp görüntüleme sistemlerindeki yazılımsal ve donanımsal ilerlemeler ve bunların özellikle nükleer kardiyoloji alanına katkılarının sunulması amaçlanmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Nükleer kardiyoloji, sintigrafi, görüntü rekonstrüksiyonu, yazılımsal ve donanımsal ilerlemeler

Abstract

Software and hardware advancements in Nuclear Medicine imaging technology have played a pivotal role, particularly within the domain of nuclear cardiology. Hybrid imaging systems, combining single photon emission computed tomography (SPECT) and positron emission tomography (PET) with computed tomography, are extensively utilized in this field. Recently, PET/ magnetic resonance (MR) hybrid systems including MR imaging component have also been introduced to the market, showcasing the continual evolution of imaging modalities. Moreover, there is a notable preference for newly developed high-efficiency dedicated cardiac SPECT cameras in cardiac scintigraphy. The incorporation of solid-state detectors and innovative collimator designs in these systems has significantly contributed to the reduction of radiation doses and simultaneous improvement of image quality. In tandem with hardware advancements, substantial progress has been made in software technologies. The integration of high-resolution algorithms and artificial intelligence-based software into these imaging systems represents a noteworthy breakthrough. Newly developed model-based algorithms have been instrumental in optimizing data analysis in nuclear cardiology imaging systems, leading to expedited and more accurate diagnoses. This review aims to present an overview of the software and hardware advances in current Nuclear Medicine imaging systems, emphasizing their contributions to the field of nuclear cardiology.

Keywords: Nuclear cardiology, scintigraphy, image reconstruction, software and hardware advances

Yazışma Adresi/Address for Correspondence

Hasan Gülbiçim, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Samsun, Türkiye
E-posta: hasanglbcm@gmail.com ORCID ID: orcid.org/0000-0003-4518-2509



Copyright© 2024 Yazar. Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright© 2024 The Author. Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Nuclear Medicine Society.
This is an open access article under the Creative Commons AttributionNonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş

Nükleer Tıp görüntüleme, vücuda çoğunlukla intravenöz yoldan uygulanan radyonüklit işaretli farmasötik ajanlardan gelen fotonları algılayarak görüntüler oluşturma yöntemidir. Bu radyofarmasötikler, doku veya organlardaki fizyolojik fonksiyonları tespit etmek için belirli bir hedefe yönlendirilecek şekilde tasarlanmıştır. Görüntüleme teknikleri, dedektöre gelen gama ışınlarının algılanmasına ve bu ışınların yayılımının noktasal koordinatlarının belirlenmesine dayanır. Görüntüleme, kamera tarafından dedekte edilen her bir fotonun enerjisini belirlemek ve ayrıca birincil olaylar ve saçılma nedeniyle meydana gelen ikincil olaylar arasında ayırım yapabilmek önem arz etmektedir.

Nükleer Tıpta gama kamera, tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi çeşitli modalitelerle birlikte bunların bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme cihazlarını içeren hibrit bileşenleri (SPECT/BT, PET/BT ve PET/MR) Nükleer Tıp görüntüleme cihazları olarak kullanılmaktadır. Bu cihazlar, organların hem iki boyutlu “planar” görüntüsünü hem de üç boyutlu “tomografik” görüntüsünü gösterebilecek biçimde tasarlanmıştır. Bunun yanında hibrit sistemlerle birlikte morfolojik görüntüleme imkanı sunarak fizyolojik bulguların anatomik lokasyonu hakkında da detaylı bilgiler sunmaktadır.

Günümüzün modern kameraları, dijital sinyal işleme tekniklerine ve yüksek performanslı yazılımlara dayanan donanımsal ve yazılımsal çözümlerle birlikte sunulmaktadır. Bu çözümlerle, uzaysal çözünürlük iyileştirmesi, görüntü azaltma, foton saçılım ve foton azalım düzeltmeleri, hasta dozunun düşürülmesi ve daha kısa tarama süresi gibi avantajlar sağlanabilmektedir. Ayrıca günümüzde çok çekirdekli işlemcilerle sahip bilgisayar ve bilgisayar kümelerinin yer aldığı görüntüleme sistemleriyle paralel görüntü işleme algoritmalarının ve yazılımlarının kullanılmasına olanak sağlanmış ve bu sayede görüntü rekonstrüksiyon işlemlerindeki hesaplama hızları da önemli ölçüde artırılmıştır.

Tarih boyunca, özellikle nükleer kardiyoloji alanında, radyonüklit teknolojisinin, görüntüleme araçlarının ve hesaplama tekniklerinin gelişimi sürekli olarak evrim geçirmiştir; çünkü kardiyak çalışmalarındaki miyokart perfüzyon sintigrafilerinin (MPS) ana dezavantajlarından biri, görüntü kalitesini korumak ve radyasyon dozunu kontrol altında tutmak için gereken

uzun tarama süresidir. Bunun sonucunda sistemsel ve hasta kaynaklı nedenlerle oluşan görüntü artefaktları doğru tanı koyma noktasında zorluklar yaşatmaktadır. Bu uzun prosedürler ve zorluklar, hastaların konforu ve laboratuvar verimliliği üzerinde ek negatif etkilere sahiptir (1). Bu nedenle, Nükleer Tıpta kullanılan görüntüleme modaliteleri son yıllarda sofistike yazılım algoritmalarının, iteratif (tekrarlayıcı) rekonstrüksiyon yöntemlerinin ve yapay zeka entegrasyonunun geliştirilmesine tanık olmuştur. Bütün bu gelişmelerin hepsi tanı doğruluğunu artırmaya, çekim süreç ve analizlerini hızlandırmaya, hasta dozunu azaltmaya ve kişiye özel hasta bakımına katkıda bulunmuştur. Bugün nükleer kardiyoloji, kardiyovasküler görüntülemenin dinamik ve ayrılmaz bir bileşeni olarak durmakta ve daha doğru, verimli ve hasta odaklı sağlık çözümlerinin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu derlemede, nükleer kardiyoloji alanında kullanılan yeni görüntüleme sistemleri ve yazılımlardaki en son gelişmelerin sağlık profesyonellerine ve okuyuculara aktarılması amaçlanmaktadır.

Donanımsal Yenilikler

Nükleer Tıp uygulamalarında, görüntülemesi yapılan organ veya dokudaki (bundan sonra organ denilecektir) radyofarmasötik tutulum bölgeleri görüntülenerek; organın sorumlu olduğu fonksiyonu yerine getirmesi, fonksiyonu yerine getirme miktarı gibi bilgiler elde edilmektedir. Kalitatif ve kantitatif özellikteki fonksiyonel bilgiler radyofarmasötikten doğrudan gama bozunumu sonucu veya annihilasyon etkileşimi yapacak olan pozitron salınımının dolaylı olarak oluşturduğu gama fotonlarının dedektörde durdurularak görüntüye dönüştürülmesi sayesinde elde edilir. Nükleer Tıp uygulamalarında sistemlerden beklenen başlıca özellikler enerji ayırma gücü, uzaysal rezolüsyon (uzaysal ayırma gücü) ve sayım hassasiyetinin yüksek olmasıdır. Genel bir kavram olan ayırma gücü, ifade edilmek istenen özelliğin (örneğin; enerji, frekans, objeler arasındaki uzaysal mesafe vb.) iki farklı değerinin görüntüleme sistemi tarafından ayrı değerler olarak algılanmasıdır. Sistemin oluşturduğu düşük sayısal değer üstün özelliğin olduğunu ifade eder. Uzaysal ayırma gücü; iki ayrı obje konum olarak yaklaştıkça objeler ayırma gücü sınırında iki ayrı obje olarak kayıt edilebilse de, ayırma gücü sınırı altındaki bir mesafede görüntüde tek bir obje olarak görüntülenecektir. Dolayısıyla görüntülenmek istenen anatomik objenin sistemin uzaysal ayırma gücü sınırı üzerinde olması

gerekir. Enerji ayırma gücü de benzer olarak iki farklı enerjinin sistem tarafından çözme gücüdür. Sayım hassasiyeti ise aktivite başına sistemin oluşturduğu sayım hızıdır ve birimi cpm/MBq olarak verilmektedir.

Görüntüleme sisteminin sahip olduğu dedektör, kolimatör ve diğer sistem ekipmanlarına bağlı olarak belirtilen özellikler etkilenmektedir. Örneğin SPECT sistemindeki kolimatör seçimi düşük enerji yüksek rezolüsyonlu kolimatör ise ayırma gücü iyileşirken sistem hassasiyetinde azalma meydana gelmektedir. Azalan hassasiyetin kompanse edilmesi için hastaya uygulanan aktivite miktarının artırılması bir yöntemdir; ancak artan radyoaktiviteye bağlı olarak hasta dozu da aynı oranda artacaktır. Diğer bir yöntem ise projeksiyon başına görüntüleme süresinin artırılmasıdır. Burada hasta dozu değişmemekle birlikte çekim süresi artmakta ve hasta hareketine bağlı görüntü artefaktları oluşmasına neden olabilmektedir.

Görüntüleme sistemlerinde gama fotonları durdurulur ve bilgisayar hafızasında görüntüye dönüştürülür. Radyasyon dedektörü olarak gerek PET gerekse SPECT sistemlerinde kullanılan sintilasyon dedektörlerinin genel özellikleri Tablo 1'de verilmektedir. Tablo 2'de ise aynı amaçlı sistemlerde kullanılan yarı iletken malzemelerin özellikleri verilmektedir.

Gama kamera veya Anger kamera olarak nitelendirilen sistemler, gama ışınlarını elektronik sinyallere

dönüştürerek, hastadaki radyoaktivite dağılımının görüntülenmesini sağlar. Geleneksel olarak bir sintilasyon kristaliyle gama ışınları görünür bölgede önce ışığa, ardından da elektronik sinyale dönüştürülür. Anger tarafından geliştirilen pozisyonlama mantığı ile de kristal yüzeyinde gama ışını etkileşim merkezlerinin konumu aynı zamanda etkileşim yapan gama fotonu enerjisi belirlenir. Görüntü kontrastı radyoaktif maddenin vücuttaki dağılımını vermektedir. Genel amaçlı çift dedektör SPECT sistemlerinde görüntüleme 45° sağ anterior oblik ile 45° sol posterior oblik arasında 180°'lik yarım yay boyunca projeksiyon görüntüleri alınmaktadır. Her dedektör 90°'lik hasta alanını tarayarak tek dedektörlü sistemlere göre iki kat daha kısa sürede görüntüleme tamamlanabilmektedir.

Kalp bulunduğu vücut bölgesi gereği SPECT sistemlerinin dönme merkezi ile tam uyum içerisinde değildir. Ayrıca kalp çekimlerinde sağ anterior oblikten sol posterior obliğe kadar 180°'lik yarım yay boyunca alınan projeksiyonlardan zıt yönde olan projeksiyon sayımları kalbin daha uzak olduğu konumdan gelen projeksiyon bilgisini taşımaktadır. Dolayısıyla buradan gelen bilgiler daha fazla atenüasyon ve saçılma içermektedir. Bu da görüntüde gürültünün artmasına ve çözünürlüğün azalmasına sebep olur. Bu nedenle genel amaçlı sistemlerin kalp sintigrafisinde kullanılması yerine, kalbin görüntülenmesine özgü sistemler günümüzde klinik

Tablo 1. SPECT ve PET sistemleri için önemli olan bazı sintilasyon kristalleri (2)

Materyal	Nal(Tl)	LaBr ₃	CeBr ₃	TlSr ₂ I ₅	GAGG	LYSO	BGO	LSO
Yoğunluk (g/cm ³)	3,7	5,06	5,2	5,3	6,5	7,1	7,13	7,4
Atom numarası	33	45	46	61	53	65	73	66
Işık verimi (#f/MeV)	41000	61000	66000	54000	58000	32000	9000	29000
Kırılma indeksi	1,85	1,9	2,10	-	1,91	1,82	2,15	1,81
Bozunum süresi (ns)	230	16	17	525	200	41	300	40
Enerji ayırma gücü (662keV için %)	6,7	2,8	4	3	5	8	10	8

#f/MeV: Gama enerjisini başına oluşan ortalama sintilasyon fotonu sayısı, Nal(Tl): Talyum aktivatörü dop edilmiş sodyum iyodür. LaBr₃: Lantanyum bromit, CeBr₃: Seryum bromit, TlSr₂I₅: Talyum stronsiyum iodit, GAGG: Gadolinyum alüminyum gallium garnet, LYSO: Lutesyum yitrium oksitortosilikat, BGO: Bizmut germanyum oksit, LSO: Lutesyum silikat oksit, SPECT: Tek foton emisyon tomografisi, PET: Pozitron emisyon tomografisi

Tablo 2. Dedektör olarak kullanılan yarı iletken malzemelerin fiziksel özellikleri (2)

Materyal	CZT	CZTS	TlBr	CsPbBr ₃
Bant aralığı (eV)	1,57	1,54	2,68	2,25
Atom numarası	48,30,52	48,30,52,34	81,35	55,82,35
Yoğunluk (g/cm ³)	5,78	-	7,56	4,86
Enerji ayırma gücü [% (keV)]	1 (511)	0,9 (662)	6,4 (511)	3,8 (662)

CZT: Kadmiyum çinko tellürit, CZTS: Kadmiyum çinko tellürit selenyum, TlBr: Talyum bromit, CsPbBr₃: Seryum kurşun bromit

uygulamalarda yerini almaktadır. Bu sistemlerin getirdiği temel yenilikler dedektör teknolojisi, kolimatör, sistem elektroniği ve kesit görüntüsü oluşturma algoritmaları şeklindedir. Aynı zamanda bu sistemlere özgü olarak hasta pozisyonlaması, çekim süresinde kılma, kullanılan radyofarmasotik aktivitesinde azalma ve görüntü kalitesinde iyileşme sağlanmaktadır (3).

Kardiyak sintigrafisine özgü geliştirilen başlıca sistemler D-SPECT, Discovery NM530c, Cardius Digirad, IQ-SPECT, CardiArc tasarımlarıdır (Canton, MI) (4). Sistemlerin genel özellikleri Tablo 3'te geleneksel sistem olan NaI kristal ve fotoçoğaltıcı tüplerle (*photomultiplier tubes* - PMTs) birlikte verilmektedir (5). Sintilasyon kristalinde oluşan görünür bölgedeki sintilasyon fotonları dalga boyuna uygun optik foton-elektronik dönüştürücüler kullanılır. Talyum dop edilmiş sezyum iyodür kristali Cs(Tl) pik emisyon dalga boyu olan 550 nm sintilasyon fotonları için silikon fotodiyot kullanılır. NaI(Tl) kristalinin emisyon fotonları ise 340 nm pik emisyon foton dalga boyu için PMTs tercih edilir (6).

Kullanılan kristaller, materyallerinde yapılan değişikliklerle enerji ayırma gücü, rezolüsyon ve hassasiyette üstün iyileşmeler sağlamaktadır. Özellikle yarı iletken dedektör teknolojisi olan kadmiyum çinko tellürit (*cadmium zinc tellurite* - CZT) kristallerinin enerji ayırma gücünün ve rezolüsyonunun geleneksel sisteme oranla yüksek olması başlıca avantajıdır. Bunun yanında enerji ayırma gücünün daha iyi olması görüntüde saçılan radyasyonda %30 azalma sağlamaktadır. Görüntüdeki bulanıklığın, gürültünün azalması, rezolüsyonun artması kenar keskinliğinin artmasında önemli avantajlar sağlanmış olur. Ancak maliyeti yüksek olan yarı iletken dedektörlerin ticari nedenlerden dolayı kalınlıkları geleneksel sisteme göre daha ince üretilir. Dedeksiyon etkinliğini doğrudan etkilemesinden dolayı da Anger SPECT (A-SPECT) sistemleriyle kıyaslanabilir hassasiyette olmasına neden olur.

D-SPECT sistemi 16x16 pikselize CZT kristallerinden

oluşan dedektör bloğundan 4 adet dikey olarak yan yana yerleştirilmiş 1 dedektöre sahiptir. 160x40 mm boyutlarına sahip olan bu dedektörden 9 adet yarım ay şeklindeki gantri içerisine yerleştirilmiştir. Bu sisteme her dedektörü tam kaplayan bağımsız hareket edebilen tungsten (W) malzemeli paralel delikli, kare, yüksek hassasiyet kolimatörler yerleştirilmiştir. Projeksiyonlar arasında 0,4° - 7° arası hareket eden sistemde Stress ve Rest görüntülerin her biri 2-4 dakika arasında elde edilir.

NM530c sisteminde gantri içerisine 19 adet 32x32 pikselize dedektör mevcuttur. Her bir dedektör 80x80 mm boya sahiptir. Bu tasarımda dedektörler çekim boyunca sabittir ve hareket etmezler. Hareketsiz tasarımın bir avantajı da harekete bağlı görüntü artefaktlarının azaltılmasıdır. Kristaller ile hasta arasına 19 adet çoklu pinhol kolimatörler yerleştirilmiştir. Kolimatör boşluklarının her birinin odak noktası kalp kasında olmalıdır. Bunun için klasik sistemlerin aksine hasta pozisyonlamasında kalbin odak noktasına yerleştirilmesi sağlanır. Konvansiyonel tek açıklığa sahip pinhol kolimatörlerin aksine obje boyunda (kalpte) küçültme sağlanır. Rezolüsyon Stress ve Rest görüntüleri 2'ser dakikalık görüntüleme süresinde gerçekleştirilebilir. Görüntüler 70x70 piksel boyutunda, liste modunda toplanmakta ve sinogram oluşturulmaktadır (7).

IQ-SPECT sisteminde ise konvansiyonel A-SPECT sistemi NaI(Tl) kristali kullanılmaktadır. Siemens firmasının Nükleer Tıp görüntüleme 2 dedektörlü sistemine astigmatik kolimatör (çok odaklı kolimatör) yerleştirilerek iki dedektör ile 76°'lik konfigürasyonda görüntüler toplanır. Kalbin bulunduğu alan kolimatörün konverjans (iç bükey) kısmına denk geldiği için görüntüde kalp büyütülerek görüntülenir. Torakstaki diğer tutulum bölgeleri ise merkezden uzaklaştıkça paralel olan kolimatörler şeklinde olduğu için obje boyutları buldukları konuma göre farklı büyütmeyle görüntülenir. Bu, klasik anger kamerasına güncelleme olarak eklenebilen bir yapılandırmadır. Kolimatör

Tablo 3. Kardiyak sintigrafi çekimlerinde kullanılan sistemlerin teknik özellikleri (5)

Özellik	Konvansiyonel	D-SPECT	NM 530c	IQ-SPECT	Cardius
Dedektör	NaI/PMT	CZT	CZT	Çoklu NaI/PMT	Pikselize CsI(Tl)/fotodiyot
Kolimatör	Paralel delikli	Paralel delikli	Çoklu pinhol	SMARTZOOM	Kardiyak fan tipi
Hassasiyet (cpm/MBq)	130	50	460	390	324
Uzaysal ayırma gücü (mm)	15,3	8,6	6,7	15	9,2

Nal: Sodyum iyodür, CZT: Kadmiyum çinko tellürit, CsI(Tl): Talyum dop edilmiş sezyum iyodür

tasarımında sistem hassasiyetini artırmak için dedektörler her projeksiyonda 6° hareket etmektedir. Görüntüler 4 dakikalık çekim süresinde elde edilir (8,9).

Digirad Cardius sisteminde 2 veya 3 dedektörlü geometride her dedektörü 212x158 mm boyutunda 768 adet 6,1x6,1 mm boyutlarında pikselize CsI(Tl) sintilatörü bulunur. Genellikle 3 dedektörlü tercih edilen sistemde yan dedektörler, merkezi dedektöre göre $67,5^\circ$ lik açıda yerleşimlidir. Tüm dedektör hastaya doğru ve hastadan dışa doğru hareket edebilmektedir. Hasta yerleşiminde oturur pozisyonda eller dedektörlerin üzerinde olacak şekilde, sandalye hareket halindedir. Toraksın $202,5^\circ$ lik kesiti bu sistemle birlikte 3 dakikaya kadar kısa bir sürede görüntülenebilmektedir. Sistemlerin görüntüleme düzenleri Şekil 1'de şematik olarak gösterilmektedir.

Yazılımsal Yenilikler

Zaman içinde, yeni nesil sintigrafi cihazlarında yazılımsal bir dizi yenilik ve gelişme olmuştur. Bu yazılımsal yenilikler, görüntüleme kalitesini artırmak, dozları düşürmek, hasta konforunu artırmak ve tıbbi değerlendirmeleri optimize etmek gibi amaçlar doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Genelde hasta hareketleri ve sistem kaynaklı görüntülerde artefaktların meydana gelmesi kaçınılmazdır. Özellikle tomografik görüntülerde bu artefaktlar daha çok karşımıza çıkar ve rekonstrüksiyon işlemleri esnasında çeşitli yazılımlarla düzeltilmeye çalışılır. Gelişmiş görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları, dedektörlerin sayım hassasiyetine ve elde edilen görüntünün uzaysal çözünürlüğüne katkıda bulunan katı hal dedektörlü kamera sistemlerinin önemli bir bileşeni olmuştur (11). Bu nedenle moleküler görüntüleme alanındaki yazılımsal gelişmeler çoğunlukla rekonstrüksiyon işlemlerini gerçekleştiren algoritmalarda olmuştur. Bununla birlikte görüntü toplama ve işleme süreçleri için geliştirilmiş özellikle kardiyak görüntüleme söz konusu rekonstrüksiyon algoritmalarını da kullanan

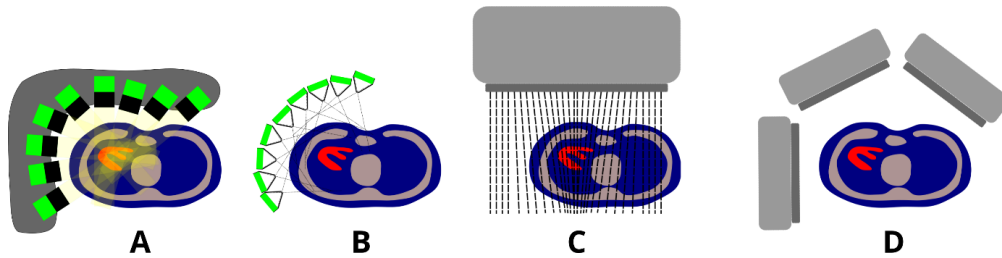
ticari olarak mevcut farklı programlar bulunmaktadır.

Tomografik Görüntülemelerde Rekonstrüksiyon Yöntemleri

Filtre Edilmiş Geriye Projeksiyon (FBP)

MPS'de rekonstrüksiyon, radyonüklit dağılımının düzlemsel projeksiyonlarını kullanarak transaksial tomografik kesitler oluşturmak için uygulanan matematiksel bir süreçtir. Oluşturulan her bir tomografik kesitteki voksel sayı değeri, perfüzyon ajanı ile miyokart arasındaki konsantrasyona bağlıdır.

FBP, görüntü rekonstrüksiyonu için geriye projeksiyon ve filtreleme teorilerini birleştiren analitik bir yöntemdir. Bu yöntemde, edinilen projeksiyon bilgisi tüm transvers düzlemde gelen foton sayımlarını içermektedir. Elde edilen sayım profili daha sonra her bir profil örneğine yönlendirilen ışının tüm görüntü piksellerini aynı değere ayarlayarak geri projekte edilir. FBP, bir vokselde toplanan fotonların cihazda kullanılan kolimatörün paralel deliğinden geldiğini varsayar. Dedektöre ulaşan diğer tüm fotonlar ise gürültü veya başka kaynaklardan gelen foton sayımları olarak kabul edilir. FBP algoritması, sonsuz sayıda projeksiyon için iyi bir çözüm sunmaktadır. Ancak, pratikte sınırlı sayıda projeksiyon kullanıldığı zaman, geriye projeksiyon yöntemi ilgili hedef etrafında yıldız şeklinde bir desene neden olan artefakta ("Star artefakt") yol açar. Bu yıldız deseni şeklindeki artefaktın bir kısmı, frekans alanında projeksiyonları filtrelemek suretiyle azaltılabilmektedir (12). Yıldız artefaktı olarak bilinen bu artefaktı önlemek için yüksek sayıda projeksiyon görüntüsü gereklidir ve geri projeksiyondan önce her projeksiyon görüntüsü bir yokuş filtresi ("Ramp filter") aracılığıyla filtrelenmelidir. Bu şekilde filtrelenmiş projeksiyonlar kenarları vurgular ve rekonstrüksiyon artefaktlarını azaltır. Daha sonra ek bir düşük geçişli filtre, ki bu genellikle Butterworth veya Hanning filtresi, gürültüyü daha da azaltmak için yaygın olarak uygulanan



Şekil 1. Kardiyolojik Nükleer Tıp uygulamalarına özgü sistemlerin şematik gösterimi. A) D-SPECT sistemi, B) NM530c sistemi, C) IQ-SPECT sistemi, D) Cardius sistemi. Görüntüler Slomka ve ark.'nın çalışmasından (10) faydalanılarak oluşturulmuştur, ölçeksiz çizimlerdir
SPECT: Tek foton emisyon tomografisi

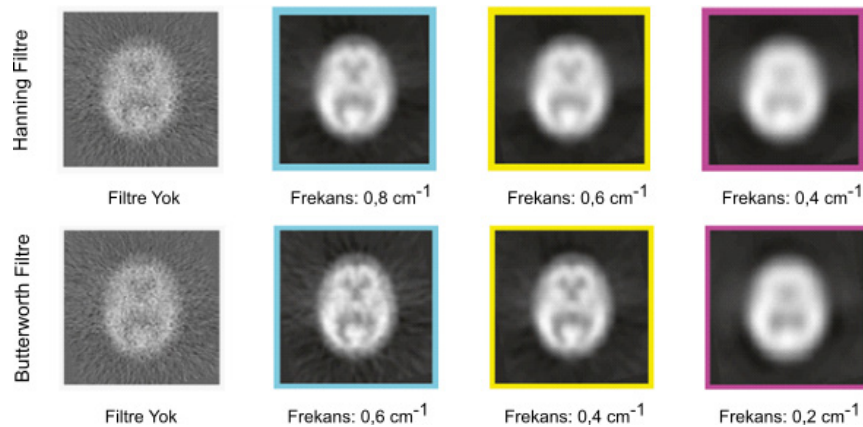
bir yöntemdir (Şekil 2). En son geri projekte edilen görüntü nihayetinde tüm görünümünün toplamı olarak alınır. FBP, etkili bir rekonstrüksiyon yöntemi olmasına rağmen düşük kaliteli görüntüler üretebilmektedir. Filtreleme işlemi, görüntülerdeki gürültüyü azaltmakta ve hatta kaldırmaktadır, ancak bu sefer görüntünün kontrast çözünürlüğünün azalması söz konusudur. Tercih edilen filtre ne kadar düz olursa, görüntü o kadar giderek bulanık hale gelir ve bu da potansiyel perfüzyon kusurlarını tanıma ve ölçmede güvenilirliği etkilemektedir. FBP yönteminin dezavantajları olarak yüksek gürültü içeriği ve yıldız şeklindeki desenler sayılabilirken, avantajı ise analitik bir yöntem olmasından kaynaklı yüksek rekonstrüksiyon hızına sahip olması söylenebilir (1). FBP, 90 yılı aşkın bir süredir var olan görüntü rekonstrüksiyon yöntemidir ve hızlı olması nedeniyle birçok Nükleer Tıp kliniğinde hala kullanılmaktadır.

Tekrarlayıcı (İteratif) Rekonstrüksiyon (IR)

Analitik bir yöntem olan FBP'den farklı olarak, iteratif rekonstrüksiyon yönteminde, radyasyon algılama olayının olasılıksal doğası hesaba katılarak, tüm tomografik sistemin daha gerçekçi bir modelinin oluşturulması amaçlanmıştır. Bu konuda 1970'li yıllarda geliştirilen ilk iteratif rekonstrüksiyon algoritması maksimum olasılık beklenti maksimizasyonu (*maximum likelihood expectation maximization* - MLEM) algoritmasıdır. Detaylı ve yüksek çözünürlüklü görüntüler elde etmek amacıyla kullanılan MLEM, veri seti ile uyumlu bir olasılık dağılımını bulmaya çalışarak rekonstrüksiyon gerçekleştirir. Bu algoritma, daha önce elde edilemeyen detaylı anatomik yapıları daha iyi gösterebilme potansiyeline sahiptir. Ancak, yavaş işleyiş süreci ve yüksek seviyede bilgisayar hesaplama

gücü gereksinimi gibi zorluklar, bu algoritmanın sınırlamalarını oluşturur (13). MLEM, yüksek hesaplama gücü gerektiren bir algoritma olduğundan, hesaplama süreleri zaman alabilmektedir. Ayrıca, gürültüye duyarlı olabilmesi ve başlangıç tahmini kalitesi sonuçları etkileyebilmektedir. Bu nedenle, algoritmanın gelişmiş türevleri ve başka tekniklerle birleştirilmesiyle, MLEM'nin performansı iyileştirilmeye çalışılmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte, MLEM ve benzeri iteratif algoritmalar, Nükleer Tıp görüntüleme alanında daha kesin ve detaylı sonuçlar elde etmek için sürekli olarak optimize edilmektedir.

MLEM algoritmasının iterasyon sürecini hızlandırmak amacıyla sıralı alt küme beklenti maksimizasyonu (*ordered subset expectation maximization* - OSEM) algoritması geliştirilmiştir. Esasen OSEM algoritması MLEM'nin gelişmiş bir versiyonudur. Bu algoritma, elde edilen projeksiyonları N alt kümeye böler ve ilk alt kümeden başlayarak MLEM algoritmasını her projeksiyon alt grubuna uygular, önceki alt kümenin sonucunu bir sonraki alt küme için giriş olarak kullanır. Bu şekilde, rekonstrüksiyon süresinde N alt küme sayısı ile orantılı bir hızlanma elde etmek mümkün hale gelir. Bununla birlikte, MLEM'ye dayanmasına rağmen, OSEM rekonstrüksiyonunda aynı maksimum olasılık çözümüne yaklaşıldığı tam olarak net değildir. Ayrıca, alt küme sayısının artmasıyla birlikte görüntü gürültüsünde bir artış meydana gelmektedir. Bu durum, bu parametrenin algoritmada kritik bir nokta olduğunu ve uygulanırken çok dikkat edilmesi gerektiğini öne çıkarmaktadır. İfade edilen bu sınırlamalarına rağmen, hızlı bir rekonstrüksiyon yapma kabiliyeti olması nedeniyle OSEM algoritması Nükleer Tıpta tercih edilen bir rekonstrüksiyon yöntemi haline gelmiştir



Şekil 2. Bir beyin sintigrafisi görüntüsü üzerinde filtre edilmemiş ve üç farklı kesme frekansında Hanning ve Butterworth filtresi uygulanmış görüntü diyagramı

FBP rekonstrüksiyonuna kıyasla uzaysal çözünürlüğü ve görüntü kontrastını önemli ölçüde artırabilmektedir (20,21).

SPECT sistem üreticileri, çözünürlük iyileştirme ve gürültü azaltma fonksiyonlarını içeren kendi iteratif rekonstrüksiyon algoritmalarını geliştirmişlerdir. Bu üreticiler ve geliştirdikleri algoritmaların bazıları şunlardır. Philips (Astonish), GE Healthcare (Evolution), Siemens (Flash 3D), Digirad (nSPEED) ve UltraSPECT (wide-beam reconstruction algorithm) (21-24). Ayrıca bu gelişmiş rekonstrüksiyon algoritmalarının kullanıldığı ürünlerde CZT kameralarının kullanılması görüntü kalitelerini daha da artırmıştır.

Çözünürlük İyileştirme Tekniği

Miyokart perfüzyon SPECT'de görüntü kalitesini etkileyen ana faktörlerden biri derinlikten kaynaklı olarak uzaysal çözünürlükte meydana gelen kayıplardır. Bu durumda, obje, paralel delikli kolimatörden ne kadar uzaksa, fotonları kolimatöre yönlendiren paralel delik sayısı o kadar artmış olur ve sonuç olarak derinlikten kaynaklı esas görüntü çevresinde fazla sayım elde edilir ve görüntü bulanıklaşır. Bulanıklaşma olarak görüntüye yansıyan uzaysal çözünürlükteki bozulmanın büyüklüğü doğrudan kolimatörün geometrisine bağlıdır. Bu nedenle, septalar arasındaki kolimatör deliğinin genişliğine ve ters orantılı olarak da uzunluğuna bağlıdır. Bu nedenle rekonstrüksiyon işlemlerinde, görüntüleme sisteminin geometrisini ve emisyon/algılama süreçlerinin fiziksel özelliklerini telafi etmek amacıyla "çözünürlük iyileştirme" teknikleri kullanılabilmektedir (4,22,25,26). Çözünürlük iyileştirme tekniklerinin doğru bir şekilde uygulanabilmesi için dedektörün, kolimatörün, hastanın dedektöre olan pozisyonunun ve yörüngenin şekli gibi özelliklere dair spesifik bilgilerin olması gereklidir. Çözünürlük iyileştirme tekniğini içeren yazılımlar OSEM algoritması üzerinde geliştirilmiştir. Bu teknikte, gerçekleştirilen her bir iterasyon ve projeksiyon işleminde, görüntüleme sisteminin dönme merkezi ve dedektör-hasta mesafesi gibi ek parametrelere ihtiyaç duyulmaktadır (1). Yeni görüntüleme cihazlarındaki rekonstrüksiyon algoritmaları, kolimatörlerin ve dedektörlerin modellenmesini ve çözünürlük iyileştirme özelliklerini birlikte içermektedir (27).

Gürültü Düzeltme Tekniği

Sintigrafik görüntülerin düşük sayım istatistiklerine sahip olmaları nedeniyle doğal olarak gürültülü olduğu bilinmektedir. Düşük sayım yoğunluğuna sahip SPECT görüntüleri, gerçek miyokart sinyaline göre benzer veya

daha yüksek frekansta gürültü seviyeleri ile karakterizedir. Daha önce de ifade edildiği gibi, FBP, verinin yüksek frekanslı kısmını azaltarak gürültüyü azaltmaktadır. Bu durum, görüntülerin bulanıklaşmasına ve görüntü kontrastının, görüntü çözünürlüğünün ve perfüzyon kusurları ile duvar hareket anormalliklerini tespit etme konusundaki tanı gücünün azalmasına neden olmaktadır. Çözünürlük iyileştirmesi gerçekleştirilirken, gürültü düzeltme teknikleri ile de aynı zamanda gürültünün rekonstrüksiyon sürecinde düzenlenmesi sağlanır. Günümüzdeki yeni SPECT kameralarının üreticileri, iteratif rekonstrüksiyon algoritmalarını kullandıkları cihazlarına çözünürlük iyileştirme ve gürültü düzeltme tekniklerini içeren gelişmiş yazılım yöntemlerini entegre etmişlerdir (14,28,29).

Diğer Gelişmiş Algoritmalar

Geniş Demet Rekonstrüksiyonu (*Wide Beam Reconstruction - WBR*)

SPECT üreten bazı firmalar kendine özel iş istasyonları için rekonstrüksiyon algoritmaları üretmektedir. Bunlardan bir tanesi de (WBR) algoritmasıdır (19,23,30). Algoritma, hem çözünürlük iyileştirme hem de gürültü düzeltme tekniklerini birlikte içermektedir. Daha önce açıklandığı gibi, görüntüleme sisteminin geometrisi ve kolimatörün boyutları gibi parametreler, çözünürlük iyileştirmeyi gerçekleştirmek için rekonstrüksiyon işleminde kullanılır. Bu yöntem, çeşitli sintilasyon sistemleri hakkında bilgi verildiği sürece eski ve yeni kameralarda uygulanabilir. Bu yöntemde aynı zamanda sintigrafik görüntülerin oluşturulmasındaki Poisson dağılımı modellenerek, gürültü düzeltmesi de sağlanır. Rekonstrüksiyon işleminde uygulanan temel fonksiyon, Poisson dağılımına ait bileşenle birlikte aynı zamanda Gauss dağılımına ait bileşeni de içermektedir. İşlemde iki bileşen farklı ağırlıklarla değerlendirilerek, yüksek frekanstaki veriler ya artırılır ya da düzeltilir. WBR algoritmasıyla yapılan çalışmalarda miyokart perfüzyon görüntülemenin tarama süresinin konvansiyonel görüntülemeye göre yarısı kadar azaldığı rapor edilmiştir (31).

Nokta Dağılım Fonksiyonu (PSF) Modellemesi

Son yıllarda, önde gelen PET üreticileri tarafından sunulan nokta dağılım fonksiyonu (*point spread function - PSF*) modelleme, ilgi çeken önemli bir algoritma olmuştur. Tomografik rekonstrüksiyon içerisinde PSF modellemenin kullanılması, hem uzaysal çözünürlüğü hem de kontrast iyileştirmeyi artırmaktadır (32). Aynı zamanda gürültüyü yeterince azaltarak lezyon tespitini

daha da iyileştirmektedir (33). PSF modellemeyi içeren iteratif algoritmaların, tek başına veya uçuş süresi özellikli cihazlar ile birlikte lezyon tespitini iyileştirdiği gerçeğini sorgulamak için elde çok az veri bulunmaktadır; ancak çeşitli çalışmalar PSF algoritmasının, PET/BT'nin çeşitli malign odakların özellikle küçük boyutlu lezyonların tanılabilir performansında iyileşme olduğunu göstermiştir (34,35,36). Bu çalışmalar aynı zamanda standart tutulum değeri (*standard uptake value* - SUV) ölçümlerinde önemli bir artış olduğunu raporlamıştır (37,38,39). Bu durum PSF modellemenin görüntü kusuru üretme riski taşıyabileceği nedeniyle tartışma yaratmaktadır. Söz konusu görüntü kusuru Gibbs artefaktı olarak da adlandırılan kenar aşımı etkisidir ve küçük lezyonlarda kantifikasyon doğruluğundan ödün verebilmektedir (40). Deauville kriterleri kullanılarak F-18 FDG PET/BT ile lenfoma hastalarının tedavi sonrası değerlendirilmesine odaklanılarak bu tartışma netleştirilmiş oldu. Aslında, standart OSEM rekonstrüksiyonuyla karşılaştırıldığında, PSF modellemesi küçük tümör lezyonlarında SUV'yi önemli ölçüde artırmakta, ancak büyük lezyonlarda ve karaciğer gibi büyük referans organlarda SUV ölçümlerini orta derecede etkilemektedir. Bununla birlikte, Deauville skoru (DS), Hodgkin dışı lenfomada yanıt verenler (kalan tümör tutulumu > karaciğer) ve yanıt vermeyenler (kalan tümör tutulumu < karaciğer) arasında ayırım yapmak için referans organları kullanır ve PSF modellemesi teoride sistematik olarak DS'yi artırabilir (41).

Bayesian Penaltı Olasılık (BPL) Rekonstrüksiyonu

Görüntü rekonstrüksiyon sürecine PSF modellemeyi dahil etmenin yanı sıra, daha fazla iterasyon yapılmasına olanak tanımak ve aşırı gürültü artışını engellemek amacıyla iteratif rekonstrüksiyon sürecine başka bir algoritma entegre edilmiştir. Bu algoritma, maksimum olasılık çözümüne daha yaklaşıma hedefiyle daha fazla iterasyon gerçekleştirmeyi mümkün kılmakta ve yeniden oluşturulan görüntülerde gürültüyü artırmadan daha iyi kontrast iyileştirmesi sağlamaktadır. Aynı zamanda küçük anormalliklerin tespitine yardımcı olur ve nicelleştirmeyi artırır. Söz konusu algoritma aynı zamanda PSF modellemesini de içerebilen, Bayesian penaltı olasılık (BPL) rekonstrüksiyon tekniğidir ve giderek daha fazla kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, yoğunlaşmış bölgelerin belirgin görünümü ve buna bağlı olarak SUV artışları nedeniyle, bazı sağlık sunucu merkezler BPL rekonstrüksiyonunu özellikle lenfoma gibi tüm klinik endikasyonları için benimsememiştir. Bu nedenle az

sayıda PET üreticisi BPL rekonstrüksiyonunu uygulamıştır, ancak BPL'nin temel formülasyonu iteratif PET görüntü rekonstrüksiyonu için 1980'lerden beri bilinmektedir. Bu yöntem, her güncelleme sırasında görüntü gürültüsünü en aza indiren bir düzenleme terimi kullanmaktadır. Bu da daha fazla iterasyonun mümkün olmasını sağlar, böylece görüntü, etkili bir yakınsamaya doğru rekonstrükte edilebilir. Böyle bir düzenleme olmadan, yani gereğinden fazla gürültü amplifikasyonu olmadan yeterli görüntü kalitesini sağlamak için yüksek frekanslı sinyallerin iyileştirilmesi pahasına iterasyon sayısının sınırlı olması gerekir (41). BPL rekonstrüksiyonu, OSEM'ye kıyasla tipik olarak daha az ayarlanabilir parametreye sahiptir ve bu da yerel optimizasyonun daha az zaman almasını sağlar (42).

Yapay Zeka

21. yüzyılda kardiyak görüntülemedeki en son ilerleme, yapay zeka uygulamasıdır. Yapay zekanın bu alanda kullanılmaya başlanmasıyla kardiyovasküler görüntüleme önemli gelişmeler yaşamıştır. Bunlardan bir tanesi büyük verilerin sisteme entegrasyonudur ve bu sayede zamanla muhtemel yeni keşiflerin ortaya çıkabileceği, cihazlar tarafından hastalığı daha iyi karakterize etme becerisinin artacağı ve benzersiz bir şekilde tedaviyi kişiselleştirme gibi gelişmelerin gerçekleşeceği bir dönem tahmin edilmektedir. Ayrıca yapay zekanın artan kullanımının, görüntü elde etme, yorumlama, raporlama ve karar yönetimi sırasında maliyeti azaltma ve kaliteyi yükseltme gibi önemli özellikler kazandıracığı öngörülmektedir (43).

Nükleer Tıp görüntüleme yapay zekanın ilk uygulama alanlarından biri görüntü rekonstrüksiyonudur (44). Görüntü rekonstrüksiyonu, radyoaktivitenin uzaysal dağılımını doğru bir şekilde belirlemek için temsil parametrelerini tahmin etmeyi içermektedir. Bu, tarayıcı/detektör geometrisi, algılama sürecinin fiziksel yönleri, fizyolojik hareket, ölçülen veri gürültüsü gibi çeşitli faktörleri içeren bir modelin kullanılmasını gerektirir. Geçmişte, Nükleer Tıpta görüntü rekonstrüksiyonu filtrelenmiş geri projeksiyona dayanıyordu, ancak günümüzde iteratif yöntemler tercih edilmektedir. Yapay zekanın bu süreçte yer alması, temel bir paradigma değişikliği anlamına gelmektedir. Ölçülen veriler, eğitim verileri kullanılarak öğretilen bir rekonstrüksiyon operatörü aracılığıyla, istenilen görüntünün tahminine eşlenmektedir. Burada cihaza öğretilen verilerin, tüm olası farklı görüntüleme senaryolarını kapsayacak kadar çeşitli ve değişken olması gerekmektedir (45).

Yapay zekadaki son gelişmeler, yüksek düzeyde görüntü

işlemeyi mümkün kılmakta ve araştırmacıların dikkatini çekmektedir. Verilerin son yıllarda katlanarak büyümesi ve modern bilgisayar sistemlerinin hesaplama gücünün hızla gelişmesi, görüntü işleme ve analizinde yeni yöntem ve tekniklerin geliştirilmesinde belirleyici faktörler olmuştur. Yapay sinir ağları ve destek vektör makineleri gibi geleneksel ve köklü yapay zeka yöntemlerinden, evrişimli sinir ağları gibi daha karmaşık ve derin ağlara kadar birçok uygulama Nükleer Tıp alanıyla, özellikle de miyokardiyal perfüzyon görüntülemeyle ilgilidir (46,47). Literatürdeki çalışmalara bakıldığında, MPG'de çeşitli hastalıkların tespiti ve sınıflandırılmasının yapay zekanın en önemli uygulamalarından biri olduğu anlaşılmaktadır. Ayrıca görüntüde gürültü azaltma, artefakt giderme ve düşük sayımlı sintigrafilerin rekonstrüksiyonu yapay zekanın önemli uygulama alanları olmuştur (42,47). Yapay zekanın Nükleer Tıp görüntüleme alanındaki kullanımıyla ilgili fikirler halen üretilmeye devam etmekte ve tartışılmaktadır. Ancak bu yöntemin moleküler görüntüleme de teşhis ve yorumlama noktasında ilerleyen zamanlarda önemli bir rol oynaması muhtemel görünmektedir.

Kardiyak Çalışmalarında Görüntü Toplama ve İşleme

Miyokart perfüzyon SPECT KAH veya şüphesi olan hastaların incelenmesi ve değerlendirilmesinde iyi kurulmuş bir tanı tekniği olmuştur. Bu teknik miyokart perfüzyon görüntüleme çalışmalarının yaklaşık %90'ını temsil etmektedir. Genellikle kardiyak SPECT çalışmalarında "stres ve rest" olmak üzere iki veri seti elde edilir. Stres veri seti hastanın bir koşu bandında egzersiz yaparak veya farmakolojik bir stres ajanı uygulanarak elde edilir. Tomografik taramada hastanın tıkalı damarlarının daha iyi görüntülenebilmesi için hastaya radyofarmasötik en yüksek egzersiz anında uygulanır. Rest çalışması ise hastaya aynı gün veya farklı bir günde tam dinlenme koşullarında iken yapılan enjeksiyondan sonra gerçekleştirilir (48).

Kardiyak çalışmalarında veri toplama, en az 180°'lik bir dönüş yayını kapsayan bir, iki veya üç dedektörle donatılmış gama kamera tarafından gerçekleştirilir. Sonrasında elde edilen görüntü verisine FBP veya iteratif rekonstrüksiyon işlemleri uygulanır. Rekonstrüksiyon esnasında görüntü kalitesini artırmak, istenmeyen bazı artefaktları gidermek ve gürültüyü azaltmak için uygun kesme frekansına sahip analitik filtreler uygulanır. Nihayetinde elde edilen kardiyak görüntüler farklı miyokart segmentlerindeki radyoaktivite dağılımının görsel değerlendirilmesine ve hipoperfüzyonun

derecesine bağlı olarak bir uzman tarafından subjektif biçimde yorumlanır. MPS çalışmalarında bu standart bir yaklaşımdır, ancak bu yorum, değerlendirmeyi yapan gözlemcinin uzmanlığının yanı sıra, aynı gözlemcinin farklı zamanlarda getirdiği değerlendirmeler veya farklı gözlemciler arasındaki değerlendirmelerden kaynaklı değişkenlikten her zaman etkilenecektir. Bu değişkenliği azaltmak ve çeşitli miyokart segmentlerindeki radyoaktivite tutulumunu standart hale getirmek için bir dizi program geliştirilmiştir. Bu programlar teorik yapıları ve uygulamaları bakımından, örneğin; sol ventrikülün geometrik modellemesi, 2D ve 3D yaklaşımlar, eşikleme ve segmentasyon, apikal örnekleme, otomasyon derecesi ve kullanıcı müdahalesi, sayı ya da geometri temelli olup olmadığı veya mevcut seçeneklerin kombinasyonu açısından farklılık gösterirler.

Ticari olarak mevcut programlara örnekler arasında; kantitatif perfüzyon ve Gated SPECT (QPS/QGS, Cedars-Sinai Tıp Merkezi, Los Angeles, CA), Emory Kardiyak Toolbox (ECTb, Emory Üniversitesi, Atlanta, GA), Michigan Tıp Merkezi'nde geliştirilen 4D-MSPECT, Gated SPECT kardiyak kantifikasyon (GSCQ, Yale, New Haven, CT) bulunmaktadır. Bu algoritmalar nükleer kardiyak görüntüleme literatüründe nicelik açısından değerlendirilmiş olup bazıları miyokart perfüzyon görüntülemesi ve fonksiyonel parametrelerin ölçülmesinde klinik olarak geniş bir kabul görmüştür. Ayrıca, bunların dışında, görüntü yorumlamaya yardımcı olmak ve görüntü yorumunun kalitesini belirlemek için de bazı yazılım araçları geliştirilmiştir. Bu yazılım araçları, yapay zeka teknikleri olan sinir ağları ve olgu tabanlı yaklaşımlara dayanmaktadır. Bu sayede insan uzmanlarını taklit etmek ve bilgisayar destekli bir hasta teşhisi sağlamak için sezgisel kuralların bilgi tabanına dayanan uzman sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde, polar harita veya rekonstrüksiyon edilmiş görüntüler genellikle miyokart görüntülerin okunması ve nicelleştirilmesi için giriş olarak kullanılmaktadır (48).

Sonuç

Nükleer Tıp görüntüleme teknolojilerindeki yazılımsal ve donanımsal ilerlemelerin evrim süreci, başlangıçta basit ve hızlı yöntemlerden karmaşık anatomik yapıları daha etkili bir şekilde gösterebilen, daha hızlı ve etkili tekniklere doğru ilerlemiştir. Bu evrim, yeni görüntüleme sistemleri ile birlikte daha kişiselleştirilmiş, hızlı ve doğru sonuçlar elde etme amaçlarına önemli katkılarda bulunmuştur. Katı hal kameraları ile yeni rekonstrüksiyon yazılımlarının

birleşimi, geleneksel gama kameralara kıyasla daha iyi foton duyarlılığı ve yüksek görüntü çözünürlüğü sağlamıştır. Özellikle son yıllarda hasta konforu ve görüntü kalitesine odaklanan yapay zeka temelli algoritmalar, bu alandaki yeniliklere önemli bir ivme kazandırmıştır. Tüm bu gelişmeler bağlamında, özellikle nükleer kardiyoloji alanında, bahsi geçen yazılımsal ve donanımsal ilerlemeler, tanı süreçlerini optimize ederek sağlık profesyonellerine önemli avantajlar sunmakla kalmayıp aynı zamanda hastalara daha etkili ve kişiselleştirilmiş tedavi seçenekleri sunmaktadır. Bu teknolojik ilerlemelerde, özellikle yapay zekanın sağlık sektöründeki uygulanabilirliği ve etkinliği, gelecekte nükleer kardiyolojinin evrimine daha fazla katkı sağlayacağı anlaşılmaktadır.

Kaynaklar

- Piccinelli M, Garcia EV. Advances in single-photon emission computed tomography hardware and software. *Cardiol Clin* 2016;34:1-11.
- Enlow E, Abbaszadeh S. State-of-the-art challenges and emerging technologies in radiation detection for nuclear medicine imaging: A review. *Front Phys* 2023;11:1106546.
- Dorbala S, Ananthasubramaniam K, Armstrong IS, et al. Single photon emission computed tomography (SPECT) myocardial perfusion imaging guidelines: instrumentation, acquisition, processing, and interpretation. *J Nucl Cardiol* 2018;25:1784-1846.
- Slomka PJ, Patton JA, Berman DS, Germano G. Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. *J Nucl Cardiol* 2009;16:255-276.
- Wang R, Zhang D, Hu Y, Lyu Z, Ma T. High-sensitivity Cardiac SPECT System Design with Collimator-less Interspaced Mosaic-patterned Scintillators. *Front Med (Lausanne)* 2023;10:1145351.
- Gascón M, Lam S, Wang S, Curtarolo S, Feigelson RS. Characterization of light output and scintillation emission in CsI (TI), NaI (TI), and LaBr₃(Ce) under isostatic pressure. *Radiation Measurements* 2013;56:70-75.
- Bocher M, Blevis IM, Tsukerman L, Shrem Y, Kovalski G, Volokh L. A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2010;37:1887-1902.
- Imbert L, Poussier S, Franken PR, et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *J Nucl Med* 2012;53:1897-1903.
- Nakajima K, Okuda K, Momose M, et al. IQ-SPECT technology and its clinical applications using multicenter normal databases. *Ann Nucl Med* 2017;31:649-659.
- Slomka PJ, Berman DS, Germano G. New cardiac cameras: single-photon emission CT and PET. *Semin Nucl Med* 2014;44:232-251.
- Ruddy TD, Kadoya Y, Tavosi A, Small GR, Wells RG. Advances in Single-Photon Emission Computed Tomography: Hardware, Software, and Myocardial Flow Reserve. *Cardiol Clin* 2023;41:117-127.
- Horbelt S, Liebling M, Unser MA. Filter design for filtered back-projection guided by the interpolation model. In *Medical Imaging 2002: Image Processing 2002*;4684:806-813.
- Marcassa C, Zoccarato O. Advances in image reconstruction software in nuclear cardiology: Is all that glitters gold? *J Nucl Cardiol* 2017;24:142-144.
- DePuey EG. Advances in SPECT camera software and hardware: currently available and new on the horizon. *J Nucl Cardiol* 2012;19:551-581.
- Verberne HJ, Acampa W, Anagnostopoulos C, et al. EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2015;42:1929-1940.
- Abbott BG, Case JA, Dorbala S, et al. Contemporary cardiac SPECT imaging-innovations and best practices: an information statement from the American society of nuclear cardiology. *Circ Cardiovasc Imaging* 2018;11:e000020.
- Bateman TM, Cullom SJ. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med* 2005;35:37-51.
- Hendel RC, Corbett JR, Cullom SJ, DePuey EG, Garcia EV, Bateman TM. The value and practice of attenuation correction for myocardial perfusion SPECT imaging: a joint position statement from the American Society of Nuclear Cardiology and the Society of Nuclear Medicine. *J Nucl Cardiol* 2002;9:135-143.
- Heller GV, Links J, Bateman TM, et al. American Society of Nuclear Cardiology and Society of Nuclear Medicine joint position statement: attenuation correction of myocardial perfusion SPECT scintigraphy. *J Nucl Cardiol* 2004;11:229-230.
- Patton JA, Slomka PJ, Germano G, Berman DS. Recent technologic advances in nuclear cardiology. *J Nucl Cardiol* 2007;14:501-513.
- DePuey EG. Advances in cardiac processing software. *Semin Nucl Med* 2014;44:252-273.
- Garcia EV, Faber TL. New trends in camera and software technology in nuclear cardiology. *Cardiol Clin* 2009;27:227-236.
- Duvall WL, Parker MW, Henzlova MJ. Improving Nuclear Cardiology Practice. *Curr Cardiovasc Imaging Rep* 2014;7:1-8.
- Mahmarijan JJ, Chang S, Nabi F. Nuclear cardiology: 2014 innovations and developments. *Methodist DeBakey Cardiovasc J* 2014;10:163-171.
- Garcia EV, Faber TL, Esteves FP. Cardiac dedicated ultrafast SPECT cameras: new designs and clinical implications. *J Nucl Med* 2011;52:210-217.
- Dendy JM, Tilkemeier P. Successful innovation: A time for change? *J Nucl Cardiol* 2017;24:134-137.
- Slomka PJ, Miller RJH, Hu LH, Germano G, Berman DS. Solid-state detector SPECT myocardial perfusion imaging. *J Nucl*

- Med 2019;60:1194-1204.
28. Piccinelli M, Garcia EV. Advances in software for faster procedure and lower radiotracer dose myocardial perfusion imaging. *Prog Cardiovasc Dis* 2015;57:579-587.
 29. Zoccarato O, Scabbio C, De Ponti E, et al. Comparative analysis of iterative reconstruction algorithms with resolution recovery for cardiac SPECT studies. A multi-center phantom study. *J Nucl Cardiol* 2014;21:135-148.
 30. Lee JS, Kovalski G, Sharir T, Lee DS. Advances in imaging instrumentation for nuclear cardiology. *J Nucl Cardiol* 2019;26:543-556.
 31. Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LK, et al. Clinical results of a novel wide beam reconstruction method for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies. *J Nucl Cardiol* 2007;14:555-565.
 32. Feng Y, Worstell W, Kupinski M, Furenlid LR, Sabet H. Resolution recovery on list mode MLEM reconstruction for Dynamic Cardiac SPECT system. *Biomed Phys Eng Express* 2023;10.
 33. van der Vos CS, Koopman D, Rijnsdorp S, et al. Quantification, improvement, and harmonization of small lesion detection with state-of-the-art PET. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2017;44(Suppl 1):4-16.
 34. Kawashima K, Kato K, Tomabechi M, et al. Clinical evaluation of 18F-fludeoxyglucose positron emission tomography/CT using point spread function reconstruction for nodal staging of colorectal cancer. *Brit J Radiol* 2016;89:20150938.
 35. Lasnon C, Hicks RJ, Beaugard JM, et al. Impact of point spread function reconstruction on thoracic lymph node staging with 18F-FDG PET/CT in non-small cell lung cancer. *Clin Nucl Med* 2012;37:971-976.
 36. Schaefferkoetter J, Casey M, Townsend D, El Fakhri G. Clinical impact of time-of-flight and point response modeling in PET reconstructions: a lesion detection study. *Phys Med Biol* 2013;58:1465-1478.
 37. Akamatsu G, Mitsumoto K, Taniguchi T, Tsutsui Y, Baba S, Sasaki M. Influences of point-spread function and time-of-flight reconstructions on standardized uptake value of lymph node metastases in FDG-PET. *Eur J Radiol* 2014;83:226-230.
 38. Armstrong IS, Kelly MD, Williams HA, Matthews JC. Impact of point spread function modelling and time of flight on FDG uptake measurements in lung lesions using alternative filtering strategies. *EJNMMI Phys* 2014;1:99.
 39. Prieto E, Domínguez-Prado I, García-Velloso MJ, Peñuelas I, Richter JÁ, Martí-Climent JM. Impact of time-of-flight and point-spread-function in SUV quantification for oncological PET. *Clin Nucl Med* 2013;38:103-109.
 40. Ashrafinia S, Mohy-ud-Din H, Karakatsanis NA, et al. Generalized PSF modeling for optimized quantitation in PET imaging. *Phys Med Biol* 2017;62:5149-5179.
 41. Aide N, Lasnon C, Kesner A, et al. New PET technologies—embracing progress and pushing the limits. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2021;48:2711-2726.
 42. Aide N, Lasnon C, Desmonts C, Armstrong IS, Walker MD, McGowan DR. Advances in PET/CT technology: an update. *Semin Nucl Med* 2022;52:286-301.
 43. Daubert MA, Taylor T, James O, Shaw LJ, Douglas PS, Koweek L. Multimodality cardiac imaging in the 21st century: evolution, advances and future opportunities for innovation. *Br J Radiol* 2021;94:20200780.
 44. Zaharchuk G, Davidzon G. Artificial intelligence for optimization and interpretation of PET/CT and PET/MR images. *Semin Nucl Med* 2021;51:134-142.
 45. Visvikis D, Lambin P, Beuschaus Mauridsen K, et al. Application of artificial intelligence in nuclear medicine and molecular imaging: a review of current status and future perspectives for clinical translation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2022;49:4452-4463.
 46. Nensa F, Demircioglu A, Rischpler C. Artificial intelligence in nuclear medicine. *J Nucl Med* 2019;60(Suppl 2):29S-37S.
 47. Apostolopoulos ID, Papandrianos NI, Feleki A, Moustakidis S, Papageorgiou EI. Deep learning-enhanced nuclear medicine SPECT imaging applied to cardiac studies. *EJNMMI Phys* 2023;10:6.
 48. Khalil MM. Quantitation in Nuclear Cardiac Imaging. In: *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. Second Edition. Editor: Magdy M. Khalil. Switzerland: Springer International Publishing; 2021.p. 501-530.