TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine
Kasım 2026 Cilt: 12 Sayı: 3 www.nukleertipseminerleri.org

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ

Nuclear Medicine Seminars



galenos yayınevi

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ

Nuclear Medicine Seminars

İmtiyaz Sahibi / Association Owner

Prof. Dr. Elif Özdemir, MD

Ankara Yıldırım Beyazıt University Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, Ankara, Türkiye

E-mail: elifozdemir@ybu.edu.tr

Editör / Editor

Prof. Dr. Özlem Özmen, MD

University of Health Sciences Türkiye, Ankara Etlik City Hospital, Department of Nuclear Medicine, Ankara, Türkiye

E-mail: ozmenozlem@yahoo.com

Yardımcı Editör / Associate Editor

Prof. Dr. Semra İnce, MD

University of Health Sciences Türkiye, Gülhane Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, Ankara, Türkiye

E-mail: drsemra@gmail.com

Editöryal Kurul / Editorial Board

Prof. Dr. Çiğdem Soydal, MD

Ankara University Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, Ankara, Türkiye

E-mail: csoydal@yahoo.com

Prof. Dr. Nalan Alan, MD

Yeditepe University Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, İstanbul, Türkiye

E-mail: nalanselcuk@yeditepe.edu.tr

Prof. Dr. M. Özdeş Emer, MD

Güven Hospital, Clinic of Nuclear Medicine, Ankara, Türkiye

E-mail: ozdesemer@yahoo.com

Prof. Dr. Tunç Öneş, MD

Marmara University Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, İstanbul, Türkiye

E-mail: tones@marmara.edu.tr

Prof. Dr. Yasemin Şanlı, MD

İstanbul University, İstanbul Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine, İstanbul, Türkiye

E-mail: yaseminsanli75@yahoo.com

Nükleer Tıp Seminerleri Dergisi, Türkiye Nükleer Tıp Derneği'nin resmi yayın organıdır.
The Nuclear Medicine Seminars is an official journal of the Turkish Society of Nuclear Medicine.

Yayınevi İletişim/Publisher Contact
Adres/Address: Molla Gürani Mah. Kaçamak Sk. No: 21/1 34093 İstanbul, Türkiye
Telefon/Phone: +90 539 307 32 03 / +90 530 177 30 97
E-posta/E-mail: info@galenos.com.tr / yayin@galenos.com.tr
Web: www.galenos.com.tr
Yayıncı Sertifika No: 14521

Yayın Tarihi/Publication Date: Kasım 2026/November 2026
E-ISSN: 2149-6447

Dört ayda bir yayımlanan süreli yayındır.
The international scientific journal is published every four months.

TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine

TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ

Nuclear Medicine Seminars

Derginin "Amaç ve Kapsam", "Yazarlara Bilgi" ve "Yayın Etiği" konularında bilgi almak için lütfen web sayfasına (**https://nukleertipseminerleri.org/**) başvurun.

Derginin editöryal ve yayın süreçleri ile etik kuralları ICMJE, WAME, CSE, COPE, EASE ve NISO gibi uluslararası kuruluşların kurallarına uygun olarak şekillenmektedir. Dergimiz, "şeffaf olma ilkeleri ve akademik yayıncılıkta en iyi uygulamalar ilkeleri" ile uyum içindedir. Nükleer Tıp Seminerleri, **Scopus, EBSCO, Embase, Gale, ProQuest, J-Gate, IdealOnline, Türk Medline** ve **Türkiye Atıf Dizini** tarafından indekslenmektedir.

Dergi çevrimiçi olarak yayınlanmaktadır.

İmtiyaz Sahibi: Türkiye Nükleer Tıp Derneği

Baş Editör: Özlem ÖZMEN

Please refer to the journal's webpage (**https://nukleertipseminerleri.org/**) for "Aims and Scope", "Instructions to Authors" and "Ethical Policy".

The editorial and publication processes of the Nuclear Medicine Seminars are shaped in accordance with the guidelines of ICMJE, WAME, CSE, COPE, EASE, and NISO. The journal is in conformity with the Principles of Transparency and Best Practice in Scholarly Publishing. The Nuclear Medicine Seminars is indexed in **Scopus, EBSCO, Embase, Gale, ProQuest, J-Gate, IdealOnline, Türk Medline** and **Turkish Citation Index**.

The journal is published online.

Owner: Turkish Society of Nuclear Medicine

Responsible Manager: Özlem ÖZMEN

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ
Nuclear Medicine Seminars

Editörden/Editorial

Değerli meslektaşlarım,

Nükleer Tıp Seminerleri'nin bu sayısını yapay zekaya (YZ) ayırdık. YZ uygulamaları branşımızda diğer branşlara göre daha eski bir geçmişe sahiptir. Görüntülerimizin rekonstrüksiyon algoritmalarında, kantitasyon ve dozimetri yazılımlarımızda, raporlama araçlarımızda yer alıyor.

On bir derlemenin yer aldığı sayımızda nörobilim ile YZ, birbirini besleyen iki disiplin olarak ele alınıyor. Büyük dil modellerinin klinik karar desteği, raporlama, akademik yazım, literatür taraması, eğitim ve idari süreçlerdeki potansiyeli, çalışma ilkesi ve nükleer tıptaki kullanım alanları risk düzeyine göre değerlendiriliyor. Radyomik ve tekstür analizinde özellik seçimi, model geliştirme ve validasyon basamakları inceleniyor; aşırı uyum ve veri sızıntısı gibi sık karşılaşılan metodolojik sorunlar tartışılıyor. Farklı merkez ve cihazlardan elde edilen sayısal verilerin karşılaştırılabilirliğini artıran harmonizasyon yöntemleri ve yenilikçi bir çözüm olarak sentetik veri üretimi ele alınıyor. Klinik uygulamalara odaklanan yazılarda ise veri toplamadan analize kadar iş akışının her basamağında kullanılan açık kaynak kodlu ve ticari YZ yazılımlarını sınıflandıran kapsamlı bir envanter sunuluyor. Teranostik ve dozimetri uygulamalarında YZ'nin hasta seçiminden segmentasyona, kişiye özel dozimetriden tedavi yanıtının izlenmesine kadar uzanan otomasyon potansiyeli ele alınıyor. İlaç geliştirmeden klinik dozimetriye uzanan dijital ikiz kavramı tartışılıyor. Ayrıca bir YZ aracının kliniğe alınmasında doğrulama, iş akışı entegrasyonu ve sürekli kalite güvencesi adımları, uluslararası kılavuzlar ışığında pratik bir yol haritasına dönüştürülüyor.

Sayımızda ayrıca farklı ülkelerin YZ stratejileri ve Türkiye'nin 2026-2030 Yapay Zekâ Eylem Planı'nın sağlık boyutu değerlendiriliyor. Hasta mahremiyetinden algoritmik yanlılığa uzanan etik sorunlar ve Türkiye'deki yasal çerçeve ortaya konuyor. YZ'nin bilimsel araştırma ve makale hazırlamada sunduğu fırsatların yanı sıra uydurma kaynak üretimi gibi riskleri de tartışılıyor.

Yazarların dikkat çektiği ortak noktalar şunlardır: Literatürün büyük bölümü hala tek merkezli ve geriye dönük çalışmalardan oluşmaktadır; standardize ve geniş veri tabanlarıyla geliştirilmiş YZ modellerine ihtiyaç vardır; yerel doğrulama vazgeçilmezdir ve YZ, hekimin yerini alacak bir karar verici değildir.

Başta sayı editörümüz Prof. Dr. Seyhan Karaçavuş olmak üzere, kapsamlı ve özenli derlemeler hazırlayan tüm yazarlarımıza içtenlikle teşekkür ederim. Bu sayının, YZ uygulamalarının hızla arttığı günümüzde meslektaşlarımız için yol gösterici bir kaynak olmasını dilerim.

Saygılarımla,

Prof. Dr. Özlem Özmen

Editör

TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine

TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ
Nuclear Medicine Seminars

Editörden/Editorial

Değerli meslektaşlarımız,

Nükleer tıp, tarihsel süreci boyunca bilimin ve inovasyonun en yakın takipçisi ve uygulayıcısı olmuştur. Sintigrafik görüntüler hiçbir zaman yalnızca bir resim niteliğinde olmamıştır; sayım istatistikleri, zaman-aktivite eğrileri, standardize alım değerleri, absorbe doz hesaplamaları gibi uygulamalar sayesinde ölçülebilir ve tekrarlanabilir veriler sunmuştur. Gelişen teknolojiye paralel olarak günlük klinik pratiğimize hızla girmeye başlayan, yapay zeka algoritmaları, görüntü elde edilmesinden yorumlama ve raporlamaya, veri analizinden kantitatif biyobelirteçlerin elde edilmesine kadar uzanan geniş bir yelpazede yerini almaya başlamıştır.

Nükleer Tıp Seminerleri dergimizin "Nükleer Tıpta Yapay Zeka Uygulamaları" başlıklı Kasım 2026 sayısının ilk derlemesi; "Yapay zeka bu işi yapabilir mi?", "Hangi koşullarda, hangi hasta için ve nasıl kullanılmalı?", "Bu model belirli bir klinik amaca ve iş akışına güvenli biçimde hizmet ediyor mu?" gibi sorulara yanıt vermek amacıyla bir yol haritası sunmaktadır. Ardından gelen yazıda bu çerçevenin uygulanabileceği ticari olarak erişilebilir ve düzenleyici onay almış ürünler, görüntü rekonstrüksiyonu ve gürültü azaltma, atenüasyon ve saçılma düzeltmesi, lezyon saptama ve segmentasyon, kantifikasyon ve iş akışı otomasyonu başlıkları altında sınıflandırılarak anlatılmıştır. Tüm bu işlemler için çok merkezli verilerin birlikte kullanılabilmesi amacıyla gerçekleştirilen yöntemler de "Harmonizasyon, Sentetik Veri" başlığı altında incelenmiştir. Görüntülerin aslında daha çok bilgi taşıyan veriler olduğu yaklaşımı "Nükleer Tıpta Radyomik ve Tekstür Analizi" yazısında ele alınmış ve bu konudaki çalışmalar klinik pratikte kullanılabilirlikleri açısından değerlendirilmiştir. Sonraki yazıda teranostik ajanların hızla yaygınlaşması ile yapay zekanın da bu uygulama alanında dozimetri ve kişiselleştirilmiş tedavi noktalarında oynadığı rol üzerinde durulmuş, ardından geleceğin vizyonu "Dijital İkizler ve İlaç Geliştirme" başlıklı yazıda sanal modellerin radyofarmasötik geliştirmede ve tedavi planlamasında nasıl kullanılabileceğini tartışılmıştır.

"Nörobilimin Yapay Zekaya Katkıları" başlıklı derlemede mantıksal nöron modelinden günümüzün derin öğrenme mimarilerine uzanan yol, sinirbilim ile yapay zeka arasındaki karşılıklı etkileşim üzerinden ele alınmıştır. Daha sonra günlük pratiklerimizi hızlandıran "Büyük Dil Modellerinin Klinik Kullanım Alanları" konusu faydalı ve riskli oldukları açılardan tartışılmıştır. Literatür taraması, veri analizi, kod yazımı, dil düzenleme ve hakemlik süreçlerinde üretken yapay zeka kullanımının olanakları ve sınırları "Bilimsel Araştırma ve Makale Yazımında Yapay Zeka" yazısında anlatılmıştır. "Sağlık Politikaları ve Yapay Zeka" ile "Nükleer Tıpta Yapay Zeka: Etik ve Yasal Sorunlar" konuları da üzerlerinde hassasiyetle durularak çok yönlü bir şekilde ele alınmıştır.

Bu sayıya emek veren tüm yazarlarımıza, değerli zamanlarını ayıran hakemlerimize ve yayın ekibimize teşekkür ediyorum. Yapay zekayı günlük pratiğine katmaya hazırlanan meslektaşlarımız için bir bakış açısı kazandırmasını ve ufuk açıcı bir başvuru kaynağı olmasını diliyor, saygılarımı sunuyorum.

Prof. Dr. Seyhan Karaçavuş
Sayı Editörü

NÜKLEER TIP SEMİNERLERİ

Nuclear Medicine Seminars

İçindekiler/Contents

DERLEMELER/REVIEWS

165 **Nükleer Tıpta Yapay Zekanın Klinik Uygulamaya Alınması: Doğrulama, İş Akışı Entegrasyonu ve Sürekli Kalite Güvencesi**
The Implementation of Artificial Intelligence in Nuclear Medicine: Validation, Workflow Integration, and Continuous Quality Assurance
Seyhan Karaçavuş, Ümit Özgür Akdemir, Nazım Coşkun

174 **Nükleer Tıpta Yapay Zeka Envanteri**
Artificial Intelligence Inventory in Nuclear Medicine
Sertaç Asa

186 **Harmonizasyon, Sentetik Veri**
Harmonization, Synthetic Data
Erdem Balcı, Seda Gülbahar Ateş

195 **Nükleer Tıpta Radyomik ve Tekstür Analizi**
Radiomics and Texture Analysis in Nuclear Medicine
Hasan Önner, Burak Demir

208 **Nükleer Tıpta Teranostik ve Dozimetri Uygulamalarında Yapay Zekanın Rolü**
The Role of Artificial Intelligence in Theranostic and Dosimetry Applications in Nuclear Medicine
İnci Uslu Biner

215 **Dijital İkizler ve İlaç Geliştirme**
Digital Twins and Drug Development
Ali Kibar, Mustafa Avcı, Fuat Dede

226 **Nörobilimin Yapay Zekaya Katkıları**
Contributions of Neuroscience to Artificial Intelligence
Ümit Özgür Akdemir, Lütfiye Özlem Atay

234 **Büyük Dil Modellerinin Klinik Kullanım Alanları**
Clinical Applications of Large Language Models
Aysu Dursun, Nazım Coşkun

239 **Bilimsel Araştırma ve Makale Yazımında Yapay Zeka**
Artificial Intelligence in Scientific Research and Article Writing
Fadime Demir, Emine Göknur Işık

247 **Sağlık Politikaları ve Yapay Zeka**
Health Policies and Artificial Intelligence
Murat Fani Bozkurt, Mehmet Nadir Erhan, Lütfiye Özlem Atay

255 **Nükleer Tıpta Yapay Zeka: Etik ve Yasal Sorunlar**
Artificial Intelligence in Nuclear Medicine: Ethical and Legal Issues
Müge Öner Tamam, Mehmet Can Şahin, Muhlis Can Tamam

İNDEKS/INDEX
2026 Hakem Dizini / 2026 Reviewer Index
2026 Yazar Dizini / 2026 Author Index
2026 Konu Dizini / 2026 Subject Index

TÜRKİYE NÜKLEER TIP DERNEĞİ
Turkish Society of Nuclear Medicine

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.62523
Nucl Med Semin 2026;12:165-173

Nükleer Tıpta Yapay Zekanın Klinik Uygulamaya Alınması: Doğrulama, İş Akışı Entegrasyonu ve Sürekli Kalite Güvencesi

The Implementation of Artificial Intelligence in Nuclear Medicine: Validation, Workflow Integration, and Continuous Quality Assurance

Seyhan Karaçavuş[1,2], Ümit Özgür Akdemir[3,4], Nazım Coşkun[5]

[1]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kayseri Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye
[2]Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye
[3]Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
[4]Gazi Üniversitesi, Nörobilim ve Nöroteknoloji Enstitüsü, Disiplinlerarası Nörobilim Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
[5]Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Öz

Nükleer tıpta yapay zeka (YZ), görüntü rekonstrüksiyonu ve düşük sayımlı görüntüleme, atenüasyon ve hareket düzeltmesi, otomatik segmentasyon ve kantifikasyon, radyomik, hastalık tanısı ve prognoz, radyonüklit tedavilerde dozimetri ve bu tedavilerin kişiselleştirilmesi, iş akışı ve raporlamaya kadar uzanan bir uygulama alanına sahiptir. Çok merkezli ve harici doğrulanmış çalışmalar umut verici olmakla birlikte, literatürün önemli bölümü tek merkezli, geriye dönük ve teknik performans ağırlıklıdır. Klinik sonuç, hasta güvenliği, doğruluk ve gerçek yaşam performansı konusunda kanıt daha sınırlıdır. Üretken YZ ve büyük dil modelleri, rapor taslağı, benzer olgu erişimi, eğitim ve araştırma desteği sağlayabilir; ancak halüsinasyon, veri gizliliği, siber güvenlik, önyargı ve otomasyon yanlılığı nedeniyle otomatik raporlama veya klinik karar verme için henüz uygun ve yeterli değildir.
Bu derlemenin amacı, nükleer tıp uzmanlarına YZ araçlarını klinik kullanıma alırken izleyebileceği pratik bir uygulama

Abstract

Artificial intelligence (AI) in nuclear medicine has a wide range of applications, spanning image reconstruction and low-count imaging, attenuation and motion correction, automatic segmentation and quantification, radiomics, disease diagnosis and prognosis, dosimetry in radionuclide therapies and the personalization of these therapies, as well as workflow and reporting. While multicenter and externally validated studies are promising, a significant portion of the literature consists of single-center, retrospective studies with a strong emphasis on technical performance. Evidence regarding clinical outcomes, patient safety, accuracy, and real-world performance is more limited. Generative AI and large language models can provide report templates, access to similar cases, and support for education and research; however, due to hallucinations, data privacy, cybersecurity, bias, and automation bias, they are not yet suitable or sufficient for automated reporting or clinical decision-making.

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Prof. Dr. Seyhan Karaçavuş, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kayseri Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı; Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye
E-posta: seyhankaracavus@hotmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-0651-6441
Geliş Tarihi/Received: 05.10.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026

Cite this article as/Atıf: Karaçavuş S, Akdemir ÜÖ, Coşkun N. The implementation of artificial intelligence in nuclear medicine: validation, workflow integration, and continuous quality assurance. Nucl Med Semin. 2026;12:165-173

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

yol haritası sunmak, uygulanabilir bir yöntemin güvenli biçimde seçilmesi, denenmesi ve iş akışına yerleştirilmesinin anlatılmasıdır. RELAINCE ve *European Association of Nuclear Medicine* kılavuzları temel alınarak klinik uygulamaya geçişte karar vermeyi kolaylaştıracak, YZ'den güvenli, etkili ve etik biçimde yararlanılabilmesi için kanıta ve uluslararası uzlaşı belgelerine dayalı bir uygulama çerçevesi sunulmuştur.
Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, nükleer tıp, klinik uygulama

The purpose of this review is to provide a practical implementation roadmap that nuclear medicine specialists can follow when adopting AI tools for clinical use, and to describe how to safely select, test, and integrate a viable method into their workflow. Based on existing resources, including the RELAINCE and European Association of Nuclear Medicine guidelines, an evidence-based and internationally agreed-upon implementation framework has been presented to facilitate decision-making during the transition to clinical practice and to ensure the safe, effective, and ethical use of AI.
Keywords: Artificial intelligence, nuclear medicine, clinical implementation

Giriş

Yapay zeka (YZ) tabanlı algoritmalar, nükleer tıpta görüntü elde edilmesinden raporlamaya, tanıdan radyonüklit tedavilerin dozimetrisine ve kişiselleştirilmesine kadar uzanan bir iş akışı sürecinde yer almaktadır. Derin öğrenme yöntemleri daha çok, düşük sayımlı pozitron emisyon tomografisi (PET) ve tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT) görüntülerinin iyileştirilmesi, görüntü rekonstrüksiyonu, atenüasyon düzeltmesi, otomatik segmentasyon ve nicel ölçümlerin standardizasyonu için kullanılmaktadır (1,2). Radyomik ve makine öğrenmesi modelleri ise görüntü özelliklerini klinik, biyokimyasal ve demografik verilerle birleştirerek tanı, evreleme, prognoz ve tedavi yanıtı öngörüsünü hedeflemektedir (3,4).

Nükleer tıpta kullanılan görüntüleme yöntemleri, yalnızca anatomik yapıyı değil, metabolik ve moleküler süreçleri de yansıtır. Bu nedenle küçük bir rekonstrüksiyon, segmentasyon veya kantifikasyon hatası, yalnızca görüntü kalitesini değil; tümör yükü, tedavi yanıtı, radyonüklit tedavi dozu veya hasta yönetimi hakkındaki klinik kararı da etkileyebilir. PET ve SPECT verileri cihaz, radyofarmasötik, çekim süresi, aktivite, rekonstrüksiyon, atenüasyon düzeltmesi ve hasta hareketinden etkilenir. Aynı klinik sonuç için farklı merkezlerde farklı veri dağılımları oluşur. Bu değişkenlik, modelin eğitim sırasında öğrenmediği bir ortamda beklenmedik hata üretmesine neden olabilir. Düşük sayımlı PET için çok merkezli ve harici doğrulanmış bir çalışma umut verici sonuçlar vermiş olsa da, küçük ve eşik değere yakın lezyonlarda hata riski olduğunu göstermiştir (5).

Literatürde teknik başarı ile klinik fayda çoğu zaman birbirine karıştırılmaktadır. Yüksek bir Dice skoru (iki veri kümesi arasındaki benzerliğin bir ölçüsü), düşük bir hata oranı veya yüksek bir eğri altındaki alan, tek başına daha iyi hasta sonucu ya da daha güvenli klinik karar anlamına gelmez (6,7). Bir YZ aracının geliştirme verisindeki başarısı, gerçek klinik ortamda güvenli ve yararlı çalışacağını garanti etmez. Bu nedenle bir nükleer tıp uzmanının YZ aracını kullanmadan önce sorması gereken temel soru "Bu model ne kadar doğru?" değil, "Bu model belirli klinik amaca, bu hasta grubuna, bu cihaz ve protokole, bu iş akışına güvenli biçimde hizmet ediyor mu?" olmalıdır.

Bu derlemenin amacı, nükleer tıp uzmanlarına YZ araçlarının olası kullanım alanlarını ve klinik yararlarını, teknik ve klinik sınırlılıklarını, kullanım öncesi değerlendirme ve kabul testlerini, insan denetimi ve sorumluluk ilkelerini, üretken YZ'ye özgü güvenlik kurallarını, veri koruma ve siber güvenlik gerekliliklerini içeren, YZ'yi klinik kullanıma alırken izleyebileceği pratik bir uygulama yol haritası sunmak, uygulanabilir bir yöntemin güvenli biçimde seçilip denenerek iş akışına yerleştirilmesini anlatmaktır.

Klinik Uygulamalarda YZ Kullanımı

Nükleer tıpta YZ'nin başlıca kullanım alanları Tablo 1'de sunulmuştur. Klinik uygulamalarda kullanıldığı yerler ve yöntemler aşağıdaki gibi özetlenebilir: (4,8)

- Görüntü Rekonstrüksiyonu ve Düşük Sayımlı Görüntüleme

Düşük sayımlı PET görüntülerinde derin öğrenme ile görüntü iyileştirme, radyasyon dozunu veya çekim süresini azaltma potansiyeli taşır. Çok merkezli ve harici doğrulanmış bir çalışmada, düşük sayımlı tüm vücut PET görüntülerinin derin öğrenme ile iyileştirilmesi, görüntü kalitesi ve tanısal güven bakımından standart görüntülere yakın sonuçlar vermiştir (5). Ancak aynı çalışmada küçük ve eşik değere yakın lezyonlarda yalancı negatiflik riski görülmüş; çalışma yalnızca belirli bir radyofarmasötik ve

sınırlı sayıda hasta ile yürütülmüştür. Bu nedenle "düşük doz" veya "kısa çekim" iddiası, bütün radyofarmasötikler, cihazlar, protokoller ve klinik durumlar için genellenemez. Nükleer tıp uzmanı, YZ ile iyileştirilmiş görüntüyü değerlendirirken yalnızca görüntünün daha temiz görünmesine güvenmemelidir. Özellikle standart tutulum değeri maksimum (SUV_{maks}), SUV_{mean}, metabolik tümör hacmi, lezyon kontrastı ve küçük lezyon saptama duyarlılığı ayrı ayrı incelenmelidir. Görsel iyileşme nicel doğruluğu garanti etmez.

- Segmentasyon, Kantifikasyon ve Radyomik

Otomatik veya yarı otomatik segmentasyon, manuel işlemin süresini ve gözlemciler arası değişkenliği azaltabilir. Bununla birlikte, küçük lezyonlar, düşük kontrastlı bulgular, heterojen tümörler, fizyolojik tutulumlar ve parsiyel hacim etkisi segmentasyon hatalarına açıktır. *European Association of Nuclear Medicine/Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (EANM/SNMMI) radyomik kılavuzu, görüntü edinimi, rekonstrüksiyon, segmentasyon, voksel yeniden örnekleme, yoğunluk ayrıklaştırma ve özellik seçiminin ayrıntılı biçimde standardize edilmesini önermektedir (3).

Radyomik modellerde yüzlerce özellik ile küçük hasta gruplarının birleştirilmesi aşırı uyuma yol açabilir. Test verisinin model geliştirme sürecine tekrar tekrar dahil edilmesi veri karışıklığı oluşturur. Bu nedenle test veri seti, modelin son hali belirlenene kadar tamamen ayrı tutulmalı; radyomik model yalnızca klinik değişkenlerden oluşan daha basit bir temel modelle karşılaştırılmalıdır (3,9).

- Dozimetri ve Teranostik

YZ, radyofarmasötik tedavilerde görüntüleme, organ ve tümör segmentasyonu, zaman-aktivite eğrilerinin tahmini ve doz haritalarının oluşturulması aşamalarında kullanılabilir (10). Bu yaklaşım kişiselleştirilmiş dozimetriyi hızlandırabilir ve çok sayıda görüntüleme zaman noktasına olan ihtiyacı azaltabilir. Ancak dozimetrik hata doğrudan tedavi kararını etkileyebileceği için bu alan tanısal görüntü analizinden daha çok dikkat gerektirir.

YZ tabanlı dozimetri, Monte Carlo simülasyonları, fantom ölçümleri veya bağımsız fiziksel hesaplamalarla karşılaştırılmalı; hata aralıkları organ ve tümör düzeyinde raporlanmalıdır. Modelin hangi radyonüklid, cihaz, çekim zamanı, rekonstrüksiyon ve biyodağılım koşullarında geçerli olduğu açıkça belirtilmelidir. Hekim, fizikçi ve radyofarmasi ekibinin ortak onayı olmadan YZ çıktısı tek başına tedavi aktivitesi veya tedavi döngüsü belirlememelidir (10).

Teranostik dijital ikizler ve öngörücü dozimetri, gelecekte önemli bir gelişme alanıdır; ancak bu modeller henüz yüksek düzeyde veri entegrasyonu, doğrulama, siber güvenlik ve etik yönetim gerektiren araştırma ağırlıklı teknolojilerdir (11,12).

- Üretken YZ ve Büyük Dil Modelleri (LLM)

Üretken YZ, nükleer tıpta yapılandırılmış rapor oluşturma, rapor metnini özetleme, benzer olgu arama, eğitim, literatür taraması ve araştırma, veri madenciliği gibi görevlerde kullanılabilir (13,14). PET raporlarıyla desteklenen geri çağırma ile desteklenmiş üretim yaklaşımını inceleyen tek merkezli bir pilot çalışmada, kaynak raporlara erişim sağlayan sistem genel amaçlı LLM'lere göre daha uygun yanıtlar üretmiş; buna rağmen nadir olgularda başarısızlık sürmüştür (15).

LLM'lerin temel sorunu, yanlış bilgiyi akıcı ve ikna edici biçimde üretebilmesidir. Nükleer tıp görüntülemesinde üretken YZ halüsinasyonları; kaynak görüntüyle uyumsuz bulgu, olgusal yanlışlık, rastlantısal uydurma veya eğitim verisinden kaynaklanan sistematik hata biçiminde ortaya çıkabilir (16). Bu nedenle üretken YZ çıktısı, klinik raporun veya klinik kararın kendisi değil, uzman tarafından doğrulanması gereken bir taslak olarak kabul edilmelidir.

YZ algoritmaları tipik olarak kullanıcı tanımlı kurallar yerine eğitim verilerinin analizi yoluyla bir takım kurallar öğrenirler. Bu kurallar genellikle açık değildir ve bu nedenle kolayca yorumlanamaz, bu da çıktıda öngörülemezliğe ve bazı zorluklara yol açar. İlk olarak YZ algoritmaları, klinik uygulamalardaki performansını olumsuz etkileyebilecek yanlış sonuçlar verebilir. Örneğin, YZ tabanlı rekonstrüksiyon yanlış lezyonlar oluşturabilir, YZ tabanlı gürültü giderme lezyonları ortadan kaldırabilir ve YZ tabanlı lezyon segmentasyonu sağlıklı dokuyu yanlışlıkla malignite olarak tanımlayabilir. Bu nedenle, algoritmanın klinik faydasını değerlendirmek için tanımlamalar çok önemlidir. İkinci bir zorluk ise genelleştirilebilirliktir. YZ algoritmaları genellikle birçok değişken parametreye sahip karmaşık modellerdir. Bu algoritmalar eğitim verilerinde iyi performans gösterebilir, ancak farklı bir kurumdan, farklı popülasyon gruplarından veya tarayıcılardan gelen veriler gibi yeni verilere genelleme yapamayabilir. Bunun olası nedenleri arasında, algoritmanın hedef sonuçla eğitim verileri içinde yalnızca korelasyon gösteren veri özelliklerini kullanması veya eğitim verilerinin hasta popülasyonunu yeterince temsil etmemesi yer almaktadır. Bu algoritmaların genellenebilirliğini değerlendirmek için de tanımlamalar gereklidir. Üçüncü bir zorluk ise klinik uygulama sırasında

veri kaymasıdır. YZ sistemleri klinik olarak kullanıldığında, zamanla, hasta demografisi, donanım, edinim ve analiz protokollerindeki değişiklikler nedeniyle girdi verisi dağılımı eğitim verilerinin dağılımından farklılaşabilir (6,7).

YZ, tedaviye rehberlik etmek gibi önemli uygulamalarda karar destek mekanizması olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle YZ algoritmalarının titiz bir şekilde değerlendirilmesi ve YZ'nin kullanım amacının klinik çerçevede belirlenmesi gereklidir. Nükleer tıpta YZ için yayımlanmış en önemli kılavuzlardan biri, algoritma değerlendirmesini çeşitli aşamalarda ele alan RELAINCE: Recommendations for EvaLuation of AI for NuClear medicinE kılavuzu, YZ değerlendirmesinin belirli bir "amaç" ile başlamasını ve bu amacın hedef popülasyon, görüntüleme süreci, bilgi çıkarma süreci ve başarı ölçütlerini içermesini önermektedir (6). EANM kılavuzu ve nükleer tıpta YZ'nin fırsat, zorluk ve sorumluluklarını ele alan bir uzlaşı metni de YZ'nin yalnızca teknik bir araç olarak değil; hasta, hekim, tıbbi fizikçi, bilişim birimi, geliştirici, sağlık kurumu ve düzenleyici kurumları içeren bir ekosistem olarak ele alınmasını önermektedir (17,18).

RELAINCE Kılavuzunun Temel İlkeleri

- Kullanım amacı klinik bir cümleyle tanımlanmalıdır: Her YZ aracı için bazı unsurlar yazılı olarak tanımlanmalıdır. Hangi klinik görevi yerine getirdiği, hangi hasta grubunda kullanılacağı, hangi görüntüleme ve rekonstrüksiyon koşullarında çalıştığı, çıktının klinik karar sürecinde hangi noktada kullanılacağı, başarı ve güvenlik ölçütlerinin ne olduğu belirtilmelidir (6).

- Teknik performans klinik yararın yerine konulmamalıdır: Model performansı, klinik soruya uygun metriklerle ölçülmelidir. Segmentasyon için yalnızca Dice skoru; görüntü rekonstrüksiyonu için yalnızca RMSE (*root mean squared error,* kök ortalama kare hatası, istatistiksel bir modelin tahmin edilen değerleri ile gerçek değerler arasındaki ortalama farkı ölçer); sınıflandırma için yalnızca doğruluk oranı yeterli değildir. Yanlış negatif ve yanlış pozitiflerin klinik maliyeti, güven aralıkları, kalibrasyon, alt grup performansı, iş akışı etkisi ve hasta sonuçları değerlendirilmelidir (6,19).

- Harici doğrulama zorunlu bir güven basamağıdır: Eğitim ve test verileri hasta, merkez, cihaz veya zaman bakımından örtüşmemelidir. Modelin başka merkez, başka cihaz, başka protokol ve farklı hasta özellikleri üzerindeki performansı ayrıca test edilmelidir (6,7).

- İnsan denetimi klinik kararın ayrılmaz parçasıdır: Nükleer tıp uzmanı, YZ çıktısını ham görüntü ve klinik bağlamla karşılaştırmalı, modelin kullanım amacının dışına çıkıp çıkmadığını kontrol etmeli, beklenmedik veya belirsiz çıktıyı reddedebilmeli, gerektiğinde modeli devre dışı bırakabilmeli, nihai rapor ve tedavi kararının gerekçesini bağımsız olarak kurabilmelidir (20).

"İnsanın sürece dahil olduğu (*human-in-the-loop*)" ilkesi, özellikle tanı, prognoz ve dozimetri gibi doğrudan hasta yönetimini etkileyen görevlerde korunmalıdır (17,18,20). İnsan denetimi yalnızca raporun sonunda bir onay düğmesine basmak değildir; kullanıcının çıktıyı sorgulayabildiği, modelin belirsizliğini gördüğü ve gerektiğinde karşı kanıtı inceleyebildiği bir iş akışıdır.

- Veri temsili, kaliteli ve izlenebilir olmalıdır: Veri setleri hedef klinik popülasyonu, cihazları, radyofarmasötikleri, protokolleri, hastalık şiddetini ve belirli demografik grupları yansıtmalıdır. Dahil etme ve dışlama kriterleri, referans standart, etiketleme süreci, eksik veri yönetimi ve veri ön işleme adımları dokümante edilmelidir (7,21). Nükleer tıp verilerinde görüntü ile birlikte doz, çekim süresi, radyofarmasötik, cihaz, rekonstrüksiyon, kalibrasyon ve hareket bilgisi de kayıt altına alınmalıdır. Ortak terminoloji, DICOM uyumu, yapılandırılmış veri sözlükleri ve FAIR ilkeleri (*findable*-bulunabilir, *accessible*-erişilebilir, *interoperable*-birlikte çalışabilir, *reusable*-yeniden kullanılabilir), kurumlar arası YZ geliştirme ve doğrulamanın temelini oluşturur (22,23).

- Alt grup performansı izlenmelidir: Genel ortalama performans, belirli hasta gruplarındaki düşük performansı gizleyebilir. Cinsiyet, yaş, vücut kitle indeksi, böbrek fonksiyonu, etnik veya coğrafi özellikler, hastalık evresi, cihaz ve protokol alt grupları mümkün olduğunca ayrı incelenmelidir (20,21). Alt grup bilgisi modele doğrudan verilse de verilmese de, modelin farklı gruplarda aynı klinik güvenilirliği sağlayıp sağlamadığı değerlendirilmelidir.

- Şeffaflık, açıklanabilirlik ve belirsizlik birlikte ele alınmalıdır: Klinisyenin ihtiyacı her zaman modelin tüm matematiksel akıl yürütmesini görmek değildir. Daha temel olarak, modelin hangi amaçla tasarlandığı, hangi verilerle eğitilmiş ve doğrulanmış olduğu, hangi durumlarda kullanılmaması gerektiği, hangi hataları daha sık yaptığı, çıktının belirsizliği veya güven düzeyinin ne olduğu, hangi yazılım sürümünün kullanıldığı ve son güncellemenin ne zaman yapıldığı bilinmelidir. Model kartı, kullanım talimatı, performans raporu ve hata günlüğü bu şeffaflığın temel gerekliliklerdir (21,24,25).

- YZ araçları sürekli izlenmelidir: YZ bir kez doğrulanıp süresiz kullanılacak statik bir ürün değildir. Yeni PET/SPECT cihazı, yeni rekonstrüksiyon yazılımı, yeni radyofarmasötik, değişen hasta profili veya model güncellemesi veri ve kavram kaymasına neden olabilir (26,27,28).

Klinik Kullanıma Alma için Önerilen Süreç

- Kullanım Öncesi Değerlendirme

Klinik birim, YZ aracını satın almadan veya kullanmaya başlamadan önce Tablo 2'de verilmiş olan soruları yanıtlamalıdır. Satın alma kararında yalnızca pazarlama materyali veya tek bir yüksek performans sonucu yeterli kabul edilmemelidir. Çok merkezli çalışmalar, yerel veriyle kabul testi, kullanıcı eğitimi, iş akışı entegrasyonu, tedarikçi değerlendirmesi ve dağıtım sonrası izlemi birlikte ele almaktadır (29).

- Yerel Kabul Testi

Klinik kullanımdan önce multidisipliner bir ekip oluşturulmalıdır. Ekipte en az bir nükleer tıp uzmanı, tıbbi fizikçi, teknoloji uzmanı, bilişim/güvenlik sorumlusu ve kurumun kalite veya hukuk biriminden uygun bir temsilci bulunmalıdır (29,30).

Yerel kabul testi üç aşamada yürütülmelidir:

1. Yerel cihaz ve protokolleri temsil eden retrospektif veriyle teknik ve klinik test,

2. Çıktının hasta yönetimini etkilemediği deneysel test çalışması,

3. Önceden belirlenmiş olgu grubu ve süre içinde uzman denetimli kısıtlı prospektif kullanım (19,30).

DECIDE-AI (Developmental and Exploratory Clinical Investigations of DEcision support systems driven by

Tablo 1. Nükleer tıpta yapay zekanın başlıca kullanım alanları (3,6,8,10,13,31)

Kullanım alanı	Olası klinik yarar	Başlıca risk	Asgari güvenlik koşulu
Görüntü rekonstrüksiyonu ve düşük sayımlı PET/SPECT	Daha kısa çekim, daha düşük aktivite veya daha düşük sayımla kabul edilebilir görüntü kalitesi	Gerçek lezyonun silinmesi, yapay lezyon oluşması, SUV ve diğer nicel ölçümlerin değişmesi	Çok merkezli ve harici doğrulama; görüntü kalitesi yanında kantitatif eşdeğerlik ve hata analizi
Atenüasyon, saçılma ve hareket düzeltmesi	Artefakt azalması, PET/MRG ve BT'siz düzeltme olanakları	Yanlış düzeltme, yalancı tutulum veya gerçek bulgunun bastırılması	Cihaz, radyofarmasötik ve protokol çeşitliliğinde test; uzman görsel kontrolü
Segmentasyon ve kantifikasyon	Tümör yükü, organ hacmi, SUV ve metabolik hacim ölçümlerinde hız ve tekrarlanabilirlik	Küçük lezyonlarda sınır hatası, parsiyel hacim etkisi, fizyolojik tutulumun yanlış işaretleme	Referans standart, uzman düzeltmesi, belirsizlik ve başarısızlık durumlarının gösterilmesi
Radyomik ve sonuç modelleri	Prognostik ve prediktif biyobelirteçlerin araştırılması	Aşırı uyum, veri sızıntısı, düşük yeniden üretilebilirlik, protokol kaynaklı önyargı	IBSI/EANM-SNMMI uyumu, harici doğrulama, baz modelle karşılaştırma
Lezyon saptama ve sınıflandırma	Gözden kaçan bulguların azaltılması, önceliklendirme	Yanlış negatif veya yanlış pozitif; otomasyon yanlılığı	Tanımlı kullanım amacı, klinik değerlendirme, uzman tarafından nihai karar
Radyofarmasötik tedavilerde dozimetri	Kişiselleştirilmiş doz, hızlı segmentasyon, daha az zaman noktası	Yanlış doz haritası veya yanlış riskli organ dozu; tedavi zararının doğrudan artması	Yüksek riskli yardımcı sistem olarak kullanım; fizikçi ve uzman doğrulaması; bağımsız yöntemle karşılaştırma
İş akışı ve raporlama	Triyaj, yapılandırılmış rapor, benzer olgu erişimi, idari zaman tasarrufu	Yanlış önceliklendirme, önemli bulgunun atlanması, hatanın rapora otomatik taşınması	Loglama, kullanıcı eğitimi, klinik doğrulama, otomatik imzanın engellenmesi
Üretken YZ ve LLM	Rapor taslağı, metin yapılandırma, eğitim, araştırma ve kaynak erişimi	Halüsinasyon, gizlilik ihlali, uydurma kaynak, güvenli görünen yanlış öneri	Güvenli kurumsal ortam, kaynakla sınırlı üretim, uzman doğrulaması ve açık dokümantasyon

IBSI: *Image Biomarker Standardisation Initiative,* EANM: *European Association of Nuclear Medicine,* SNMMI: *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging,* YZ: Yapay zeka, LLM: Büyük dil modelleri, BT: Bilgisayarlı tomografi, SUV: Standart tutulum değeri, PET: Pozitron emisyon tomografisi, SPECT: Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi, MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

Tablo 2. Yapay zeka araçlarının klinik kullanım öncesi değerlendirilmesi (25,27,29,30)		
Değerlendirme sorusu	**Gerekli kanıt**	**Karar ölçütü**
Araç hangi klinik amaca yöneliktir?	Kullanım amacı ve kullanım dışı durumlar	Klinik soruyla uyum
Tıbbi cihaz veya SaMD olarak düzenleyici statüsü nedir?	Uygunluk, ruhsat/izin, sınıf ve kullanım talimatı	İlgili mevzuata uygunluk
Hangi veriyle doğrulanmıştır?	Merkez, cihaz, protokol, radyofarmasötik ve hasta özellikleri	Yerel ortama makul benzerlik
Harici doğrulama yapılmış mıdır?	Bağımsız merkez veya cihaz sonuçları	Genellenebilirlik için yeterli kanıt
Bilinen hata ve kısıtlılıklar nelerdir?	Model kartı, hata analizi, güvenlik raporu	Kritik hatalar yönetilebilir olmalı
Güncelleme politikası nedir?	Sürüm, değişiklik ve yeniden doğrulama planı	Klinik birimin onayı olmadan sessiz güncelleme olmamalı
Veriler nerede işlenmektedir?	Veri işleme sözleşmesi, sunucu konumu, siber güvenlik	Hasta verisi için kurumsal onay
Satış sonrası destek var mıdır?	Olay bildirimi ve performans izleme planı	Sorumluluk ve iletişim zinciri belirli olmalı
SaMD: *Software as a medical device*		

Artificial Intelligence), erken klinik değerlendirmelerde sistem sürümünün, kullanıcı eğitiminin, iş akışına entegrasyonun, hataların, güvenlik olaylarının ve insan-YZ uyumunun raporlanmasını önermektedir (19). Yeni cihaz, protokol, radyofarmasötik veya yazılım güncellemesi sonrasında yeniden doğrulama yapılmalıdır. Uygulama sonrası izlemde kritik yanlış negatif ve pozitifler, kullanıcı düzeltme oranı, başarısız analizler, alt grup performansı ve model kayması kaydedilmelidir (26,27).

- Kabul Kriterleri

Kabul kriterleri kullanım amacına göre belirlenmelidir. Görüntü iyileştirme aracında belirli SUV ölçümleri için önceden belirlenmiş hata sınırı, segmentasyon aracında klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde hacim ve kontur uyumu, lezyon saptama aracında kritik yanlış negatif oranı için üst sınır, raporlama aracında olgusal hata ve klinik anlamı değiştiren hata oranı, dozimetri aracında bağımsız referans yöntemle organ ve tümör dozlarının kabul edilebilir farkı, iş akışı aracında işlem süresi, başarısız işlem oranı ve kullanıcı düzeltme oranı gibi kriterler olmalıdır (6,27,30).

Başarı ölçütleri, "ortalama doğruluk" yerine hasta güvenliğini ve klinik amacı yansıtmalıdır. Bir modelin ortalama performansı iyi olsa bile kritik bir yanlış negatif sonuç kabul edilemez düzeydeyse rutin kullanıma alınmamalıdır.

- Rutin Kullanıma Alınma

Rutin kullanım için YZ çıktısı, rapor veya tedavi kararına otomatik ve denetimsiz biçimde aktarılmamalıdır. Uzman, YZ'nin çıktısını ham veri, önceki görüntü, klinik bilgi ve gerektiğinde diğer görüntüleme yöntemleriyle karşılaştırmalıdır. Kullanıcı, çıktıyı kabul ettiğinde veya reddettiğinde gerekçeyi kısa biçimde kaydedebilmelidir. Yazılım sürümü, model adı ve kritik parametreler rapor veya işlem kaydında izlenebilir olmalıdır. Kullanım dışı bir hasta, radyofarmasötik, cihaz veya protokol ile karşılaşıldığında araç devre dışı bırakılmalı veya çıktı yalnızca araştırma amaçlı değerlendirilmelidir. Klinik raporda YZ kullanımı, kurum politikasına göre uygun düzeyde açıklanmalıdır (20,29).

- Uygulamada Kalite Güvencesi

Kalite güvencesi; ilk kabul testini, periyodik kalite kontrolünü, sürüm değişikliği sonrasında yeniden doğrulamayı ve sorun bildirimini içermelidir. YZ aracının performansı; kritik yanlış negatif ve yanlış pozitif sayısı, başarısız veya tamamlanamayan analiz oranı, uzman tarafından düzeltme veya reddetme oranı, kullanım dışı veri oranı, işlem süresi ve sistem kesintisi, alt grup performansı, model güncellemesi öncesi ve sonrası performans, klinik yönetimi değiştiren hata sayısı gibi göstergelerle izlenebilir (27,28).

Kurulum sonrası gözetim, sağlayıcı ve sağlık kurumunun ortak sorumluluğundadır. Yapılan öneriler, performansın kullanım süresi boyunca izlenmesini, bazal performans değerlerinin ve güven aralıklarının tanımlanmasını, sorunların kaydedilmesini ve düzenli incelemeyi vurgulamaktadır (26). En az yıllık kurumsal performans değerlendirmesi yapılmalı ve her kritik yazılım, cihaz veya protokol değişikliğinde yeniden kabul testi uygulanmalıdır (27,29).

Kritik yanlış negatif veya yanlış pozitiflerde beklenmeyen artış, yeni cihaz veya protokol sonrasında

performans düşüşü, modelin kullanım amacı dışındaki verilerde kullanılması, veri gizliliği veya siber güvenlik olayı, sağlayıcının haber vermeden model güncellemesi, çıktıların tekrarlanamaz hale gelmesi, kullanıcıların modelin hata sınırlarını anlayamadığının görülmesi durumlarında kullanım durdurulmalıdır (26,29).

Üretken YZ Kullanımı

Üretken YZ, aşağıdaki görevlerde yardımcı araç olarak değerlendirilebilir: (13,14)

- Nükleer tıp raporunun yapılandırılmış taslağını oluşturma,
- Bulgular ile sonuç arasındaki tutarlılığı kontrol etme,
- Uzun raporları klinisyen için kısa özet haline getirme,
- Anonimleştirilmiş araştırma verilerini ön sınıflandırma,
- Eğitim amacıyla olgu soruları ve açıklamaları oluşturma,
- Kurum içi onaylı kılavuz veya veri tabanında benzer olgu arama,
- Rapor dilini hastanın anlayabileceği biçimde sadeleştirme; ancak klinik sonucun uzman tarafından kontrol edilmesi.

Üretken YZ kullanımı sırasında zorunlu güvenlik kurallarına dikkat edilmelidir. Kimlik belirleyici hasta verileri, kurum tarafından onaylanmamış genel amaçlı çevrim içi modellere girilmemelidir. Kullanılan modelin adı, sürümü, veri işleme yeri ve eğitim verilerinin yeniden kullanım politikası bilinmelidir. Klinik çıktılar kaynak görüntü veya kaynak metinle ilişkilendirilebiliyorsa bu bağlantı görünür olmalıdır. Üretilen her rapor taslağı uzman tarafından satır satır doğrulanmalıdır. Modelin ürettiği kaynaklar, DOI'ler, kılavuz atıfları ve doz önerileri bağımsız olarak kontrol edilmelidir. LLM çıktısı otomatik olarak imzalanmamalı veya hasta dosyasına doğrudan aktarılmamalıdır. Komut, çıktı ve düzeltmeler; araştırma veya kalite amacıyla saklanacaksa veri koruma ve etik kurul gereklilikleri değerlendirilmelidir (31,32).

LLM'nin tek başına tanı koyması, radyofarmasötik tedavi aktivitesini veya dozimetri kararını belirlemesi, uzman incelemesi olmadan nihai rapor oluşturulması, hastaya klinik öneri veya tedavi planı gönderilmesi, uydurma veya doğrulanmamış literatür kaynaklarının kullanılması, hasta verilerinin kamuya açık modelle paylaşılması, görüntüde olmayan bir bulgunun yalnızca metinsel istem nedeniyle rapora eklenmesi uygun olmayan kullanım şekilleridir. Üretken YZ halüsinasyonları için geliştirilen DREAM (Definition- representative examples- evaluation- causes- mitigation) raporu, bu sistemlerin mevcut aşamada otonom karar verici değil, klinik riski artırmadan yardımcı araç olarak konumlandırılması gerektiğini vurgulamaktadır (16).

İş Akışı Entegrasyonu ve İnsan Faktörleri

YZ aracının klinik değeri, algoritmanın kendisi kadar iş akışındaki konumuna da bağlıdır. Uzmanın görüntüyü açmasından önce ön okuma aracı olarak, raporlama sırasında ikinci göz olarak, rapor imzalanmadan önce tutarlılık denetleyicisi olarak, kalite kontrol veya araştırma veri düzenleme aracı olarak farklı risk ve fayda profillerine sahip olabilir (19,29).

Klinik değerlendirmede yalnızca "model doğru mu?" değil, "model doğru zamanda ve doğru biçimde mi sunuluyor?" sorusu da yanıtlanmalıdır. Gereksiz uyarılar alarm yorgunluğu oluşturabilir; çok geç gelen çıktı iş akışına katkı sağlamayabilir. Aracın PACS, raporlama veya dozimetri yazılımına entegrasyonu, ayrı bir uygulama açma zorunluluğuna göre kullanıcı davranışını değiştirebilir (29,30).

Kullanıcıların YZ çıktısına gereğinden fazla güvenmesi otomasyon yanlılığına; model hatası görüldüğünde her türlü YZ yardımını reddetmesi ise algoritmik reddetmeye yol açabilir. Her iki durum da hasta güvenliği açısından sorunludur. Kullanıcı eğitimi, modelin yalnızca nasıl kullanılacağını değil, hangi koşullarda hata yapabileceğini de öğretmelidir (29).

Sonuç

Nükleer tıpta YZ kullanımı teknik bir yazılım seçimi değil, klinik bir süreç yönetimidir. RELAINCE kılavuzu algoritma değerlendirmesini kullanım süreci boyunca ele alırken, EANM ve SNMMI belgeleri bu sürece etik, eğitim, veri standardizasyonu ve mesleki sorumluluğu eklemektedir (6,17,18). Fakat mevcut çalışmaların çoğu geriye dönük, tek merkezli ve teknik performans odaklıdır. Hasta yönetimi, sağkalım, yaşam kalitesi, gereksiz işlem azalması, maliyet-etkinlik gibi sonuçlar daha az incelenmiştir. Ayrıca birçok YZ aracı belirli bir cihaz, radyofarmasötik veya kurumun veri dağılımına bağımlıdır. Bu nedenle nükleer tıp uzmanları, "yayınlanmış olması" ile "kendi kurumunda güvenli kullanıma hazır olması" arasındaki farkı korumalıdır. YZ nükleer tıpta hekimin yerini alacak bağımsız bir karar verici olarak değil; görüntüleme kalitesini, nicel doğruluğu, iş akışını ve kişiselleştirilmiş tedaviyi destekleyebilecek, ancak

kullanım süreci boyunca denetlenmesi gereken bir teknolojik araç olarak konumlandırılmalıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Makalenin yazarı, Seyhan Karaçavuş, Kasım sayısında konuk editör olarak görev yapmıştır. Ancak kendisi bu makalenin editoryal değerlendirme ve hakemlik sürecinde yer almamış, hakem değerlendirmelerine ilişkin herhangi bir bilgiye erişmemiş ve nihai karar sürecine dahil olmamıştır. Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Makalenin hazırlanması sırasında yapay zeka araçları metin düzenleme, dil düzeltme ve literatür desteği amacıyla kullanılmıştır.

Kaynaklar

1. Zaidi H, El Naqa I. Quantitative molecular positron emission tomography imaging using advanced deep learning techniques. Annu Rev Biomed Eng. 2021;23:249-276.
2. Seifert R, Weber M, Kocakavuk E, Rischpler C, Kersting D. Artificial intelligence and machine learning in nuclear medicine: future perspectives. Semin Nucl Med. 2021;51:170-177.
3. Hatt M, Krizsan AK, Rahmim A, et al. Joint EANM/SNMMI guideline on radiomics in nuclear medicine : Jointly supported by the EANM physics committee and the SNMMI physics, instrumentation and data sciences council. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2023;50:352-375.
4. Visvikis D, Lambin P, Beuschau 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.
5. Chaudhari AS, Mittra E, Davidzon GA, et al. Low-count whole-body PET with deep learning in a multicenter and externally validated study. NPJ Digit Med. 2021;4:127.
6. Jha AK, Bradshaw TJ, Buvat I, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for evaluation (the RELAINCE guidelines). J Nucl Med. 2022;63:1288-1299.
7. Bradshaw TJ, Boellaard R, Dutta J, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for algorithm development. J Nucl Med. 2022;63:500-510.
8. Arabi H, AkhavanAllaf A, Sanaat A, Shiri I, Zaidi H. The promise of artificial intelligence and deep learning in PET and SPECT imaging. Phys Med. 2021;83:122-137.
9. Zwanenburg A. Radiomics in nuclear medicine: robustness, reproducibility, standardization, and how to avoid data analysis traps and replication crisis. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2019;46:2638-2655.
10. Brosch-Lenz JF, Delker A, Schmidt F, Tran-Gia J. On the use of artificial intelligence for dosimetry of radiopharmaceutical therapies. Nuklearmedizin. 2023;62:379-388.
11. Currie GM, Rohren E. The role of artificial intelligence in theranostics. J Nucl Med Technol. 2025;53:82S-91S.
12. Strigari L, Schwarz J, Bradshaw T, et al. Computational nuclear oncology toward precision radiopharmaceutical therapies: ethical, regulatory, and socioeconomic dimensions of theranostic digital twins. J Nucl Med. 2025;66:748-756.
13. Hirata K, Matsui Y, Yamada A, et al. Generative AI and large language models in nuclear medicine: current status and future prospects. Ann Nucl Med. 2024;38:853-864. Erratum in: Ann Nucl Med. 2025;39:404-405.
14. Bradshaw TJ, Tie X, Warner J, Hu J, Li Q, Li X. Large language models and large multimodal models in medical imaging: a primer for physicians. J Nucl Med. 2025;66:173-182.
15. Choi H, Lee D, Kang YK, Suh M. Empowering PET imaging reporting with retrieval-augmented large language models and reading reports database: a pilot single center study. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2025;52:2452-2462.
16. Xia M, Bayerlein R, Chemli Y, et al. On hallucinations in artificial intelligence-generated content for nuclear medicine imaging (the DREAM report). J Nucl Med. 2026;67:166-174.
17. Hustinx R, Pruim J, Lassmann M, Visvikis D. An EANM position paper on the application of artificial intelligence in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;50:61-66.
18. Saboury B, Bradshaw T, Boellaard R, et al. Artificial intelligence in nuclear medicine: opportunities, challenges, and responsibilities toward a trustworthy ecosystem. J Nucl Med. 2023;64:188-196.
19. Vasey B, Nagendran M, Campbell B, et al.; DECIDE-AI expert group. Reporting guideline for the early stage clinical evaluation of decision support systems driven by artificial intelligence: DECIDE-AI. BMJ. 2022;377:e070904.
20. Herington J, McCradden MD, Creel K, et al. Ethical considerations for artificial intelligence in medical imaging: deployment and governance. J Nucl Med. 2023;64:1509-1515.
21. Herington J, McCradden MD, Creel K, et al. Ethical considerations for artificial intelligence in medical imaging: data collection, development, and evaluation. J Nucl Med. 2023;64:1848-1854.
22. Bradshaw TJ, Brosch-Lenz J, Uribe C, et al. Recommendations for Standardizing nuclear medicine terminology and data in the era of theranostics and artificial intelligence. J Nucl Med. 2025;66:1471-1479.
23. Currie G, Hawk KE, Rohren EM. Ethical principles for the application of artificial intelligence (AI) in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:748-752.
24. Kotter E, D'Antonoli TA, Cuocolo R, et al.; European Society of Radiology (ESR). Guiding AI in radiology: ESR's recommendations

for effective implementation of the European AI Act. Insights Imaging. 2025;16:33.

25. Zanca F, Brusasco C, Pesapane F, Kwade Z, Beckers R, Avanzo M. Regulatory Aspects of the Use of Artificial Intelligence Medical Software. Semin Radiat Oncol. 2022;32:432-441.
26. Cuocolo R, Bernardini D, Pinto Dos Santos D, et al.; European Society of Radiology (ESR). AI medical device post-market surveillance regulations: consensus recommendations by the European Society of Radiology. Insights Imaging. 2025;16:275.
27. Mahmood U, Shukla-Dave A, Chan HP, et al. Artificial intelligence in medicine: mitigating risks and maximizing benefits via quality assurance, quality control, and acceptance testing. BJR Artif Intell. 2024;1:ubae003.
28. Allen B, Dreyer K, Stibolt R Jr, et al. Evaluation and real-world performance monitoring of artificial intelligence models in clinical practice: try it, buy it, check it. J Am Coll Radiol. 2021;18:1489-1496.
29. Brady AP, Allen B, Chong J, et al. Developing, purchasing, implementing and monitoring AI tools in radiology: practical considerations. A multi-society statement from the ACR, CAR, ESR, RANZCR and RSNA. Radiol Artif Intell. 2024;6:e230513.
30. Ketola JHJ, Inkinen SI, Mäkelä T, et al. Testing process for artificial intelligence applications in radiology practice. Phys Med. 2024;128:104842.
31. Yi PH, Haver HL, Jeudy JJ, et al. Best practices for the safe use of large language models and other generative AI in radiology. Radiology. 2025;316:e241516.
32. Currie G, Hawk KE. Ethical and legal challenges of artificial intelligence in nuclear medicine. Semin Nucl Med. 2021;51:120-125.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.03522
Nucl Med Semin 2026;12:174-185

Nükleer Tıpta Yapay Zeka Envanteri

Artificial Intelligence Inventory in Nuclear Medicine

Sertaç Asa

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Öz

Yapay zeka (YZ) nükleer tıpta artık yalnızca araştırma laboratuvarlarının konusu olmaktan çıkmış; veri toplamadan raporlamaya kadar iş akışının hemen her basamağında kendine yer bulmuştur. Ne var ki bu alana adım atmak isteyen bir nükleer tıp hekimi için asıl güçlük, hangi aracın hangi basamakta, hangi koşullarda ve hangi lisans statüsüyle kullanılabileceğini toplu halde gösteren bir kaynağın bulunmamasıdır. Bu derlemede nükleer tıpta kullanılabilecek YZ yazılımlarını açık kaynak kodlu ve ticari ürünler olmak üzere iki grupta envanterlemeyi ve bu envanteri beş basamaklı bir iş akışı çerçevesine (veri toplama, ön işleme, segmentasyon, özellik çıkarımı, model geliştirme ve analiz) yerleştirmeyi amaçladık. Her iki grupta da çok sayıda olgunlaşmış araç mevcuttur ve bunlar birbirinin rakibinden çok tamamlayıcısıdır. Açık kaynak araçlar ücretsizdir, kullanıcı tarafından değiştirilebilir, algoritmaları incelenebilir ve veri tamamen kurumun kontrolünde kalır; buna karşılık büyük çoğunluğunun *Conformité Européenne* ya da *Food and Drug Administration* onayı yoktur ve kurumsal teknik destekten yoksundurlar. Ticari çözümler klinik sistemlere entegrasyon, düzenleyici uyum ve teknik destek sağlar; ancak lisans bedeli gerektirir, özelleştirme üreticinin izin verdiği ölçüyle sınırlıdır ve algoritmalar çoğu zaman kapalıdır. Etiketli verinin azlığı, merkezler arasındaki standardizasyon farkları, kişisel verilerin korunmasına ilişkin yükümlülükler, tıbbi cihaz yazılımı sınıflandırması, PACS uyumu, açıklanabilirlik ve grafik işlem birimi altyapısı gereksinimi her iki grup için de ortak sorunlardır. Önümüzdeki yıllarda temel modellerin, çok modaliteli analizin, büyük dil modeli destekli raporlamanın ve federe öğrenmenin bu envanteri önemli ölçüde değiştirmesi beklenmektedir. Bugün için nükleer tıp

Abstract

Artificial intelligence (AI) has moved beyond the research laboratory in nuclear medicine and now has a place at nearly every step of the imaging workflow, from data collection to reporting. For a nuclear medicine physician wishing to enter this field, however, the main difficulty is the absence of a single resource showing which tool can be used at which step, under what conditions, and with what licensing status. In this review we aimed to inventory the AI software available to nuclear medicine in two groups, open-source and commercial, and to place this inventory within a five-step workflow framework (data collection, preprocessing, segmentation, feature extraction, and model development and analysis). Both groups contain a large number of mature tools, and the two are complementary rather than competing. Open-source tools are free of charge, can be modified by the user, have algorithms that can be inspected, and leave the data entirely under institutional control; on the other hand, most of them lack Conformité Européenne or Food and Drug Administration approval and come without institutional technical support. Commercial solutions offer integration with clinical systems, regulatory compliance, and technical support, but they require licence fees, allow customization only to the extent permitted by the manufacturer, and their algorithms are usually closed. Scarcity of labelled data, differences in standardization between centres, obligations arising from personal data protection, classification as medical device software, PACS compatibility, explainability, and the need for graphics processing unit infrastructure are problems shared by both groups. In the coming years, foundation models, multimodal analysis, large language model-assisted reporting, and federated learning are expected to change this inventory considerably. For the present, the

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Doç. Dr. Sertaç Asa, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: sertacasa@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-4060-9331
Geliş Tarihi/Received: 02.10.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Asa S. Artificial intelligence inventory in nuclear medicine. Nucl Med Semin. 2026;12:174-185

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

pratiğine önerebileceğimiz yaklaşım, araştırma ve yöntem geliştirmede açık kaynak araçların, rutin klinik kullanımda ise onaylı ticari çözümlerin tercih edildiği hibrit bir modeldir.

Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, nükleer tıp, derin öğrenme, yazılım, pozitron emisyon tomografisi-bilgisayarlı tomografi

approach we would recommend for nuclear medicine practice is a hybrid model in which open-source tools are preferred for research and method development and approved commercial solutions for routine clinical use.

Keywords: Artificial intelligence, nuclear medicine, deep learning, software, positron emission tomography computed tomography

Giriş

Nükleer tıp, ürettiği verinin doğası gereği yapay zeka (YZ) uygulamaları için elverişli bir alandır. Pozitron emisyon tomografi (PET) ve tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (SPECT) ile elde ettiğimiz görüntüler, fonksiyonel bilgi taşıyan yarı kantitatif veri kümeleridir. Günlük pratikte bu veriyi çoğunlukla standartlaştırılmış tutulum değeri (SUV_{maks}) gibi tek bir noktaya indirgenmiş ölçütlerle özetleriz; oysa görüntünün içinde bundan çok daha fazlası vardır. Sorun, bu bilgiyi elle çıkarılmaya çalışıldığında işin hem uzun sürmesi hem de sonucun büyük ölçüde ölçümü yapan kişiye bağlı kalmasıdır (1).

Bu darboğazı en iyi hacim temelli parametreler üzerinden anlatabiliriz. Lenfomada metabolik tümör hacmi (MTV) ve total lezyon glikolizinin (TLG) sağkalım ve tedavi yanıtı açısından güçlü prognostik değer taşıdığı yıllardır bilinmektedir; buna rağmen bu parametreler rutin raporlarımızda kendine yer bulamamıştır (2). Yaygın hastalığı olan bir olguda onlarca lezyonu tek tek elle çizmek günlük iş yükü içinde mümkün değildir. Yaygın metastatik prostat kanserinde prostat spesifik membran antijeni (PSMA) PET ile ölçülen toplam tümör hacmi için de aynı durum geçerlidir (3). Otomatik segmentasyonun nükleer tıp için önemi, bu parametreleri günlük kullanımda uygulama potansiyeline sahip olmasından kaynaklanmaktadır.

Derin öğrenmenin son on yılda iki ve üç boyutlu görüntü analizinde gösterdiği başarı (4,5) nükleer tıbba da hızla yansımıştır. Bugün segmentasyondan kantifikasyona, görüntü kalitesinin iyileştirilmesinden doz ve çekim süresinin azaltılmasına, atenüasyon düzeltmeden dozimetriye, prognostik modellemeden otomatik raporlamaya uzanan geniş bir uygulama alanı bulunmaktadır (6). Avrupa Nükleer Tıp Derneği (EANM) yayımladığı görüş belgesinde YZ'nin alana kalıcı biçimde yerleştiğini kabul etmiş, entegrasyonun nasıl olması gerektiğini ve kullanım amaçlarını tanımlamıştır (7). Amerikan Nükleer Tıp ve Moleküler Görüntüleme Derneği ise algoritma geliştirme ve değerlendirme için iyi uygulama ilkelerini iki ayrı belgede yayımlamıştır (8,9). Konunun etik boyutu da literatürde ayrıca tartışılmaktadır (10).

Buna karşın hangi yazılımın ne iş yaptığı, hangisinin klinikte kullanılabileceği, hangisinin yalnızca araştırma amaçlı olduğu konusunda derli toplu bir kaynak bulmak güçtür. YZ'nin nükleer tıptaki klinik uygulamalarını ele alan çok sayıda derleme vardır; ancak bunların çoğu klinik endikasyonlar ya da yöntemler etrafında kurgulanmıştır. Araçların kendisini, iş akışındaki yerlerine ve lisans durumlarına göre listeleyen çalışma ise azdır.

Bu derlemede, nükleer tıpta kullanılabilecek YZ yazılımlarının güncel bir envanterini sunmayı amaçladık. Envanteri açık kaynak kodlu ve ticari ürünler olmak üzere iki eksende düzenledik; her iki grubu da beş basamaklı iş akışı üzerinden ele aldık, ardından iki grubu karşılaştırarak alana yeni başlayanlar için bir yol haritası önerdik. Envanter Kasım 2026 itibarıyla kamuya açık lisans ve düzenleyici bilgilere dayanmaktadır; yazılımlar sık güncellendiğinden kullanım öncesinde güncel durum doğrulanmalıdır.

Nükleer Tıp Hekimi için Temel Kavramlar ve Altyapı

Açık kaynak yazılım, kaynak kodu herkesin inceleyebildiği, değiştirebildiği ve dağıtabildiği yazılımdır. Nükleer tıp alanındaki örneklerin çoğu *Berkeley Software Distribution* (BSD) veya Apache türü izin verici lisanslarla dağıtılır; bu da araştırma amaçlı kullanımı, çoğu durumda da ticari kullanımı serbest bırakır. Açık kaynak yazılımı yalnızca ücretsiz olan yazılımdan ayırmak gerekir: ücretsiz (*freeware*) yazılımların kaynak kodu kapalıdır ve lisansları değiştirme ya da yeniden dağıtma hakkı tanımaz; LIFEx ve Google Colab bu gruptadır (Tablo 1).

Kapalı kaynak (ticari) yazılımda kod gizlidir; kullanıcı, doğrulanmış, düzenleyici onayı almış ve teknik destekle birlikte sunulan bir ürünü lisanslar. Aradaki fark yalnızca maliyet farkı değildir. Açık kaynak bir araçta çıktının üzerindeki bütün kontrol, ama aynı zamanda bütün sorumluluk kullanıcıya aittir; ticari üründe ise doğrulama yükünün önemli bir kısmını üretici üstlenmiştir.

Tablo 1. Envanterdeki yazılımların lisans türü, ücret durumu ve doğrulanabilen düzenleyici statüsü (Kasım 2026 itibarıyla)

Yazılım	İşlev	Lisans türü	Açık kaynak	Ücret/erişim	FDA 510(k)	CE (üretici beyanı)
Açık kaynak kodlu ve ücretsiz araçlar (tıbbi cihaz olarak sunulmazlar)						
PyDicom	Veri erişimi (DICOM okuma, anonimleştirme)	MIT	Evet	Ücretsiz	—	—
dcm4che/dcm4chee	Veri erişimi (araştırma arşivi)	MPL 1.1/GPL v2/ LGPL v2.1 (üçlü lisans); bileşene göre değişebilir	Evet	Ücretsiz	—	—
OHIF Viewer	Veri erişimi (web görüntüleyici)	MIT	Evet	Ücretsiz	—	—
SimpleITK	Ön işleme	Apache 2.0	Evet	Ücretsiz	—	—
SimpleElastix/elastix	Kayıtlama	Apache 2.0	Evet	Ücretsiz	—	—
ComBat (neuroCombat)	Harmonizasyon	MIT (Python/MATLAB); Artistic 2.0 (R)	Evet	Ücretsiz	—	—
3D Slicer	Segmentasyon, kantifikasyon, platform	BSD türevi (Slicer lisansı)	Evet	Ücretsiz	—	—
ITK-SNAP	Segmentasyon (manuel/yarı otomatik)	GPL v3	Evet	Ücretsiz	—	—
MONAI	Segmentasyon (derin öğrenme çerçevesi)	Apache 2.0	Evet	Ücretsiz	—	—
nnU-Net	Segmentasyon (kendini yapılandıran çerçeve)	Apache 2.0	Evet	Ücretsiz	—	—
MOOSE	Segmentasyon (tüm vücut PET/BT)	Kod: Apache 2.0; model: CC BY 4.0	Evet	Ücretsiz; ayrıca ticari sürüm	—	—
TotalSegmentator	Segmentasyon (BT/MR anatomik yapılar)	Apache 2.0 (açık görevler); bazı ek modeller ayrı lisanslı	Evet	Açık görevler ücretsiz ve ticari kullanıma açık; ek modellerde ticari kullanım lisansa bağlı	—	—
PyRadiomics	Özellik çıkarımı (radyomik)	BSD 3-clause	Evet	Ücretsiz	—	—
IBEX	Özellik çıkarımı (radyomik)	Creative Commons Attribution	Evet (MATLAB kodu)	Ücretsiz	—	—
AMIDE	Görüntüleme ve kantifikasyon	GPL v2	Evet	Ücretsiz	—	—
PyTorch	Model geliştirme	BSD 3-clause	Evet	Ücretsiz	—	—
TensorFlow	Model geliştirme	Apache 2.0	Evet	Ücretsiz	—	—
scikit-learn	Model geliştirme (klasik makine öğrenmesi)	BSD 3-clause	Evet	Ücretsiz	—	—
Weka/Orange/KNIME	Model geliştirme (görsel arayüz)	GPL v3 (Orange: v3 ve sonrası; KNIME: ek izinlerle)	Evet	Ücretsiz; ücretli kurumsal eklentiler olabilir	—	—

Tablo 1. Devamı

Yazılım	İşlev	Lisans türü	Açık kaynak	Ücret/erişim	FDA 510(k)	CE (üretici beyanı)
RStudio (Posit)	İstatistiksel modelleme	AGPL v3 (açık kaynak sürüm)	Evet	Ücretsiz; ayrıca ticari sürüm	—	—
Ücretsiz kullanılabilen ancak açık kaynak kodlu olmayan araçlar						
LIFEx	Özellik çıkarımı (radyomik), ComBat harmonizasyonu	Tescilli; araştırma kullanımı lisansı	Hayır (yalnızca nesne kodu; değiştirme ve yeniden dağıtma yasak)	Araştırma için ücretsiz; ticari kullanım ayrı lisansla	—	—
Google Colab	Model geliştirme (bulut GPU erişimi)	Tescilli bulut hizmeti	Hayır	Ücretsiz katman; ücretli planlar	—	—
Ticari ürünler						
aPROMISE/PYLARIFY AI (EXINI/Lantheus)	PSMA PET lezyon saptama ve kantifikasyon	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K211655 (2021)	Var (2021)
Siemens syngo.via (MI uygulamaları)	Görüntüleme, kantifikasyon, iş akışı	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K242275 (syngo. via MI Workflows, 2024)	—
Hermes Hermia (Voxel Dosimetry)	Kantifikasyon, dozimetri	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K243919 (Voxel Dosimetry, 2025; ilk izin: K191216, 2019)	Var (MDR, Sınıf IIb, 2024)
MIM Software (SurePlan MRT)	Kantifikasyon, segmentasyon, dozimetri	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K182624 (MRT Dosimetry, 2018)	Var (2020)
PMOD (Bruker)	Kinetik modelleme, kantifikasyon, dozimetri	Ticari lisans; yalnızca araştırma amaçlı (RUO)	Hayır	Lisans bedeli	— (RUO; tıbbi cihaz olarak sunulmaz)	— (RUO)
Philips IntelliSpace Portal/AI Manager	Görüntüleme, kantifikasyon, YZ uygulama platformu	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K162025 (IntelliSpace Portal 9.0, 2016); AI Manager'ı kapsamaz	—
Canon AiCE (Cartesion Prime PET/BT)	Derin öğrenme temelli rekonstrüksiyon	Ticari lisans (cihaza bağlı)	Hayır	Cihaz / lisans bedeli	K203314 (Cartesion Prime V10.8, AiCE-i for PET, 2021)	—

Tablo 1. Devamı

Yazılım	İşlev	Lisans türü	Açık kaynak	Ücret/erişim	FDA 510(k)	CE (üretici beyanı)
United Imaging uAI (HYPER DLR)	Derin öğrenme temelli rekonstrüksiyon ve gürültü azaltma	Ticari lisans (cihaza bağlı)	Hayır	Cihaz/lisans bedeli	K193210 (HYPER DLR, 2020)	—
Subtle Medical SubtlePET	Düşük sayımlı PET gürültü azaltma	Ticari lisans	Hayır	Lisans bedeli	K182336 (2018)	Var (2018)

Düzenleyici bilgiler Kasım 2026 itibarıyla kontrol edilmiştir. FDA 510(k) izinlerinin K-numaraları FDA *Premarket Notification* veri tabanında (accessdata.fda.gov) doğrudan sorgulanabilir; her izin yalnızca belirtilen ürün, sürüm ve amaçlanan kullanım için geçerlidir ve platformun tamamına ya da sonraki sürümlere genellenemez. CE işaretine ilişkin bilgiler üretici duyurularına dayanmaktadır. Avrupa Birliği'nin EUDAMED veri tabanında piyasadaki cihazların kaydı Kasım 2026'ya, sertifika bilgilerinin yüklenmesi Mayıs 2027'ye kadar sürdüğünden, CE statüsü bu derlemenin hazırlandığı sırada bağımsız olarak sorgulanamamıştır

—: Bağımsız olarak doğrulanabilen bilgi bulunamadı; bu ifade onayın bulunmadığı anlamına gelmez. Açık kaynak ve ücretsiz araçlar ile yalnızca araştırma amaçlı (RUO) sunulan ticari yazılımlar tıbbi cihaz olarak sunulmadığından çıktıları yalnızca araştırma amacıyla kullanılmalıdır. Türkiye'de klinik kullanım öncesinde ürünün güncel ÜTS kaydı ayrıca kontrol edilmelidir. Lisans bilgileri ilgili projelerin resmi depo ve web sayfalarından alınmıştır; kullanılacak sürümün lisans metni ayrıca kontrol edilmelidir. AGPL: GNU *Affero General Public License,* BSD: *Berkeley Software Distribution,* CC BY: *Creative Commons Attribution,* CE: *Conformité Européenne,* DLR: *Deep learning reconstruction,* FDA: *Food and Drug Administration,* GPL: GNU *General Public License,* LGPL: GNU *Lesser General Public License,* MDR: *Medical Device Regulation* (AB Tıbbi Cihaz Tüzüğü), MIT: *Massachusetts Institute of Technology* lisansı, MPL: *Mozilla Public License,* MRT: *Molecular radiotherapy,* RUO: *Research use only* (yalnızca araştırma amaçlı), ÜTS: Ürün takip sistemi, PET: Pozitron emisyon tomografi, MR: Manyetik rezonans, BT: Bilgisayarlı tomografi, YZ: Yapay zeka

Makine öğrenmesi, bilgisayarın veriden istatistiksel örüntüler çıkararak yeni örneklere genelleme yapabilmesini sağlayan yöntemlerin ortak adıdır. Hepimizin aşina olduğu lojistik regresyon aslında bu ailenin en basit üyesidir; yapay sinir ağlarındaki "yapay nöron" kavramı da temelde buna dayanır. Destek vektör makineleri, rassal orman (*random forest*) ve gradyan artırma yöntemleri bu ailenin diğer sık kullanılan üyeleridir. Bu yöntemlerin ortak özelliği, kullanıcının önceden tanımladığı değişkenlerle (yaş, evre, hasta grubu, SUV_{maks}, MTV gibi) çalışmalarıdır.

Derin öğrenme ise hangi özelliklerin önemli olduğunu verinin kendisinden öğrenen çok katmanlı yapay sinir ağlarını kullanır. Buradaki "derin" sözcüğü, ağın art arda dizilmiş çok sayıda gizli katmandan (*hidden layer*) oluşmasını ve her katmanın bir öncekinin çıktısından giderek daha soyut temsiller öğrenmesini anlatır. Görüntü verisinde uzun süredir baskın olan mimari evrişimli sinir ağlarıdır (CNN); bu ağlar kenar, doku ve şekil gibi özellikleri, kullanıcının elle tanımladığı özniteliklere ihtiyaç duymadan kendileri öğrenir (4). Son yıllarda ise üretken dil modellerinin temelindeki transformer mimarisinin görüntüye uyarlanmış hali olan vision transformer temelli yöntemler tıbbi görüntülemede CNN'lere ciddi bir alternatif olarak öne çıkmaktadır (11).

Günlük kullanım açısından kabaca şöyle özetleyebiliriz: tablo halindeki klinik veri için klasik makine öğrenmesi, ham görüntü için derin öğrenme daha uygundur. Bununla birlikte ikisini birleştiren hibrit yaklaşımlar giderek yaygınlaşmaktadır.

Bir modelin başarısını değerlendirebilmek için iki kavramı daha bilmek gerekir. Referans doğru (*ground truth*), mutlak gerçek olmasa da gerçeğe en yakın kabul edilen referans değeridir; segmentasyonda genellikle deneyimli bir gözlemcinin elle yaptığı çizimle ya da birden fazla gözlemcinin uzlaşısıyla oluşturulur. Referans doğrunun kalitesi modelin ulaşabileceği tavanı belirler; özensiz etiketlenmiş veriyle eğitilen bir model o hataları da öğrenir ve aynı hataları tekrarlar. Dice benzerlik katsayısı ise iki hacim arasındaki örtüşmeyi 0 ile 1 arasında bir değerle ifade eder ve segmentasyon literatürünün standart ölçütü haline gelmiştir (12). Ancak Dice tek başına yanıltıcı olabilir. Küçük bir lezyonda birkaç voksellik kayma skoru belirgin biçimde düşürür, oysa bu kaymanın klinik karara hiçbir etkisi olmayabilir. Bu yüzden Dice'ın yanında yüzey mesafesi ölçütlerinin ve asıl önemlisi klinik uç noktaların (MTV farkı, SUV farkı, evre değişimi gibi) da raporlanması gerektiğini düşünüyoruz.

YZ algoritmalarının çalışması için yeterli işlem gücü de gerekir. Merkezi işlem birimi (CPU) karmaşık ve sıralı işlerde üstündür; grafik işlem birimi (GPU) ise binlerce küçük işlem çekirdeğini paralel çalıştırır. Tüm vücut PET/bilgisayarlı tomografi (BT) gibi üç boyutlu bir hacimde milyonlarca evrişim işleminin aynı anda yapılması gerektiğinden GPU, CPU'ya göre daha hızlıdır; bu paralel işlem gücüne pratikte NVIDIA'nın CUDA katmanı üzerinden erişilir.

Nükleer Tıpta YZ İş Akışı

Konusu ne olursa olsun, nükleer tıpta YZ temelli bir çalışma kabaca beş aşamadan geçer ve her aşamada farklı bir araç ailesi devreye girer (Şekil 1).

Deneyimlerimize göre bir projede en çok zaman alan basamak, çoğu kişinin tahmin edeceğinin aksine,



Şekil 1. Nükleer tıpta yapay zeka temelli bir çalışmanın beş aşamalı iş akışı. Veri toplama aşamasında PET/BT veya SPECT/BT verisi DICOM formatında elde edilir, arşivden çekilir, seçilir ve anonimleştirilir; ön işleme aşamasında yeniden örnekleme, yoğunluk normalizasyonu, kayıtlama, gürültü azaltma, sentetik görüntü üretimi ve merkezler arası harmonizasyon uygulanır; segmentasyon aşamasında organ ve/veya lezyon üç boyutlu olarak sınırlandırılır; özellik çıkarımı aşamasında SUV türevleri, MTV, TLG, lezyon sayısı ve yayılım ölçütleri ile radyomik doku öznitelikleri hesaplanır; model ve analiz aşamasında sınıflandırma, sağkalım tahmini, tedavi yanıtı öngörüsü veya absorbe doz hesabı yapılır
PET/BT: Pozitron emisyon tomografisi/bilgisayarlı tomografi, SPECT: Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi, DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine,* SUV: Standartlaştırılmış tutulum değeri, MTV: Metabolik tümör hacmi, TLG: Total lezyon glikolizi

veri toplama basamağıdır. Çok zaman noktalı dozimetri çalışmalarında ve tedavi öncesi/sonrası karşılaştırmalarda kayıtlama atlanamayan bir adımdır. Kantitatif nükleer tıbbın asıl darboğazı ise segmentasyondur.

Bu tablo, sık duyduğumuz "en iyi yazılım hangisi" sorusunu da yeniden düşünmeyi gerektirir. Her aşamanın kendi araçları olduğundan, soruyu belirli bir aşama için hangi aracın daha uygun olduğu biçiminde sormak daha doğrudur.

Açık Kaynak Kodlu Yazılım Envanteri

Bu bölümde açık kaynak araçları yukarıda tanımladığımız beş aşamaya göre sıraladık. Araçların aşamalara dağılımı eşit değildir; segmentasyon ve model geliştirme basamaklarında çok sayıda olgunlaşmış seçenek varken veri erişimi ve harmonizasyon basamaklarında seçenekler hala sınırlıdır (Şekil 2). Yazılımların lisans ve düzenleyici statüleri Tablo 1'de özetlenmiştir.

Veri Erişimi ve Yönetimi (Aşama 1)

PyDicom, *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) dosyalarının Python içinde okunması, üstverilerinin düzenlenmesi ve anonimleştirilmesi için kullanılan temel kütüphanedir; açık kaynak bir nükleer tıp iş akışının hemen her zaman ilk halkasını oluşturur (13). dcm4che/dcm4chee, kurum içinde bir araştırma arşivi kurmak için kullanılan, Java tabanlı ve üretim ortamında uzun süredir kendini kanıtlamış bir pakettir (14). Klinik PACS'a dokunmadan ayrı bir araştırma arşivi kurmanın hem veri güvenliği hem de iş yükü açısından daha sağlıklı olduğunu düşünüyoruz. OHIF Viewer ise tarayıcı üzerinden çalışan, eklentilerle genişletilebilen web tabanlı bir görüntüleyicidir (15). Bu aşamada sonucu belirleyen, hangi aracın seçildiğinden çok anonimleştirme ve arşivleme sürecinin en baştan doğru kurgulanmasıdır.

Ön İşleme, Kayıtlama ve Harmonizasyon (Aşama 2)

Simple Insight Segmentation and Registration Toolkit (SimpleITK), ITK kütüphanesinin sadeleştirilmiş bir arayüzüdür; yeniden örnekleme, filtreleme, yoğunluk düzeltme ve maske işlemleri gibi ön işleme adımlarının çoğu bu araçla yapılabilir (16). Kayıtlama gerektiğinde *SimpleElastix* ve temelindeki elastix, rijit ve deforme edilebilir kayıtlamayı yapılandırma dosyaları üzerinden erişilebilir kılar; farklı zamanlarda çekilmiş görüntülerin ortak bir anatomik referansa hizalanmasında kullanılabilir (17).

Çekişmeli üretici ağlar (GAN) ve eşleşmemiş veriyle çalışabilen CycleGAN türevleri ise düşük sayımlı görüntüden tanısal kalitede görüntü üretme, BT olmadan atenüasyon düzeltme haritası sentezleme ve merkezler arasındaki görüntü karakteristiği farklarını giderme gibi problemlerde kullanılmaktadır (18,19).

Genomik alanından uyarlanan ComBat yöntemi, PET verisinde rekonstrüksiyon sonrası harmonizasyon için doğrulanmış ve LIFEx yazılımına entegre edilmiştir (20). Çok merkezli bir çalışmada ön işlemeyi isteğe bağlı bir iyileştirme olarak görmemek gerekir; sonuçların merkezler arasında karşılaştırılabilir olması büyük ölçüde bu basamağa bağlıdır.



Şekil 2. Açık kaynak kodlu yazılım envanterinin iş akışı aşamalarına göre dağılımı. Her sütunda ilgili aşamada kullanılan başlıca araçlar ve bu araçların temel işlev alanı gösterilmiştir: veri erişimi ve arşivleme (PyDicom, dcm4che, OHIF Viewer), ön işleme ve kayıtlama (SimpleITK, SimpleElastix, GAN temelli yöntemler, ComBat), segmentasyon (3D Slicer, ITK-SNAP, MONAI, nnU-Net, MOOSE, TotalSegmentator), özellik çıkarımı (PyRadiomics, LIFEx, IBEX, AMIDE) ve model geliştirme (PyTorch, TensorFlow, scikit-learn, Weka, Orange, KNIME, Google Colab)
DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine,* OHIF: *Open Health Imaging Foundation,* GAN: Çekişmeli üretici ağ, MOOSE: *Multi-organ Objective Segmentation,* LIFEx: *Local Image Features Extraction,* IBEX: *Imaging Biomarker Explorer,* AMIDE: *A Medical Image Data Examiner.*

Segmentasyon (Aşama 3)

Açık kaynak dünyasının en zengin olduğu basamak segmentasyondur.

3D Slicer, 1998'den bu yana geliştirilen, BSD lisanslı ve çapraz platform çalışan bir tıbbi görüntü işleme platformudur (21). DICOM, NIfTI ve NRRD formatlarını okur; PET/BT füzyonu, çok düzlemli yeniden yapılandırma ve üç boyutlu hacim işleme yapabilir. Eklenti kataloğunda iki yüzü aşkın modül vardır; nükleer tıp açısından öne çıkanlar MTV/TLG hesabı için PET-IndiC ve PETTumorSegmentation, radyomik için SlicerRadiomics ve dozimetri için OpenDose3D'dir. Arayüzü ilk bakışta zorlayıcı olabilir ve öğrenme eğrisi diktir; yine de bir nükleer tıp hekiminin tek satır kod yazmadan bu süreçlerin tamamını yürütebileceği en yetkin platformun 3D Slicer olduğunu düşünüyoruz.

ITK-SNAP daha dar kapsamlıdır, ancak manuel ve yarı otomatik çizimde hızlıdır; pratikte en çok, derin öğrenme modellerinin eğitimi ve doğrulaması için referans doğru maskeleri üretmekte kullanılır (22).

MONAI, PyTorch üzerine kurulu, tıbbi görüntülemeye özgü dönüşümler, kayıp fonksiyonları ve metrikler içeren bir kütüphanedir (23). no-new-U-Net (nnU-Net) ise ön işleme, ağ yapılandırması, eğitim ve son işleme adımlarını veri kümesinin özelliklerinden otomatik olarak türeten, kendi kendini yapılandıran bir çerçevedir (24).

Multi-organ Objective Segmentation, tüm vücut FDG PET/BT görüntülerinde çok sayıda organ ve dokuyu otomatik olarak segmente etmek için geliştirilmiştir; özgün doğrulama çalışmasında 120 doku sınıfı tanımlanmış ve ortalama simetrik yüzey mesafesinin voksel boyutu (2 mm) içinde kaldığı bildirilmiştir (25). TotalSegmentator ise rutin klinik pratikten örneklenmiş 1204 BT incelemesiyle eğitilmiştir ve BT görüntülerinde 104 anatomik yapıyı segmente edebilir (26).

Mimari düzeyde üç seçenekten söz edilebilir. Klasik U-Net düşük-orta düzeyde veriyle ve düşük hesaplama yüküyle çalışır; buna karşılık küresel bağlamı iyi yakalayamaz ve elle ayar gerektirir (5). nnU-Net aynı CNN temelini korur, ama yapılandırmayı otomatikleştirir; kullanımı kolaydır, hesaplama yükü ise belirgin biçimde fazladır. Büyük dil modellerinde kullanılan transformer mimarisine dayanan Swin-UNet, dikkat mekanizması sayesinde küresel bağlamı iyi modeller; ne var ki çok fazla veri ister ve hiperparametre uzayı karmaşıktır, dolayısıyla kısıtlı veri setlerinde her zaman avantaj sağlamayabilir (27).

Özellik Çıkarımı (Aşama 4)

PyRadiomics, tıbbi görüntülerden şekil, histogram ve doku özniteliklerini çıkaran, hem bağımsız hem de 3D Slicer arayüzü üzerinden kullanılabilen bir platformdur; Python ortamında yürütülen radyomik çalışmalarının büyük çoğunluğu bu kütüphaneye dayanır (28). LIFEx ise

programlama bilgisi gerektirmeyen grafik arayüzüyle PET, SPECT, manyetik rezonans, BT ve ultrason görüntülerinden aynı öznitelik ailelerini hesaplar; nükleer tıp hekimi için giriş eşiği en düşük seçenek budur (29). Ancak LIFEx açık kaynak kodlu değildir; araştırma amaçlı ücretsiz dağıtılır, lisansı değiştirme ve yeniden dağıtma hakkı vermez ve ticari kullanım ayrı lisans gerektirir.

Özellik çıkarımı basamağında asıl mesele standardizasyondur. Görüntü Biyobelirteci Standardizasyon Girişimi (IBSI) çeşitli radyomik özniteliği tanımlamış ve bunların dijital fantom üzerindeki referans değerlerini yayımlamıştır (30). Bu standarda uyulmadığında farklı yazılımların aynı lezyon için hesapladığı öznitelik değerleri birbiriyle karşılaştırılamaz hale gelir. Bu nedenle radyomik çalışma planlayan bir ekibin ilk sorması gereken sorulardan biri, kullanacağı yazılımın IBSI uyumlu olup olmadığıdır.

Model Geliştirme ve Analiz (Aşama 5)

PyTorch ve TensorFlow, derin öğrenme modellerinin geliştirildiği ve eğitildiği iki temel kütüphanedir (31,32). Klasik makine öğrenmesi için Python ekosisteminin standart kütüphanesi scikit-learn'dür (33). Kod yazmak istemeyenler için Weka, Orange ve KNIME gibi görsel arayüzlü seçenekler de vardır. RStudio biyoistatistiksel modelleme ve sağkalım analizinde hala vazgeçilmezdir; Google Colab ise kurumunda uygun donanım bulunmayan gruplara bulut üzerinden GPU erişimi sağladığı için özellikle ilgi çekicidir. Yalnız şunu vurgulamak isteriz: kimliği belirlenebilir hasta verisinin bu tür bulut ortamlarında işlenmesi, kurum politikası, etik kurul izni, veri işleme koşulları ve KVKK uyumu ayrıca değerlendirilmeden yapılmamalıdır.

Ticari Uygulamaların Envanteri

Ticari ürünler, açık kaynak araçlardan farklı olarak tek tek algoritmalar yerine paketlenmiş iş akışları sunar; sürüm yönetimi, teknik destek ve PACS entegrasyonu bu paketin parçasıdır. Nükleer tıpta öne çıkan başlıca platformlar aPROMISE (PYLARIFY AI), Siemens syngo.via, Hermes Hermia, MIM Software, PMOD, Philips IntelliSpace/AI Manager, Canon Vitrea (AiCE), United Imaging uAI ve Subtle Medical SubtlePET olarak sıralanabilir.

Görüntüleme ve Kantifikasyon

Bu platformların sunduğu işlevlere topluca bakıldığında ortak bir örüntü görülür: incelemenin türüne göre otomatik yerleşim seçimi, otomatik ya da yarı otomatik organ ve lezyon segmentasyonu, otomatik kayıtlama ve füzyon, otomatik kantifikasyon ve klinik karar desteği, derin öğrenme temelli görüntü iyileştirme ve yapılandırılmış rapor üretimi hemen hepsinde bir biçimde yer alır.

Bu işlevlerin en olgunlaştığı alan prostat kanseri görüntülemesidir. aPROMISE, düşük doz BT bileşeni üzerinde derin öğrenmeyle organları segmente eden, ardından PSMA PET üzerinde patolojik olması muhtemel lezyonları saptayıp kantifiye eden bir tıbbi cihaz yazılımıdır (34,35). Analitik doğrulama çalışmalarında otomatik ve manuel segmentasyonlar arasında yüksek uyum bildirilmiştir (35). Yarı otomatik olarak ölçülen PSMA tümör hacminin ileri evre hastalıkta sağkalımla ilişkili olduğu da gösterilmiştir (3).

Onkoloji dışındaki uygulamalar da hızla çoğalmaktadır. Miyokard perfüzyon SPECT'te derin öğrenme temelli modellerin obstrüktif koroner arter hastalığını öngörmede geleneksel perfüzyon defekti ölçütlerinden daha başarılı olduğu çok merkezli çalışmalarda gösterilmiştir (36,37). Nörolojide FDG PET temelli otomatik sınıflandırma modelleri Alzheimer tipi demansın erken tanısında görsel değerlendirmeye katkı sağlamaktadır (38). Onkolojik PET'te ise lezyonları tutulum düzeyine göre şüpheli ya da şüpheli değil olarak sınıflandırabilen CNN temelli yaklaşımlar, rapor öncesinde bir ön tarama işlevi görebilmektedir (39).

Görüntü iyileştirme tarafında SubtlePET, düşük sayımlı PET görüntülerinde derin öğrenme temelli gürültü azaltma için kullanılan ve bu alanda FDA izni bulunan yazılımlardan biridir (40). Daha az aktiviteyle ve daha kısa sürede çekim yapabilmek, özellikle pediatrik olgularda ve klostrofobik hastalarda günlük pratikte gerçek bir kolaylık sağlayabilir.

Dozimetri

Radyoligand tedavilerinin yaygınlaşmasıyla birlikte dozimetri modülleri ticari platformları birbirinden ayıran bileşenlerden biri haline gelmiştir. Hermia, MIM ve PMOD gibi ürünler çok zaman noktalı SPECT/BT veya PET/BT serilerinin otomatik hizalanmasını, organların otomatik segmentasyonunu, zaman-aktivite eğrisinden kümülatif aktivite hesabını, absorbe doz haritası üretimini ve organ bazında dozimetri raporlamasını tek bir iş akışı içinde sunar (41). Bu zincirin en zahmetli halkası öteden beri organ segmentasyonuydu; bunun otomatikleşmesi, dozimetriyi seçilmiş olgulardan rutin uygulamaya taşıyabilecek bir gelişmedir. Ancak PMOD üretici tarafından yalnızca araştırma amaçlı (research use only, RUO) sunulmaktadır (Tablo 1).

Kısacası ticari ürünlerin asıl katkısı, var olan algoritmaları doğrulama, sürüm kontrolü, PACS entegrasyonu ve teknik destekle bir araya getirip klinikte güvenle kullanılabilir hale getirmeleridir.

Açık Kaynak ile Ticari Ürünlerin Karşılaştırmalı Değerlendirmesi

İki grup arasındaki farkları sekiz başlık altında toplamak mümkündür.

Maliyet en görünür farktır: Açık kaynak araçlar ücretsizdir, ticari çözümler ise lisans bedelinin yanında çoğu zaman yıllık bakım ya da sürüm yenileme ücreti ister. Kurulum açık kaynakta teknik altyapı ve çoğunlukla komut satırı bilgisi gerektirirken ticari ürünler kullanıma hazır gelir. Özelleştirme açık kaynakta sınırsızdır; ticari üründe üreticinin izin verdiği parametrelerle sınırlı kalır. En keskin ayrım regülasyon başlığındadır. Açık kaynak araçların büyük bölümü tıbbi cihaz olarak sertifikalandırılmamıştır ve dokümantasyonlarında yalnızca araştırma amaçlı oldukları açıkça yazar; ticari ürünlerde ise tıbbi cihaz statüsü ürüne, modüle, sürüme, endikasyona ve ülkeye göre değişir, bu yüzden kullanım öncesinde ürünün güncel düzenleyici belgelerine mutlaka bakılmalıdır. Destek açık kaynakta topluluk forumlarına, ticari üründe sözleşmeli teknik desteğe dayanır. Güncelleme açık kaynakta süreklidir ama sürüm kararlılığı değişkendir; ticari üründe periyodik ve doğrulanmıştır. Klinik kullanım açısından açık kaynak araçlar araştırma odaklıdır, ticari ürünler ise klinik kullanıma hazır sunulur. Veri gizliliği açık kaynakta tamamen kurumun kontrolündedir; bulut tabanlı ticari çözümlerde ise sağlayıcının veri işleme politikasına bağlıdır.

Pratikte ayrım şurada belirginleşir: Açık kaynak bir araçla hesaplanan MTV değeri bir araştırma verisi olarak yayımlanabilir; aynı değer hasta raporuna yazıldığında ise onaysız bir yazılımın çıktısına dayanan klinik bir karar haline gelir. Bu yüzden iki grubu birbirinin rakibi olarak görmüyoruz. Yöntem geliştirme, hipotez üretme ve akademik yayın için açık kaynak, hasta yönetimini doğrudan etkileyen rutin kararlar için onaylı ticari çözüm, bugün için makul bir iş bölümüdür (Şekil 3).

Zorluklar ve Dikkat Edilmesi Gereken Noktalar

Veri kalitesi: Alanın en temel darboğazı etiketli verinin azlığıdır. Doğru referansı üretmek zaman ister ve gözlemciler arası değişkenlik taşır. Cihaz, rekonstrüksiyon protokolü, açlık süresi, kan şekeri düzeyi ve enjeksiyon-görüntüleme aralığındaki farklılıklar yüzünden bir merkezde iyi çalışan bir model başka bir merkezde beklenmedik biçimde başarısız olabilir. EANM'nin FDG PET/BT prosedür kılavuzundaki standardizasyon ilkelerine ve EARL akreditasyon çerçevesine uymak bu nedenle YZ çalışmaları için de bir ön koşuldur (42,43). Çok merkezli çalışmalarda EARL uyumlu rekonstrüksiyonların kullanılması, merkezler arası değişkenliği azaltmanın en pratik yoludur.

Veri gizliliği: Türkiye'de 6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu'na göre sağlık verisi özel nitelikli kişisel veridir; araştırma amaçlı kullanımda anonimleştirme ve etik kurul onayı zorunludur (44). Burada sık gözden kaçan nokta, DICOM üstverisinden hasta adını silmenin tek başına yeterli olmadığıdır. Kurum adı, cihaz seri numarası, çekim tarihi ve saati, hatta yüz yapısının yeniden oluşturulmasına olanak veren baş-boyun BT verisi de yeniden kimliklendirme riski taşır.

Regülasyon: Klinik karar sürecine giren bir algoritma tıbbi cihaz yazılımı (SaMD) olarak sınıflandırılır ve dolayısıyla CE/FDA süreçlerine tabidir (45). Bu sınıflandırma, araştırma ortamında rahatlıkla kullandığımız bir aracın çıktısını hasta raporuna taşımak istediğimizde karşımıza çıkan asıl eşiktir.

Klinik entegrasyon: PACS uyumluluğu, çıktının rapora aktarılabilmesi ve klinisyenin araca duyduğu güven, teknik performanstan bağımsız engellerdir. Yüksek bir Dice skoru, sonucu okuyan hekimin o sonuca güvenmesini kendiliğinden sağlamaz. Gözlemimiz, kullanıcının çıktıyı hızla düzeltebildiği yarı otomatik iş akışlarının tam otomatik olanlara göre çok daha kolay benimsendiği yönündedir.

Açıklanabilirlik ve raporlama: Derin öğrenme modellerinin "kara kutu" niteliği, hatalı bir çıktının neden üretildiğini izlemeyi güçleştirir. Açıklanabilir YZ yaklaşımları bu boşluğu kapatmaya çalışsa da, üretilen ısı haritalarının (modelin görüntüde nereye "baktığını" gösteren haritalar) klinik olarak nasıl yorumlanacağı hala tartışmalıdır (1). Yayın düzeyinde ise *Checklist for Artificial Intelligence in Medical Imaging* (CLAIM) kontrol listesi tıbbi görüntülemede YZ çalışmaları için asgari raporlama standardını tanımlar; tez ya da makale planlayan ekiplerin bu listeyi işin başında gözden geçirmesini öneririz (46).

Teknik altyapı ve sürdürülebilirlik: Bir YZ sistemini kliniğe entegre etmek yazılımı satın alıp kurmakla bitmez. Donanım, personel eğitimi ve modelin zaman içinde bozulmasını önleyecek periyodik bakım ciddi kaynak ister. Kamera, çekim protokolü ya da rekonstrüksiyon yöntemi değiştiğinde model, alışık olduğu piksel ve gürültü

Açık kaynak araçlar	Ölçüt	Ticari ürünler
Ücretsiz	**Maliyet**	Lisans ve bakım bedeli
Teknik bilgi gerektirir	**Kurulum**	Kullanıma hazır gelir
Sınırsız özelleştirme	**Özelleştirme**	Kısıtlı özelleştirme
Çoğunlukla tıbbi cihaz onayı (CE/FDA) yok	**Düzenleyici onay**	Tıbbi cihaz onayı (CE/FDA) var
Topluluk desteği	**Teknik destek**	Sözleşmeli teknik destek
Sürekli güncelleme	**Güncelleme**	Periyodik güncelleme
Araştırma odaklı	**Klinik kullanım**	Rutin klinik kullanım
Kurum kontrolünde	**Veri gizliliği**	Sağlayıcı kontrolünde

Şekil 3. Açık kaynak araçlar ile ticari ürünlerin sekiz ölçütte karşılaştırmalı değerlendirmesi. Maliyet, kurulum, özelleştirme, düzenleyici onay, teknik destek, güncelleme, klinik kullanım ve veri gizliliği başlıklarında iki grubun birbirini tamamlayan üstünlük ve sınırlılıkları gösterilmiştir. Düzenleyici statünün ürün, modül, sürüm, amaçlanan kullanım ve ülkeye göre değişebileceği dikkate alınmalıdır
CE: *Conformité Européenne,* FDA: *Food and Drug Administration*

dağılımını kaybeder ve fark edilmeden hatalı sonuçlar üretmeye başlayabilir; literatürde bu duruma veri kayması denir. Bu yüzden YZ modellerinin de tıpkı gama kamera ve PET/BT cihazları gibi düzenli kalite kontrolden geçmesi gerekir. Buradaki güçlükler teknik olmaktan çok örgütseldir; sürdürülebilirlik hekim, medikal fizikçi ve bilgi işlem ekiplerinin birlikte çalışmasına bağlıdır.

Gelecek Perspektifi ve Başlangıç için Yol Haritası

Temel modeller (*foundation models*), çok büyük veriyle ön eğitim aldıktan sonra az sayıda örnekle yeni bir göreve uyarlanabilen mimarilerdir. Tıbbi görüntüye uyarlanmış Segment Anything türevleri, her görev için ayrı model eğitme ihtiyacını azaltabilir (47). Çok modaliteli YZ, PET, BT, klinik veri, patoloji ve genomik bilgiyi tek bir modelde birleştirerek kişiye özgü prognoz tahmini yapmayı hedefler. Büyük dil modellerinin klinik bilgiyi başarıyla kodlayabildiği gösterilmiştir (48); bu modeller serbest metin raporları yapılandırılmış formata dönüştürme gibi somut görevlerde de denenmeye başlanmıştır (49). Federe öğrenme ise merkezler arasında veri paylaşmadan ortak model eğitimine olanak tanır ve gizlilik ile veri hacmi arasındaki gerilimi çözmenin en umut verici yollarından biri olarak görünmektedir (50).

Alana yeni giren asistan ve uzmanlar için önerimiz, önce klasik makine öğrenmesinin, sonra derin öğrenmenin öğrenilmesidir. Kendi verisiyle kurulmuş basit bir lojistik regresyon modeli, hazır bir derin öğrenme modelini çalıştırmaktan çok daha öğreticidir. Bundan sonraki adımlar mevcut yazılımların neyi yapıp neyi yapamadığını anlamak, mühendislik fakülteleri ve YZ merkezleriyle donanım ve kodlama konusunda iş birliği kurmak ve disiplinler arasında ortak bir dil geliştirmektir.

Sonuç

Nükleer tıpta YZ bugün tek bir teknolojiden çok, iş akışının her basamağına yayılmış bir araç ekosistemi olarak karşımızda durmaktadır. Açık kaynak araçlar araştırma için güçlü, esnek ve ücretsizdir; ticari çözümler ise klinik entegrasyon ve düzenleyici uyum açısından belirgin üstünlük sağlar. İkisinin birlikte kullanıldığı hibrit bir model bugün için en makul yaklaşım gibi görünmektedir. Bu modelin işleyebilmesi GPU altyapısına

erişime, kodlama desteğine ve mühendislik disiplinleriyle kurulacak kalıcı iş birliklerine bağlıdır. Gelecek çalışmalar için öncelikli gördüğümüz başlıklar; açık kaynak segmentasyon araçlarının Türkiye'deki merkezlerden gelen verilerle bağımsız olarak dış doğrulamasının yapılması, radyomik çalışmalarda IBSI uyumluluğunun ve CLAIM kontrol listesinin standart olarak raporlanması ve federe öğrenmeye dayalı çok merkezli iş birliklerinin kurulmasıdır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazar tarafından finansal destek alınmadığı bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Visvikis D, Lambin P, Beuschau 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.
2. Barrington SF, Mikhaeel NG, Kostakoglu L, et al. Role of imaging in the staging and response assessment of lymphoma: consensus of the International Conference on Malignant Lymphomas Imaging Working Group. J Clin Oncol. 2014;32:3048-3058. Erratum in: J Clin Oncol. 2016;34:2562.
3. Seifert R, Herrmann K, Kleesiek J, et al. Semiautomatically quantified tumor volume using ^{68}Ga-PSMA-11 PET as a biomarker for survival in patients with advanced prostate cancer. J Nucl Med. 2020;61:1786-1792.
4. LeCun Y, Bengio Y, Hinton G. Deep learning. Nature. 2015;521:436-444.
5. Ronneberger O, Fischer P, Brox T. U-Net: convolutional networks for biomedical image segmentation. In: Navab N, Hornegger J, Wells WM, Frangi AF, editors. Medical image computing and computer-assisted intervention - MICCAI 2015. Cham: Springer; 2015. p. 234-241.
6. Balaji V, Song TA, Malekzadeh M, Heidari P, Dutta J. Artificial intelligence for PET and SPECT image enhancement. J Nucl Med. 2024;65:4-12.
7. Hustinx R, Pruim J, Lassmann M, Visvikis D. An EANM position paper on the application of artificial intelligence in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;50:61-66.
8. Bradshaw TJ, Boellaard R, Dutta J, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for algorithm development. J Nucl Med. 2022;63:500-510.
9. Jha AK, Bradshaw TJ, Buvat I, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for evaluation (the RELAINCE Guidelines). J Nucl Med. 2022;63:1288-1299.
10. Currie G, Hawk KE, Rohren EM. Ethical principles for the application of artificial intelligence (AI) in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:748-752.
11. Aburass S, Dorgham O, Al Shaqsi J, Abu Rumman M, Al-Kadi O. Vision transformers in medical imaging: a comprehensive review of advancements and applications across multiple diseases. J Imaging Inform Med. 2025;38:3928-3971.
12. Zou KH, Warfield SK, Bharatha A, et al. Statistical validation of image segmentation quality based on a spatial overlap index. Acad Radiol. 2004;11:178-189.
13. Mason D. SU-E-T-33: pydicom: an open source DICOM library. Med Phys. 2011;38:3493.
14. Warnock MJ, Toland C, Evans D, Wallace B, Nagy P. Benefits of using the DCM4CHE DICOM archive. J Digit Imaging. 2007 Nov;20(Suppl 1):125-129.
15. Ziegler E, Urban T, Brown D, et al. Open health imaging foundation viewer: an extensible open-source framework for building web-based imaging applications to support cancer research. JCO Clin Cancer Inform. 2020;4:336-345.
16. Lowekamp BC, Chen DT, Ibáñez L, Blezek D. The design of SimpleITK. Front Neuroinform. 2013;7:45.
17. Klein S, Staring M, Murphy K, Viergever MA, Pluim JP. elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration. IEEE Trans Med Imaging. 2010;29:196-205.
18. Goodfellow I, Pouget-Abadie J, Mirza M, et al. Generative adversarial networks. Commun ACM. 2020;63:139-144.
19. Zhu JY, Park T, Isola P, Efros AA. Unpaired image-to-image translation using cycle-consistent adversarial networks. In: 2017 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV); 2017; Venice, Italy. IEEE; 2017. p. 2242-2251.
20. Orlhac F, Boughdad S, Philippe C, et al. A Postreconstruction harmonization method for multicenter radiomic studies in PET. J Nucl Med. 2018;59:1321-1328.
21. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. Magn Reson Imaging. 2012;30:1323-1341.
22. Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC, et al. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability. Neuroimage. 2006;31:1116-1128.
23. Cardoso MJ, Li W, Brown R, et al. MONAI: an open-source framework for deep learning in healthcare. arXiv. 2022. [Preprint]
24. Isensee F, Jaeger PF, Kohl SAA, Petersen J, Maier-Hein KH. nnU-Net: a self-configuring method for deep learning-based biomedical image segmentation. Nat Methods. 2021;18:203-211.
25. Shiyam Sundar LK, Yu J, Muzik O, et al. Fully automated, semantic segmentation of whole-body ^{18}F-FDG PET/CT images based on data-centric artificial intelligence. J Nucl Med. 2022;63:1941-1948.
26. Wasserthal J, Breit HC, Meyer MT, et al. TotalSegmentator: robust segmentation of 104 anatomic structures in CT images. Radiol Artif Intell. 2023;5:e230024.
27. Cao H, Wang Y, Chen J, et al. Swin-Unet: UNet-like pure transformer for medical image segmentation. In: Computer vision - ECCV 2022 workshops. Cham: Springer; 2023. p. 205-218.

28. van Griethuysen JJM, Fedorov A, Parmar C, et al. Computational radiomics system to decode the radiographic phenotype. Cancer Res. 2017;77:e104-e107.
29. Nioche C, Orlhac F, Boughdad S, et al. LIFEx: a freeware for radiomic feature calculation in multimodality imaging to accelerate advances in the characterization of tumor heterogeneity. Cancer Res. 2018;78:4786-4789.
30. Zwanenburg A, Vallières M, Abdalah MA, et al. The image biomarker standardization initiative: standardized quantitative radiomics for high-throughput image-based phenotyping. Radiology. 2020;295:328-338.
31. Abadi M, Barham P, Chen J, et al. TensorFlow: a system for large-scale machine learning. In: Proceedings of the 12th USENIX Symposium on Operating Systems Design and Implementation (OSDI 16); 2016; Savannah, GA, USA. Berkeley (CA): USENIX Association; 2016. p. 265-283.
32. Paszke A, Gross S, Massa F, et al. PyTorch: an imperative style, high-performance deep learning library. In: Advances in neural information processing systems 32 (NeurIPS 2019). Red Hook (NY): Curran Associates; 2019. p. 8024-8035.
33. Pedregosa F, Varoquaux G, Gramfort A, et al. Scikit-learn: machine learning in Python. J Mach Learn Res. 2011;12:2825-2830.
34. Eiber M, Herrmann K, Calais J, et al. Prostate cancer molecular imaging standardized evaluation (PROMISE): Proposed miTNM classification for the interpretation of PSMA-ligand PET/CT. J Nucl Med. 2018;59:469-478. Erratum in: J Nucl Med. 2018;59:992.
35. Johnsson K, Brynolfsson J, Sahlstedt H, et al. Analytical performance of aPROMISE: automated anatomic contextualization, detection, and quantification of [^{18}F]DCFPyL (PSMA) imaging for standardized reporting. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:1041-1051.
36. Betancur J, Commandeur F, Motlagh M, et al. Deep Learning for prediction of obstructive disease from fast myocardial perfusion SPECT: a multicenter study. JACC Cardiovasc Imaging. 2018;11:1654-1663.
37. Slomka PJ, Miller RJ, Isgum I, Dey D. Application and translation of artificial intelligence to cardiovascular imaging in nuclear medicine and noncontrast CT. Semin Nucl Med. 2020;50:357-366.
38. Ding Y, Sohn JH, Kawczynski MG, et al. A deep learning model to predict a diagnosis of Alzheimer disease by using ^{18}F-FDG PET of the brain. Radiology. 2019;290:456-464.
39. Sibille L, Seifert R, Avramovic N, et al. ^{18}F-FDG PET/CT uptake classification in lymphoma and lung cancer by using deep convolutional neural networks. Radiology. 2020;294:445-452.
40. Bonardel G, Dupont A, Decazes P, et al. Clinical and phantom validation of a deep learning based denoising algorithm for F-18-FDG PET images from lower detection counting in comparison with the standard acquisition. EJNMMI Phys. 2022;9:36.
41. Dewaraja YK, Frey EC, Sgouros G, et al. MIRD pamphlet No. 23: quantitative SPECT for patient-specific 3-dimensional dosimetry in internal radionuclide therapy. J Nucl Med. 2012;53:1310-1325.
42. Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, et al.; European Association of Nuclear Medicine (EANM). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2015;42:328-354.
43. Kaalep A, Sera T, Oyen W, et al. EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2018;45:412-422.
44. Türkiye Cumhuriyeti. 6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu. Resmî Gazete. 2016;(29677). Available from: https://www.resmigazete.gov.tr/eskiler/2016/04/20160407-8.pdf
45. European Parliament, Council of the European Union. Regulation (EU) 2024/1689 of 13 June 2024 laying down harmonised rules on artificial intelligence (Artificial Intelligence Act). Official Journal of the European Union. 2024;L 2024/1689. Available from: https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2024/1689/oj/eng
46. Mongan J, Moy L, Kahn CE Jr. Checklist for artificial intelligence in medical imaging (CLAIM): a guide for authors and reviewers. Radiol Artif Intell. 2020;2:e200029.
47. Ma J, He Y, Li F, Han L, You C, Wang B. Segment anything in medical images. Nat Commun. 2024;15:654.
48. Singhal K, Azizi S, Tu T, et al. Large language models encode clinical knowledge. Nature. 2023;620:172-180. Erratum in: Nature. 2023;620:E19.
49. Adams LC, Truhn D, Busch F, et al. Leveraging GPT-4 for post hoc transformation of free-text radiology reports into structured reporting: a multilingual feasibility study. Radiology. 2023;307:e230725.
50. Rieke N, Hancox J, Li W, et al. The future of digital health with federated learning. NPJ Digit Med. 2020;3:119.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.46338
Nucl Med Semin 2026;12:186-194

Harmonizasyon, Sentetik Veri

Harmonization, Synthetic Data

Erdem Balcı, Seda Gülbahar Ateş

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Öz

Nükleer tıp görüntülemede kullanılan kantitatif ölçümler; hastalıkların tespitinde, evrelemesinde ve tedavi yanıtının değerlendirilmesinde giderek daha belirleyici hale gelmektedir. Bu derlemede, sayısal ölçümlerin ve yapay zeka (YZ) modellerinin güvenirliğini ve genellenebilirliğini artıran harmonizasyon ve sentetik veri kullanımı ele alınmıştır. Derlemenin ilk bölümünde harmonizasyon ele alınmaktadır. Farklı merkezlerde veya aynı merkezde farklı cihazlar arasındaki teknik özellik ve görüntüleme protokolü farklılıkları, sayısal verilerin karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Bu durum çok merkezli çalışmalarda biyolojik olmayan yapay varyasyonlara sebep olmaktadır. Bu soruna yönelik harmonizasyon stratejileri iki grupta incelenebilir: Görüntü üzerinde yapılan düzeltmeler ve sayısal verilerin istatistiksel düzeltilmesi. Görüntü düzeltmelerinde uluslararası standartlar ve fantomlar kullanılarak merkez etkileri azaltılmaktadır. Sayısal verilerdeki istatistiksel düzeltmelerde ise ComBat metodu ve geliştirilmiş versiyonları yaygın olarak tercih edilmektedir. Son yıllarda YZ yöntemleri de harmonizasyona dahil olmuştur. Yapılan çalışmalar, harmonizasyonun YZ modellerinin hastalık sınıflandırma ve sağkalım tahmin başarısını artırdığını ve sonuçların daha tutarlı hale geldiğini göstermektedir. Derlemenin ikinci bölümünde sentetik verilere odaklanılmaktadır. YZ modellerinin ihtiyaç duyduğu kaliteli ve büyük veri setlerine erişim; hasta mahremiyeti, nadir hastalıkların azlığı ve radyasyon maruziyeti nedeniyle kısıtlanmaktadır. Sentetik veri teknolojileri, yenilikçi bir çözüm sunmaktadır. Sentetik veri, matematiksel modeller ve algoritmalar kullanılarak gerçek verilerin dağılımının taklit edilmesiyle oluşturulan verilerdir. Üretken çekişmeli ağlar, varyasyonel otokodlayıcılar, görsel transformer ve gürültü giderici difüzyon modelleri gibi derin öğrenme mimarileri sayesinde kaliteli sentetik tıbbi görüntüler elde edilebilmektedir. Bu sentetik görüntüler;

Abstract

Quantitative measurements used in nuclear medicine imaging are becoming increasingly decisive in disease detection, staging, and treatment response evaluation. This review addresses harmonization and synthetic data use, which increase the reliability and generalizability of numerical measurements and artificial intelligence (AI) models. The first section addresses harmonization. Differences in technical characteristics and imaging protocols between centers, or between devices within the same center, make numerical data difficult to compare. This causes non-biological artificial variations in multicenter studies. Harmonization strategies fall into two groups: image-based corrections, and statistical correction of numerical data. In image corrections, center effects are reduced using internationally accepted standards and phantoms. In statistical corrections, the ComBat method and its improved versions are commonly preferred. In recent years, AI methods have also been incorporated into harmonization. Studies show harmonization increases AI models' success in disease classification and survival prediction, with more consistent results. The second section focuses on synthetic data. Access to quality, large datasets required by AI models is restricted by patient privacy, rare disease scarcity, and radiation exposure. Synthetic data technologies offer an innovative solution: data created by imitating the distribution of real data using mathematical models and algorithms. Deep learning architectures such as generative adversarial networks, variational autoencoders, vision transformer, and denoising diffusion models enable quality synthetic medical images. These images are used to expand AI training sets, improve diagnostic quality of low-dose or short-duration scans, and perform cross-modality image conversion for attenuation correction in hybrid systems. In conclusion, harmonization methods and synthetic data generation approaches, as mutually reinforcing strategic

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Dr. Öğr. Üyesi Erdem Balcı, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
E-posta: ebalci@gazi.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-9762-6741
Geliş Tarihi/Received: 25.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Balcı E, Ateş SG. Harmonization, synthetic data. Nucl Med Semin. 2026;12:186-194

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

YZ eğitim setlerinin genişletilmesinde, düşük dozlu veya kısa süreli çekimlerin tanısal kalitesinin iyileştirilmesinde ve hibrit sistemlerde atenüasyon düzeltmesi amacıyla modaliteler arası görüntü dönüşümünde kullanılmaktadır. Sonuç olarak, harmonizasyon yöntemleri ve sentetik veri üretme yaklaşımları, birbirini besleyen ve güçlendiren stratejik yapıtaşları olarak nükleer tıpta YZ modellerinin güvenilirliğini artırma potansiyeli taşımaktadır. Her iki yaklaşımın entegre ele alınması, görüntülemede yeni nesil tanı ve tedavi izleme protokollerinin standartlaşmasına bir zemin hazırlayacaktır. Ancak bu yöntemlerin klinik uygulamada kullanılabilmesi için kapsamlı çalışmalarla desteklenmesi kaçınılmaz bir gerekliliktir.
Anahtar Kelimeler: Harmonizasyon, sentetik veri, emisyon tomografisi, yapay zeka

building blocks, carry potential to increase AI model reliability in nuclear medicine. Addressing both approaches in an integrated manner will lay groundwork for standardizing next-generation diagnostic and treatment monitoring protocols in imaging. However, using these methods in clinical practice requires support from comprehensive studies.
Keywords: Harmonization, synthetic data, emission tomography, artificial intelligence

Giriş

Nükleer tıpta kullanılan görüntüleme yöntemleri, biyolojik süreçleri moleküler düzeyde değerlendirme ve kantitatif olarak ölçme imkanı sunar (1,2). Pozitron emisyon tomografisinde (PET) standardize edilmiş tutulum değeri (SUV) ve tek foton emisyon tomografisinde (SPECT) spesifik bağlanma oranı benzeri kantitatif metrikler; hastalıkların teşhisi, evrelemesi, hastaların klinik çalışmalara dahil edilmesi ve tedavi yanıtlarının izlenmesinde kritik rol oynamaktadır (2,3). Hem rutin klinik uygulamalarda hem de klinik araştırmalarda bu kantitatif metriklerin kullanımı ve bunlara olan bağımlılık giderek artmaktadır (4).

Sayısal değerlendirmelere ek olarak son yıllarda yapay zeka (YZ) ve özellikle derin öğrenme (DL) yöntemlerinin gelişmesiyle birlikte, görüntülerin sınıflandırılması, segmentasyonu ve analizine yönelik uygulamalar yaygınlık kazanmaktadır. Ancak yüksek performanslı ve klinik olarak genellenebilir YZ modellerinin geliştirilmesi için verilerdeki teknik varyasyonların harmonizasyon yoluyla ortadan kaldırılması gerekmektedir. Ayrıca YZ modelleri için çeşitli, yüksek kaliteli ve büyük hacimli veri setlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Tıbbi görüntülemede hasta mahremiyeti ve veri paylaşımına ilişkin kısıtlılıkların yanı sıra nadir hastalıklar, radyasyon maruziyeti, görüntüleme maliyetleri ve zaman gibi faktörler yeterli miktarda veriye ulaşmayı güçleştirmektedir (5,6). Söz konusu kısıtlılıkların aşılmasında sentetik veri teknolojileri güçlü bir çözüm olarak öne çıkmaktadır. Bu derlemede, nükleer tıpta kantitatif verilerin ve YZ modellerinin doğruluğunu artıran stratejiler, harmonizasyon ve sentetik veri ana başlıkları altında sırasıyla ele alınacaktır.

Harmonizasyon

Nükleer tıp görüntülerinden elde edilen bu sayısal veriler; farklı tarayıcı modelleri, dedektör teknolojileri, kolimatör tasarımları, rekonstrüksiyon algoritmaları, filtreleme parametreleri, atenüasyon/saçılma düzeltmeleri ve kullanılan radyofarmasötiğin fiziksel özellikleri gibi birçok faktöre karşı son derece duyarlıdır (1,2,7). Bu durum, çok merkezli çalışmalarda veya aynı merkezdeki farklı cihazlar arasında biyolojik olmayan yapay varyasyonlara (merkez etkilerine) yol açar. Uluslararası bilimsel kuruluşların görüntüleme prosedürlerini standartlaştırma yönündeki yoğun çabalarına rağmen, tarayıcıların donanımsal heterojenliği ve retrospektif verilerdeki protokol uyumsuzlukları, verilerin doğrudan karşılaştırılmasını engellemektedir (8,9).

Bu soruna çözüm olarak geliştirilen harmonizasyon metotları, görüntüleme cihazları arasındaki fiziksel ve teknik varyasyonları en aza indirmeyi hedefler. Harmonizasyon, biyolojik olmayan sapma ve gürültüleri veriden ayıklayarak küçük örneklem boyutlarında dahi tekrarlanabilir ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edilmesini sağlar (1). Merkez etkilerini ortadan kaldıran bu yaklaşım, çok merkezli verilerin güvenilir bir biçimde bütünleştirilmesine imkan tanır (8). Harmonizasyon; çok merkezli nükleer tıp çalışmalarında, radyomik analizlerinde, YZ ve makine öğrenmesi uygulamalarında ve nomogram gibi istatistiksel modellerin harici doğrulama başarısı ile klinik pratiğe aktarılmasında kritik bir aşamayı temsil eder. Bunu sağlamak için geliştirilen metodolojiler, merkez etkilerinin nükleer tıp görüntüleme sürecinin hangi aşamasında düzeltildiğine bağlı olarak farklılık gösterir. Literatürde bu stratejiler; görüntü elde etme veya

rekonstrüksiyon aşamasındaki varyasyonları doğrudan eşitlemeyi amaçlayan görüntü alanı ve veri çıkarımı yapıldıktan sonra uygulanan istatistiksel düzeltmeleri kapsayan öznitelik alanı olmak üzere iki temel kategori altında sınıflandırılmaktadır (10).

Görüntü ve Öznitelik Tabanlı Harmonizasyon Yöntemleri

Görüntü alanındaki geleneksel yaklaşım; veri toplama, rekonstrüksiyon parametreleri ve tarayıcı performansını standartlaştırmaktır. Bu doğrultuda Avrupa Nükleer Tıp Derneği Araştırma Birimi (EARL) ve Kuzey Amerika Radyoloji Derneği çatısı altındaki Kantitatif Görüntüleme Biyobelirteçleri Birliği gibi uluslararası akreditasyon programlarının kılavuzları referans alınmaktadır (3). Söz konusu kılavuzlar kapsamında tarayıcı varyasyonlarını en aza indirmek amacıyla; tüm vücut onkolojik çekimlerde NEMA NU2 görüntü kalitesi fantomu, beyin çalışmalarında ise üç boyutlu (3D) Hoffman fantomu gibi fiziksel araçlara dayanan kalibrasyon prosedürlerinden yaygın olarak faydalanılmaktadır (4,11,12).

Fantom temelli yaklaşımlarda temel hedef; farklı cihazlardan elde edilen görüntüler arasındaki kontrast, çözünürlük ve gürültü uyumsuzluklarını ortadan kaldırmaktır. Bu amaçla, fantom emisyon verilerinden geri kazanım katsayıları veya kontrast geri kazanım katsayıları gibi nicel metrikler hesaplanır (4,13). Örneğin, çok merkezli bir beyin PET harmonizasyon çalışmasında 3D Hoffman beyin fantomu kullanılarak tarayıcıya özgü etkin görüntü çözünürlüğü belirlenmekte, ardından verileri ortak hedef çözünürlükte eşitleyecek ek Gaussian yumuşatma filtresinin yarı yükseklikteki tam genişlik (FWHM) parametresinin optimal değeri hesaplanmaktadır (12). Onkolojik PET SUV harmonizasyonunda, optimal Gaussian yumuşatma filtresinin FWHM parametresi; farklı çaplardaki fantom kürelerinden ölçülen SUV_{maks} veya SUV_{peak} değerleri ile hedef referans eğrisi (EARL standartları vb.) arasındaki kök ortalama kare hatası minimize edilerek hesaplanır (14,15). Hesaplamalar kullanıcı kaynaklı hata ve varyasyonları ortadan kaldırmak amacıyla yarı otomatik RC Tool ve RAVAT gibi araştırma yazılımları aracılığıyla gerçekleştirilebilir (1,14). Sonuç olarak optimal ek yumuşatma filtresi, orijinal görüntülerin tanısal niteliğini ve kontrast-gürültü oranını bozmadan tarayıcılar arasındaki nicel değişkenlik katsayısını anlamlı ölçüde düşürerek verilerin karşılaştırılabilirliğini sağlar (14,15).

Son yıllarda, çok merkezli çalışmalarda fiziksel fantom ihtiyacını azaltmak amacıyla YZ tabanlı sanal görüntü sentezleme yöntemleri öne çıkmaktadır (16,17). Özellikle döngüsel tutarlı üretken çekişmeli ağlar (CycleGAN) ve latent difüzyon modelleri, eşleştirilmemiş veriler üzerinden tarayıcılar arası kontrast veya parlaklık ile voksel yoğunluk dağılımı transferini başarıyla gerçekleştirebilmektedir (17,18). DL modelleri, farklı amiloid PET izleyicileri arasındaki nicel varyasyonları başarıyla azaltmakta (19) ve kısmi hacim etkilerini anlamlı ölçüde gidermektedir (20). Bu harmonizasyon yaklaşımları, hem birinci derece hem de yüksek derece dokusal radyomik özniteliklerin merkezler arası tekrarlanabilirliğini yükseltmektedir (17).

Fantom ölçümleri gerektiren yaklaşımlar, prospektif bir planlama gerektirdiğinden geriye dönük veri kümelerine uygulanamamaktadır. Nitekim rekonstrüksiyonda kullanılan ham veriler genellikle tarayıcılarda yalnızca kısa bir süre saklanmakta ve geriye sadece cihazın o anki kalibrasyonuyla işlenmiş görüntüler kalmaktadır. Görüntü alanı işlemlerinin bu kısıtlılıklarına karşın, öznitelik seviyesindeki harmonizasyon, görüntünün kendisine müdahale etmeksizin çıkarılan kantitatif parametrelerin istatistiksel dağılımlarını düzeltmeyi amaçlar. Bu yaklaşım ham verilere veya rekonstrüksiyon parametrelerine erişimin mümkün olmadığı retrospektif araştırmalarda son derece pratik ve etkili bir çözüm olabilir.

Bu alandaki en yaygın yaklaşım olan ampirik Bayes tabanlı grup etkilerini düzeltme algoritması ComBat (21), ilk olarak genetik alanında ölçümlerin harmonizasyonu için tanımlanmıştır. Görüntülerin harmonizasyonu için uyarlanan ComBat yöntemi, ortalama ve varyans düzeltmelerini biyolojik sinyalleri koruyarak gerçekleştirmekte ve çok merkezli verilerdeki cihaz kaynaklı etkileri azaltmada tatmin edici sonuçlar üretmektedir (22,23). ComBat yönteminde negatif SUV veya hacim gibi uygun olmayan değerler üretme sınırlamasına karşı; belirli bir referans merkeze hizalama sağlayan M-ComBat, bootstrap yöntemiyle tahmin gücünü artıran B-ComBat ve yeni hastaları tüm veri tabanını yeniden harmonize etmeden modele entegre etmek için transfer öğrenme tabanlı TL-ComBat metotları başarılı alternatiflerdir (24,25). Ayrıca hem doğrusal hem de doğrusal olmayan karmaşık merkez etkilerini gidermek amacıyla geliştirilen DeepComBat ve ResCVAE-Harmonizer gibi DL modelleri, sağkalım ve sınıflandırma tahmin başarısını anlamlı düzeyde artırmaktadır (26,27).

YZ ve Radyomikte Harmonizasyonun Rolü

Görüntü ve öznitelik düzeyinde geliştirilen harmonizasyon metodolojilerinin klinik araştırmalardaki nihai başarısı, YZ ve makine öğrenmesi modellerinin tanısal

ve prognostik performansı üzerindeki etkisi doğrudan ölçülebilmektedir (28,29). Çok merkezli veri setlerindeki merkez etkileri kaynaklı varyasyonlar, makine öğrenmesi algoritmalarının gerçek biyolojik sinyaller yerine teknik gürültülere odaklanarak aşırı öğrenmesine yol açabilir (26). Harmonizasyon işlemleri, bu biyolojik olmayan merkez etkilerini ortadan kaldırarak sonraki analizlerin istatistiksel gücünü artırmakta, model genellenebilirliğini sağlamakta ve klinikte güvenle kullanılabilecek kararlı biyobelirteçlerin keşfine imkan tanımaktadır (26,28).

Literatürdeki çalışmalar, harmonizasyon işlemlerinin YZ modellerinin sınıflandırma ve sağkalım tahmin performansını belirgin şekilde iyileştirdiğini ortaya koymaktadır (29,30). Küçük hücreli dışı akciğer kanserinde adenokarsinom ve skuamöz hücreli karsinom histopatolojik alt tiplerinin belirlenmesinde, harmonize edilmeyen PET radyomik verileriyle eğitilen XGBoost modelinin doğrulama kümesindeki eğri altında kalan alan (AUC) değeri 0,556 iken, ComBat harmonizasyonu sonrasında bu performans 0,996 seviyesine ulaşmıştır (30). Benzer şekilde, çok merkezli PET/bilgisayarlı tomografi (BT) verileriyle epidermal büyüme faktörü reseptörü (EGFR) ve Kirsten sıçan sarkomu viral onkogen homologu (KRAS) gen mutasyon durumlarını tahmin eden çok değişkenli makine öğrenmesi modellerinde ComBat kullanımı; EGFR ve KRAS için AUC değerlerini sırasıyla 0,94 ve 0,93 seviyesine çıkararak modellerin prognostik başarımını anlamlı ölçüde pekiştirmiştir (29).

Görüntü alanındaki harmonizasyon tabanlı DL yaklaşımları da analiz performansı üzerinde benzer kazanımlar sunmaktadır. Baş ve boyun kanserli hastaların PET görüntülerinden uzak metastaz gelişimini öngören lojistik regresyon modelinde; CycleGAN tabanlı sanal görüntü sentezleme yaklaşımıyla sağlanan örüntü düzeyindeki harmonizasyon, merkezler arası teknik değişkenliği gidererek tahmin doğruluğunu artırmıştır (17). Prognostik değerlendirme ve sağkalım analiz modellerinde, DL tabanlı ResCVAE-Harmonizer ile harmonize edilen PET öznitelikleri, uygulanan modelin öngörü gücünü ve risk derecelendirme performansını belirgin şekilde yükselterek hem harmonize edilmemiş temel verilere hem de ComBat gibi standart yöntemlere karşı net bir üstünlük sağlamıştır (27). Bununla birlikte, baş ve boyun kanserli hastalarda genel sağkalım kestirimi amacıyla PET verilerinde rekonstrüksiyon ve tarayıcı etkilerini aşamalı olarak düzelten sıralı ComBat modeli ile klinik değişkenleri birleştiren makine öğrenimi tabanlı prognostik model, uyum indeksini (C-indeksi) 0,767'ye çıkararak en yüksek tahmin performansını elde etmiştir (31).

Makine öğrenme modellerinin öznitelik belirleme adımları ve açıklanabilirlik açısından harmonizasyon kritik bir rol oynamaktadır. Rekürsif öznitelik eleme gibi yöntemlerde harmonizasyon sonrasında özniteliklerin önem sıralamaları değişse de, bölgesel homojenliği ve dokusal genişliği tanımlayan bazı üst düzey özniteliklerin her koşulda kararlılığını koruyabildiği gözlenmektedir (30). Ek olarak nükleer tıp rutininde sıkça karşılaşılan segmentasyon varyasyonları, radyomik özniteliklerin tekrarlanabilirliğini bozarak istatistiksel modellerde hatalara yol açabilmektedir. Baş ve boyun kanseri PET görüntülerinde manuel ve 24 farklı DL segmentasyonunun karşılaştırıldığı çalışmada, algoritmalar arası uyuşmazlık gösteren özniteliklerin oranı ComBat harmonizasyonu ile %82,8'den %9'a düşürülmüştür. Böylece ComBat metodu, segmentasyon kaynaklı değişkenliği elimine ederek öznitelik kararlılığını sağladığı gösterilmiştir (32). Destek vektör makinesi sınıflandırıcısının duyarlılık ve özgüllük değerlerinin harmonizasyonla optimize edilmesi, segmentasyon farklılıklarına rağmen akciğer kanseri nüks tahmin modellerinin tanısal doğruluğunu ve kararlılığını artırmaktadır (28). Nükleer tıpta YZ modellerinin başarısı, kullanılan veri setlerinin homojenliğine ve uygulanan harmonizasyon stratejisine doğrudan bağlıdır. Model mimarisi, veri kümesindeki dengesizlikler ve klinik görevin niteliği doğrultusunda en uygun harmonizasyon metodolojisinin seçilmesi, geliştirilen prognostik ve diagnostik modellerin klinik genellenebilirliğini ve kararlılığını belirleyen kritik unsurlardandır.

Sentetik Veri

YZ modellerinin ihtiyaç duyduğu yüksek hacimli gerçek veriye erişimdeki kısıtlılıkların aşılmasına yönelik çözümlerden biri sentetik veri kullanımıdır. Sentetik veri, literatürde gerçek olaylardan üretilmek yerine matematiksel modeller, algoritmalar veya diğer simülasyon yöntemleri aracılığıyla, gerçek verinin dağılımını ve yapısını taklit ederek yapay yolla üretilen veya simüle edilen veriler olarak tanımlanmaktadır (5,33). Sentetik verinin işlevsel tanımı, Kraliyet Bilim Akademisi ve Alan Turing Enstitüsü tarafından 2022 yılında, bir dizi veri bilimi görevini çözmek amacıyla özel olarak tasarlanmış bir matematiksel model veya algoritma kullanılarak üretilen veri olarak belirlenmiştir (34). Sentetik veri üretim yöntemleri, klasik istatistiksel

tekniklerden modern DL yapılarına kadar uzanmaktadır. Güncel literatürde ise DL ve bunu temel alan üretken YZ yaklaşımları ön plana çıkmaktadır. Tıbbi görüntüleme alanında yapılan bazı çalışmalar üretken YZ'nin gerçekçi sentetik tıbbi görüntüler elde etme potansiyelini göstermiştir (35,36,37,38). Derlememizin bu bölümünde, sentetik verilerin üretim yöntemlerinin yanı sıra, tıbbi görüntüleme ve özellikle nükleer tıp alanındaki başlıca uygulamaları genel hatlarıyla ele alınacaktır.

Sentetik Veri Üretim Yöntemleri ve Kalite Kontrolü

DL alanındaki hızlı ilerlemelerle birlikte, üretken YZ tıbbi görüntülemede karşılaşılan çeşitli zorluklara çözüm sunma potansiyeline sahip sentetik görüntülerin üretilmesinde giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıbbi görüntü sentezi alanında kullanılan her biri farklı yapıya ve güçlü yanlara sahip üç temel üretken YZ model ailesi mevcuttur: GAN, varyasyonel otokodlayıcılar (VAE) ve gürültü giderici difüzyon olasılık modelleri (DDPM) (5,6,38). Ayrıca, son yıllarda görsel transformer (ViT) tabanlı mimariler de görüntü sentezi uygulamalarında giderek daha fazla kullanılmaktadır (39).

GAN'lar birbirine karşıt şekilde eğitilen iki evrişimli sinir ağından oluşan, DL tabanlı üretken model mimarileridir (40). Bu sinir ağlarından üretici ağ, eğitim verilerinin özelliklerini taklit eden yeni sentetik veriler üretirken, ayırt edici ağ üretilen görüntülerin gerçek verilerden ayırt edilip edilemeyeceğini değerlendirmektedir. Eğitim süreci sonunda üreticinin gerçek veri dağılımını mümkün olduğunca iyi yansıtan gerçekçi sentetik görüntüler üretmesi amaçlanmaktadır (40,41). VAE'ler ise bir kodlayıcıdan ve kod çözücüden oluşan diğer bir üretken YZ model ailesidir. Kodlayıcı, girdi verilerinin temel özelliklerini sıkıştırarak daha düşük boyutlu bir gizli uzayda temsil ederken, kod çözücü bu temsili kullanarak veriyi yeniden oluşturmaktadır. VAE'ler, GAN'lara göre daha çeşitli görüntüler elde ederken daha bulanık ve keskinliği düşük görüntüler üretme eğilimleri önemli sınırlılıklarından biridir (38,42). DDPM'ler, yeni nesil üretken YZ yaklaşımlarından biri olup yüksek gerçekçiliğe ve çeşitliliğe sahip sentetik görüntüler üretme potansiyeline sahiptir. Görüntülere aşamalı olarak gürültü eklenmesi ve ardından bu sürecin tersine çevrilmesinin öğrenilmesi prensibine dayanır. Model başlangıçtaki rastgele gürültüyü adım adım azaltarak eğitim verilerinin özelliklerini yansıtan gerçekçi sentetik görüntüler üretir (38,43). Bu modellerin özellikle farklı görüntüleme modaliteleri arasındaki [BT'den PET, manyetik rezonanstan (MR) BT gibi] dönüşümde faydalı olabileceği gösterilmiştir. Yüksek gerçeklikte ve çeşitlilikte görüntüler elde eden DDPM'lerin dezavantajları ise yüksek hesaplama maliyeti ve GAN'lara kıyasla daha uzun görüntü üretim süresidir (38). Son yıllarda görüntü sentezinde kullanılan ViT modellerinde görüntüler küçük parçalara ayrılır ve bu parçalar konum bilgileriyle birlikte dikkat mekanizması kullanılarak işlenir. Böylece model, görüntünün farklı bölgeleri arasındaki ilişkileri öğrenebilmektedir (39).

Üretken YZ modelleri, girdi ve üretilen çıktının türüne göre *text-to-image*, *image-to-image* ve *image-to-text* gibi farklı görevlerde kullanılabilmektedir. *Text-to-image* yaklaşımlarında metinsel tanımlamalardan yeni sentetik görüntüler oluşturulurken, *image-to-text* yaklaşımlarında ise tıbbi görüntülerden görüntü içeriğini tanımlayan metinler ve raporlar üretilmektedir. Bu yaklaşımlar arasında özellikle *image-to-image* yöntemleri görüntü sentezi, modaliteler arası dönüşüm ve görüntü kalitesinin iyileştirilmesi gibi tıbbi görüntüleme uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır (44).

Sentetik görüntülerin kalite kontrolü, klinik kullanım açısından önemli bir basamaktır (38). Referans görüntülerin mevcut olduğu durumlarda yapısal benzerlik indeksi ve sinyal-gürültü oranı; referans görüntülerin bulunmadığı durumlarda ise *Inception Score, Fréchet Inception Distance* ve *Kernel Inception Distance* gibi ölçütler kullanılabilmektedir (5,38,45). Ayrıca, gerçek ve sentetik görüntülerin okuyucular tarafından ayırt edilmesine dayanan değerlendirmeler görsel gerçekçiliğin belirlenmesinde kullanılmaktadır (38,46). Ancak kalite kontrolünde henüz standart bir değerlendirme yöntemi bulunmamaktadır.

Sentetik Verinin Tıbbi Görüntülemede Uygulama Alanları

Üretken modellerle elde edilen sentetik veri setleri tıbbi görüntülemede çeşitli amaçlarla kullanılabilmektedir. Sentetik verilerin en yaygın kullanım alanlarından biri sınıflandırma ve segmentasyon gibi görevler için uygulanan DL modellerinin eğitilmesinde kullanılan gerçek veri setlerinin yerine kullanılması veya güçlendirilmesidir (38). Eğitici setinin sentetik görüntülerle genişletilmesinin modelin performansını artırdığı çalışmalarda gösterilmiştir (47,48). Sentetik veri setinin performansının gerçek veri setinin performansına yaklaşması gibi bazı seçilmiş durumlarda tamamen gerçek veri setinin yerini alabileceği düşünülmektedir (38). Bu amaçlarla üretilen sentetik görüntüler, modelin

genelleştirilebilirliğini artırmak ve aşırı uyum sorununu azaltmak için yüksek aslına uygunluk ve çeşitlilikte olmalıdır. Aslına uygunluk, üretilen görüntülerin ne kadar gerçekçi ve doğru olduğunu ölçerken, çeşitlilik gerçek dünya verilerinin gerçek dağılımının ve değişkenliğinin ne ölçüde yansıtıldığını temsil etmektedir (5).

Kişisel veri paylaşımı sorunlarının yönetiminin kolaylaştırılması, sentetik verinin önemli olası kullanım alanlarından biridir. YZ geliştirme sürecinde, tıbbi görüntülere ilişkin veri paylaşımı yapılması çeşitli teknik, etik ve yasal durumlardan dolayı sınırlılık oluşturmaktadır. Açık veri setleri, YZ modellerinin geliştirilmesinde kritik olsa da, hasta mahremiyetinin korunması ve kişiyi tanımlayıcı unsurların gizliliğinin sağlanması oldukça önemlidir. Gerçek hasta verileriyle eğitilmiş modeller tarafından üretilen sentetik görüntülerin paylaşılması, bu kısıtlılıkların aşılmasına yönelik potansiyel olarak güçlü bir yaklaşım sunmaktadır (5,38). Ayrıca gerçek hasta görüntülerinde çeşitli üretken YZ modelleri kullanılarak kimliksizleştirme yapılabilmektedir. Özellikle otokodlayıcılar görüntüleri sıkıştırarak görüntü üzerindeki açıklamalar veya yüz özellikleri gibi kişisel bilgileri gizleyebilir ya da ortadan kaldırabilir ve böylece verilerin daha güvenli bir şekilde paylaşılmasına olanak sağlayabilir (5,49).

YZ, çeşitli klinik görevlerde giderek daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda ve araştırmalarda en kritik konulardan biri, YZ modellerinin verdikleri kararlara nasıl ulaştıklarının açıklanabilir olmasıdır. Sentetik veriler, YZ modellerinin karar verme süreçlerinin görselleştirilmesine katkı sağlayarak modellerin açıklanabilirliğini ve klinik güvenilirliğini artırma potansiyeline sahiptir. Karara kritik katkı sağlayan bulguların sentetik görüntüler üzerinde görselleştirilmesi, modelin açıklanabilirliğini ve güvenilirliğini artırabilir (50). Ayrıca, nadir veya az temsil edilen patolojilere ait gerçekçi görüntülerin üretilmesine olanak sağlayarak tıbbi görüntüleme eğitiminde değerli bir kaynak olarak kullanılabilir (5).

Görüntüleme modaliteleri, farklı anatomik ve patofizyolojik süreçlere ilişkin özgün ve tamamlayıcı bilgiler sunmaktadır. Hastalar klinik gereksinimlere göre uygun görüntüleme modaliteleriyle değerlendirilmekle birlikte; zaman, maliyet, radyasyon maruziyeti, erişilebilirlik ve suboptimal görüntü kalitesi gibi nedenlerle gerekli görüntülerin elde edilmesi her zaman mümkün olmayabilir. Bu sınırlılıkların aşılmasında üretken YZ modelleri, aynı modalite içerisinde veya farklı modaliteler arasında görüntü dönüşümüne olanak sağlayabilir (5). Bu yöntemler, düşük doz PET görüntülerinden standart doz görüntülerin sentezlenerek radyasyon maruziyetinin azaltılması, hızlandırılmış MR görüntülerinden standart görüntülerin elde edilerek görüntüleme süresinin kısaltılması ve farklı MR sekansları arasında görüntü sentezi gibi çeşitli amaçlarla kullanılabilmektedir (6,41,51).

Sentetik Veri ve Nükleer Tıp Uygulamaları

Nükleer tıpta sentetik veri üzerine yapılan çalışmaların büyük kısmı, üretken YZ modellerinden GAN'ların kullanıldığı PET görüntüleme uygulamalarına, özellikle de beyin PET görüntülemesine odaklanmıştır (39,41,45). Ayrıca son yıllarda DDPM'ler ve ViT'lerin sentetik PET görüntüsü elde etmede kullanılabildiği izlenmiştir (39). Sentetik PET görüntüleri, DL modellerinin performansını iyileştirmek ve erişilebilir eğitim veri setlerini genişletmek amacıyla veri çoğaltmasında kullanılmıştır. Bu alandaki çalışmalara örnek olarak, Islam ve ark. (52) Alzheimer hastalığının PET görüntülerinden sınıflandırılmasına yönelik çalışmalarında gerçek hasta görüntülerinden üretilen sentetik görüntülerin eğitim veri setine eklenmesiyle sınıflandırma doğruluğunda %10 artış bildirmiştir. Ayrıca sentetik görüntü üretimi, bazal bir PET görüntüsünden demans gibi yaş ilişkili hastalıklarda gelecekteki bir PET görüntüsünün veya onkolojik hastalıklarda tedavi sonrası PET görüntüsünün elde edilmesi gibi amaçlarla kullanılabilir (41,53).

Üretken YZ modellerinin nükleer tıptaki önemli kullanım alanlarından biri ise düşük sayımlı PET görüntülerinden standart sayımlı görüntülerin sentezlenmesidir. Enjekte edilen aktivitenin azaltılması veya daha kısa görüntüleme süreleri PET görüntülerindeki sayım istatistiğini ve görüntü kalitesini olumsuz etkileyebilmektedir. Farklı yöntemlerle düşük sayımlı görüntülerden standart görüntü kalitesine yakın sentetik PET görüntülerinin üretilmesi, radyasyon maruziyetinin ve görüntüleme süresinin azaltılması açısından önemli bir potansiyel taşımaktadır. Bu kapsamda düşük veya ultra-düşük doz PET görüntülerinden standart doz görüntülerin ve hızlı PET taramalarından standart süreli görüntülerin sentezlenmesine yönelik çeşitli çalışmalar gerçekleştirilmiştir (41). Örneğin, Jeong ve ark. (54) 2 dakikalık amiloid PET görüntülerinden 20 dakikalık PET görüntüleri sentezledikleri çalışmalarında, okuyucuların gerçek ve sentetik 20 dakikalık görüntüleri ayırt

edemediğini ve görüntüler arasında standart tutulum değer oranı açısından ortalama farkın düşük olduğunu göstermiştir.

Sentetik görüntüleme, PET atenüasyon düzeltmesi (AC) ve modaliteler arası görüntü sentezinde de kullanılmaktadır. Özellikle PET/MR görüntülemede MR görüntülerinden sentetik BT görüntülerinin oluşturularak atenüasyon haritalarının elde edilmesi başlıca uygulamalardan biridir. Ayrıca AC yapılmamış PET görüntülerinden sentetik BT veya doğrudan AC PET görüntülerinin oluşturulmasına yönelik yöntemler geliştirilmiştir (41). Çalışmalarda gerçek ve sentetik BT ve AC PET görüntüleri arasında hem kantitatif hem niteliksel yüksek benzerlik olduğu gösterilmiştir (55,56). Bunların yanı sıra, üretken modeller PET görüntülerinde gürültü azaltma, hareket ve artefakt düzeltme, rezolüsyonun artırılması ve görüntü rekonstrüksiyonu gibi görüntü kalitesini iyileştirmeye yönelik görevlerde de araştırılmaktadır. PET görüntülerinde bu uygulamaların temel amacı yalnızca daha gerçekçi görüntüler üretmek değil, aynı zamanda lezyon saptanabilirliğini ve kantitatif bilgiyi koruyarak tanısal görüntü kalitesini artırmaktır. Özellikle gürültü azaltma uygulamalarında anatomik yapıların yanı sıra radyofarmasötik tutulum bilgisinin korunması kritik öneme sahiptir (41).

Üretken YZ modelleri, farklı görüntüleme modaliteleri arasında PET görüntülemeyi içeren çeşitli dönüşümler yapabilmektedir. Sentetik PET çalışmalarının büyük kısmı beyin görüntülemeye odaklanmış olup, MR ve BT görüntüleri florodeoksiglukoz, amiloid veya tau PET gibi radyofarmasötiklere özgü PET görüntülerinin yanı sıra dinamik PET görüntülerinin sentezlenmesinde girdi olarak kullanılabilmektedir (45). Bu yöntemler ek görüntüleme ve radyasyon maruziyetini azaltma potansiyeli taşımakla birlikte, farklı modalitelerin farklı anatomik ve fonksiyonel bilgiler içermesi nedeniyle önemli tartışma konularındandır (41). Bu nedenle sentetik PET görüntülerinin görsel benzerliğinin yanı sıra radyofarmasötik dağılımını ve kantitatif PET bilgilerini doğru şekilde yansıtması da önemlidir. Bu alanda MR görüntülerinden sentetik PET görüntüsü elde eden bazı çalışmalar, sentetik görüntülerin fonksiyonel bilgi sağlamada eksik olmasına rağmen görüntü segmentasyonunda kullanılabileceğini ve umut verici sonuçlar ortaya koyduğunu savunmaktadır (41,57). Benzer şekilde PET'ten MR veya BT'den PET görüntülerinin sentezlenmesine yönelik çalışmalar da bulunmakla birlikte, bu farklı görüntülerin dönüşüm yaklaşımları ve klinik kullanım potansiyelleri henüz tartışmalıdır (41,45).

Sentetik veri ve SPECT görüntüleme üzerine oldukça sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların çoğunluğu miyokard perfüzyon sintigrafisinde düşük sayımlı ve yüksek gürültülü görüntülerden yüksek sayımlı görüntülerin elde edilmesine odaklanmaktadır (51). Bu yaklaşımlar, radyofarmasötik dozunun veya görüntüleme süresinin azaltılmasına olanak sağlama potansiyeli taşımaktadır.

Sonuç

YZ algoritmalarına dayanan harmonizasyon stratejileri ve üretken sentetik veri çözümleri, nükleer tıbbın geleceğinde stratejik bir rol oynamaya adaydır. Harmonizasyon, çok merkezli verilerdeki biyolojik olmayan yapay varyasyonları arındırarak kantitatif analizlerin tekrarlanabilirliğini ve YZ modellerinin genellenebilirliğini artırmaktadır. Buna paralel olarak sentetik veri teknolojileri; düşük dozlu çekimlerde görüntü kalitesini yükseltme, modaliteler arası dönüşüm sağlama ve veri setlerini niteliksel olarak zenginleştirme potansiyeli taşımaktadır. Birbirini tamamlayan ve güçlendiren bu iki yaklaşımın klinik rutinde güvenle uygulanabilmesi ve standart birer bileşen haline gelebilmesi için çok merkezli, geniş kapsamlı ve prospektif çalışmaların yaygınlaştırılması kritik önem taşımaktadır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Akamatsu G, Tsutsui Y, Daisaki H, Mitsumoto K, Baba S, Sasaki M. A review of harmonization strategies for quantitative PET. Ann Nucl Med. 2023;37:71-88.
2. Matsuda H, Murata M, Mukai Y, et al. Japanese multicenter database of healthy controls for [123I]FP-CIT SPECT. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2018;45:1405-1416.
3. Kaalep A, Sera T, Oyen W, et al. EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2018;45:412-422.
4. Sunderland JJ, Boellaard R, Dickson JC, Graves SA, Bailey DL. Standardization of PET/CT performance requirements for whole-body quantitative imaging: an international proposal. J Nucl Med. 2025;66:1506-1515.

5. Koetzier LR, Wu J, Mastrodicasa D, et al. Generating Synthetic Data for Medical Imaging. Radiology. 2024;312:e232471.
6. Karmakar A, Shaw A, Rakshit S, et al. The role of generative AI in medical image synthesis: a review. Discov Appl Sci. 2025;7:1219.
7. Joshi A, Koeppe RA, Fessler JA. Reducing between scanner differences in multi-center PET studies. Neuroimage. 2009;46:154-159.
8. Orlhac F, Boughdad S, Philippe C, et al. A postreconstruction harmonization method for multicenter radiomic studies in PET. J Nucl Med. 2018;59:1321-1328.
9. Orlhac F, Eertink JJ, Cottereau AS, et al. A guide to ComBat harmonization of imaging biomarkers in multicenter studies. J Nucl Med. 2022;63:172-179.
10. Mali SA, Ibrahim A, Woodruff HC, et al. Making radiomics more reproducible across scanner and imaging protocol variations: a review of harmonization methods. J Pers Med. 2021;11:842.
11. Kaalep A, Sera T, Rijnsdorp S, et al. Feasibility of state of the art PET/CT systems performance harmonisation. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2018;45:1344-1361.
12. Shekari M, Verwer EE, Yaqub M, et al.; AMYPAD Consortium. Harmonization of brain PET images in multi-center PET studies using Hoffman phantom scan. EJNMMI Phys. 2023;10:68.
13. Panetta JV, Daube-Witherspoon ME, Karp JS. Validation of phantom-based harmonization for patient harmonization. Med Phys. 2017;44:3534-3544.
14. Daisaki H, Kitajima K, Nakajo M, et al. Usefulness of semi-automatic harmonization strategy of standardized uptake values for multicenter PET studies. Sci Rep. 2021;11:8517.
15. Monsef A, Ay MR, Sheikhzadeh P, Geramifar P, Rahmim A, Ghafarian P. Harmonization based on quantitative analysis of standardized uptake value variations across PET/CT scanners: a multicenter phantom study. Nucl Med Commun. 2022;43:1004-1014.
16. Dudasova K, Trnka J. Towards prediction of pseudo-normal SPECT image data using variational autoencoder. Nucl Med Rev Cent East Eur. 2025;28:9-17.
17. Haberl D, Spielvogel CP, Jiang Z, et al. Multicenter PET image harmonization using generative adversarial networks. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2024;51:2532-2546.
18. Shah J, Che Y, Sohankar J, et al. For The Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. Enhancing amyloid PET quantification: MRI-guided super-resolution using latent diffusion models. Life (Basel). 2024;14:1580.
19. Kang SK, Choi H, Lee JS; Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. Translating amyloid PET of different radiotracers by a deep generative model for interchangeability. Neuroimage. 2021;232:117890.
20. Sanaat A, Shooli H, Böhringer AS, et al. A cycle-consistent adversarial network for brain PET partial volume correction without prior anatomical information. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2023;50:1881-1896.
21. Johnson WE, Li C, Rabinovic A. Adjusting batch effects in microarray expression data using empirical Bayes methods. Biostatistics. 2007;8:118-127.
22. Fortin JP, Cullen N, Sheline YI, et al. Harmonization of cortical thickness measurements across scanners and sites. Neuroimage. 2018;167:104-120.
23. Wakasugi N, Takano H, Abe M, et al.; Parkinson's and Alzheimer's disease Dimensional Neuroimaging Initiative (PADNI). Harmonizing multisite data with the ComBat method for enhanced Parkinson's disease diagnosis via DAT-SPECT. Front Neurol. 2024;15:1306546.
24. Da-Ano R, Lucia F, Masson I, et al. A transfer learning approach to facilitate ComBat-based harmonization of multicentre radiomic features in new datasets. PLoS One. 2021;16:e0253653.
25. Da-Ano R, Masson I, Lucia F, et al. Performance comparison of modified ComBat for harmonization of radiomic features for multicenter studies. Sci Rep. 2020;10:10248.
26. Hu F, Lucas A, Chen AA, et al.; Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. DeepComBat: a statistically motivated, hyperparameter-robust, deep learning approach to harmonization of neuroimaging data. Hum Brain Mapp. 2024;45:e26708.
27. Wang B, Liu J, Zhang X, et al. Residual conditional variational autoencoder for multi-center PET/CT radiomic feature harmonization with integrated modeling of batch effects and clinical covariates. J Imaging Inform Med. 2026. [Epub Ahead of Print].
28. Hosseini SA, Shiri I, Ghaffarian P, et al. The effect of harmonization on the variability of PET radiomic features extracted using various segmentation methods. Ann Nucl Med. 2024;38:493-507.
29. Shiri I, Amini M, Nazari M, et al. Impact of feature harmonization on radiogenomics analysis: Prediction of EGFR and KRAS mutations from non-small cell lung cancer PET/CT images. Comput Biol Med. 2022;142:105230.
30. Dwivedi P, Barage S, Singh R, et al. PET-based radiomic analysis in multicentre lung cancer study and impact of feature domain harmonization. Phys Eng Sci Med. 2025;48:1841-1851.
31. Wu H, Liu X, Peng L, et al. Optimal batch determination for improved harmonization and prognostication of multi-center PET/CT radiomics feature in head and neck cancer. Phys Med Biol. 2023;68:225014.
32. Shiri I, Amini M, Hajianfar G, et al. On the removal of inter/intra observer variability of PET radiomics features. In: Tomita H, Nakamura T, editors. 2021 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, NSS/MIC 2021 and 28th International Symposium on Room-Temperature Semiconductor Detectors, RTSD 2022. IEEE; 2022.
33. Patel P. Synthetic data. Business Information Review. 2024;41:48-52.
34. Jordon J, Szpruch L, Houssiau F, et al. Synthetic data—what, why and how? arXiv; 2022.

35. Bluethgen C, Chambon P, Delbrouck JB, et al. A vision-language foundation model for the generation of realistic chest X-ray images. Nat Biomed Eng. 2025;9:494-506.
36. Khosravi B, Li F, Dapamede T, et al. Synthetically enhanced: unveiling synthetic data's potential in medical imaging research. EBioMedicine. 2024;104:105174.
37. Pinaya WH, Tudosiu PD, Dafflon J, et al. Brain imaging generation with latent diffusion models. In: Mukhopadhyay A, Oksuz I, Engelhardt S, Zhu D, Yuan Y, editors. Deep Generative Models. Cham: Springer; 2022.
38. Khosravi B, Purkayastha S, Erickson BJ, Trivedi HM, Gichoya JW. Exploring the potential of generative artificial intelligence in medical image synthesis: opportunities, challenges, and future directions. Lancet Digit Health. 2025:100890.
39. Dayarathna S, Islam KT, Uribe S, Yang G, Hayat M, Chen Z. Deep learning based synthesis of MRI, CT and PET: review and analysis. Med Image Anal. 2024;92:103046.
40. Goodfellow I, Pouget-Abadie J, Mirza M, et al. Generative adversarial networks. Commun ACM. 2020;63:139-144.
41. Apostolopoulos ID, Papathanasiou ND, Apostolopoulos DJ, Panayiotakis GS. Applications of generative adversarial networks (GANs) in positron emission tomography (PET) imaging: a review. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:3717-3739.
42. Kingma DP, Welling M. Auto-encoding variational Bayes. arXiv; 2013.
43. Ho J, Jain A, Abbeel P. Denoising diffusion probabilistic models. In: Advances in Neural Information Processing Systems. 2020;33:6840-6851.
44. Alshanbari AH, Alzahrani SM. Generative AI for diagnostic medical imaging: a review. Curr Med Imaging. 2025;21:e15734056369157.
45. Vaccaro M, Rosa E, Placidi E, et al. Deep learning for synthetic PET imaging: a systematic mapping review of techniques, metrics, and clinical relevance. Eur Radiol Exp. 2026;10:12.
46. Liu Z, Wolfe S, Yu Z, et al. Observer-study-based approaches to quantitatively evaluate the realism of synthetic medical images. Phys Med Biol. 2023;68:074001.
47. Chlap P, Min H, Vandenberg N, Dowling J, Holloway L, Haworth A. A review of medical image data augmentation techniques for deep learning applications. J Med Imaging Radiat Oncol. 2021;65:545-563.
48. Amirrajab S, Al Khalil Y, Lorenz C, Weese J, Pluim J, Breeuwer M. Label-informed cardiac magnetic resonance image synthesis through conditional generative adversarial networks. Comput Med Imaging Graph. 2022;101:102123.
49. Kim BN, Dolz J, Jodoin PM, Desrosiers C. Privacy-Net: an adversarial approach for identity-obfuscated segmentation of medical images. IEEE Trans Med Imaging. 2021;40:1737-1749.
50. Cohen JP, Brooks R, En S, et al. Gifsplanation via latent shift: a simple autoencoder approach to counterfactual generation for chest X-rays. In: Heinrich M, Dou Q, de Bruijne M, Lellmann J, Schläfer A, Ernst F, editors. Proceedings of the Fourth Conference on Medical Imaging with Deep Learning. PMLR. 2021;143:74-104. Available from: https://proceedings.mlr.press/v143/cohen21a.html
51. Balaji V, Song TA, Malekzadeh M, Heidari P, Dutta J. Artificial intelligence for PET and SPECT image enhancement. J Nucl Med. 2024;65:4-12.
52. Islam J, Zhang Y. GAN-based synthetic brain PET image generation. Brain Inform. 2020 Mar 30;7(1):3.
53. Sohn B, Chung SJ, Lee JR, et al.; Harvard Brain Imaging Study; Japanese Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative; Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. ^{18}F-FDG-PET-based deep learning for predicting cognitive decline in non-demented elderly across the Alzheimer's disease clinical spectrum. Radiol Adv. 2024;1:umae021.
54. Jeong YJ, Park HS, Jeong JE, et al. Restoration of amyloid PET images obtained with short-time data using a generative adversarial networks framework. Sci Rep. 2021;11:4825.
55. Armanious K, Hepp T, Küstner T, et al. Independent attenuation correction of whole body [^{18}F]FDG-PET using a deep learning approach with Generative Adversarial Networks. EJNMMI Res. 2020;10:53.
56. Hu Z, Li Y, Zou S, et al. Obtaining PET/CT images from non-attenuation corrected PET images in a single PET system using Wasserstein generative adversarial networks. Phys Med Biol. 2020;65:215010.
57. Hu S, Lei B, Wang S, Wang Y, Feng Z, Shen Y. Bidirectional Mapping Generative Adversarial Networks for Brain MR to PET Synthesis. IEEE Trans Med Imaging. 2022;41:145-157.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.96636
Nucl Med Semin 2026;12:195-207

Nükleer Tıpta Radyomik ve Tekstür Analizi

Radiomics and Texture Analysis in Nuclear Medicine

Hasan Önner[1], Burak Demir[2]

[1]Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Konya, Türkiye
[2]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kocaeli Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Kocaeli, Türkiye

Öz

Radyomik, tekstür analizi de dahil olmak üzere, tıbbi görüntülerden gözle fark edilmesi güç nicel bilgilerin sistematik olarak çıkarılmasını ve biyobelirteçlere dönüştürülmesini amaçlayan yöntemler bütünüdür. Bu derlemede, morfolojik ve histogram temelli özellikler ile uzaysal ilişkileri yansıtan tekstür özellikleri ve radyomik metrikler; model geliştirme ve validasyon yöntemleri ile yaygın olarak kullanılan radyomik analiz platformları ele alınmıştır. Özellik seçimi, model geliştirme ve validasyon basamakları incelenmiş; aşırı uyum (*overfitting*) ve veri sızıntısı (*data leakage*) gibi sık karşılaşılan metodolojik sorunlar tartışılmıştır. Ayrıca handcrafted radyomik ile konvolüsyonel sinir ağı tabanlı derin öğrenme yaklaşımları arasındaki temel farklılıklar ele alınmıştır. Son olarak, radyomik analizin nükleer tıptaki güncel klinik uygulamaları gözden geçirilmiştir. Radyomik analiz tedavi yanıtının ve prognozun öngörülmesi başta olmak üzere çeşitli klinik alanlarda potansiyel taşımakla birlikte, mevcut literatürdeki çalışmaların önemli bir bölümü tek merkezli ve retrospektif tasarıma sahiptir. Ayrıca bağımsız dış validasyonun yetersiz olması, farklı görüntüleme ve analiz protokolleri arasındaki standardizasyon sorunları ile metodolojik heterojenlik, klinik uygulamaya geçişin önündeki önemli sorunlardır. Bu sınırlılıkların aşılması için standardize edilmiş radyomik iş akışlarının oluşturulması, radyomik özelliklerinin geleneksel pozitron emisyon tomografi metrikleriyle birlikte değerlendirilmesi ve çok merkezli, tercihen prospektif çalışmalarla bağımsız validasyon yapılması gereklidir.

Anahtar Kelimeler: Radyomik, tekstür analizi, PET/BT, nükleer tıp, makine öğrenmesi derin öğrenme

Abstract

Radiomics, including texture analysis, is a set of methods that aims to systematically extract quantitative information from medical images that may be difficult to appreciate by visual inspection and to transform these features into imaging biomarkers. This review discusses morphological and histogram-based features, texture features that characterize spatial relationships, methods for model development and validation, and commonly used radiomics platforms. The processes of feature selection, model development, and validation are reviewed, with particular emphasis on common methodological challenges such as overfitting and data leakage. The key differences between handcrafted radiomics and convolutional neural network-based deep learning approaches are also discussed. Finally, current clinical applications of radiomics in nuclear medicine are reviewed. Although radiomics has considerable potential, particularly for predicting treatment response and prognosis, a substantial proportion of the current literature consists of single-center, retrospective studies. In addition, limited independent external validation, lack of standardization across imaging and analysis protocols, and methodological heterogeneity remain important barriers to clinical translation. Addressing these limitations will require standardized radiomics workflows, evaluation of radiomics features alongside conventional positron emission tomography metrics, and independent validation through multicenter, preferably prospective, studies.

Keywords: Radiomics, texture analysis, PET/CT, nuclear medicine, machine learning, deep learning

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Doç. Dr. Hasan Önner, Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Konya, Türkiye
E-posta: hasan.onner@selcuk.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-1002-2097
Geliş Tarihi/Received: 30.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Önner H, Demir B. Radiomics and texture analysis in nuclear medicine. Nucl Med Semin. 2026;12:195-207

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş

Radyomik, tekstür analizi de dahil olmak üzere, tıbbi görüntülerden gözle fark edilmesi güç nicel bilgilerin sistematik olarak çıkarılmasını ve görüntüleme biyobelirteçlerine dönüştürülmesini amaçlayan yöntemler bütünüdür (1,2,3).

"Radyomik" terimi, görüntülemeyi ifade eden "radio" ile geniş kapsamlı veri analizini ifade eden "-omics" ekinin birleşiminden oluşur. Nükleer tıpta görüntülerin nicel analizi yeni bir yaklaşım değildir. Sintigrafi, tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi ve pozitron emisyon tomografi (PET) gibi yöntemlerde sayım istatistikleri, zaman-aktivite eğrileri ve çeşitli kantitatif ölçümler uzun süredir kullanılmaktadır (4). Dinamik PET çalışmalarında da metabolik hız ve bağlanma potansiyeli gibi kantitatif parametreler elde edilebilmektedir (5,6). Bununla birlikte, geleneksel PET metrikleri çoğunlukla lezyonun aktivitesi ve metabolik hacmini tanımlarken, aktivitenin uzaysal organizasyonunu doğrudan değerlendirmez. Radyomik, bu sınırlılığı aşarak voksel yoğunluklarının dağılımı ile vokseller arasındaki komşuluk ve uzaysal ilişkileri nicelleştirmeye olanak sağlar (7,8,9,10,11).

Radyomik analizinde yüksek boyutlu özellik uzayının ortaya çıkması, anlamlı ve tekrarlanabilir özelliklerin belirlenmesini önemli hale getirmektedir. Bu amaçla özellik seçimi, boyut azaltma ve makine öğrenmesi yöntemleri kullanılmaktadır. Son yıllarda *convolutional neural network* (CNN) ve diğer derin öğrenme mimarileri de görüntülerden doğrudan temsil öğrenebilme potansiyelleri nedeniyle araştırılmaktadır (12). Bununla birlikte, handcrafted radyomik ile görüntüden doğrudan temsil öğrenen derin öğrenme yaklaşımları yöntemsel olarak birbirinden ayrılmalıdır.

Bu derlemede, nükleer tıp görüntülerinde radyomik ve tekstür analizinin temel prensipleri ele alınacaktır. Geleneksel PET metrikleri, histogram ve uzaysal tekstür özellikleri ile görüntü ön işleme, segmentasyon, diskretizasyon, özellik seçimi ve model geliştirme süreçleri değerlendirilecektir. Ayrıca filtrelenmiş görüntülerden özellik çıkarımı, CNN tabanlı yaklaşımlar, yaygın radyomik analiz platformları, standardizasyon ve tekrarlanabilirlik sorunları ile nükleer tıptaki klinik uygulamalar gözden geçirilecektir.

Radyomik Analizinde Sıklıkla Kullanılan Metrikler

Sıfırıncı Derece Metrikler: Morfolojik Özellikler

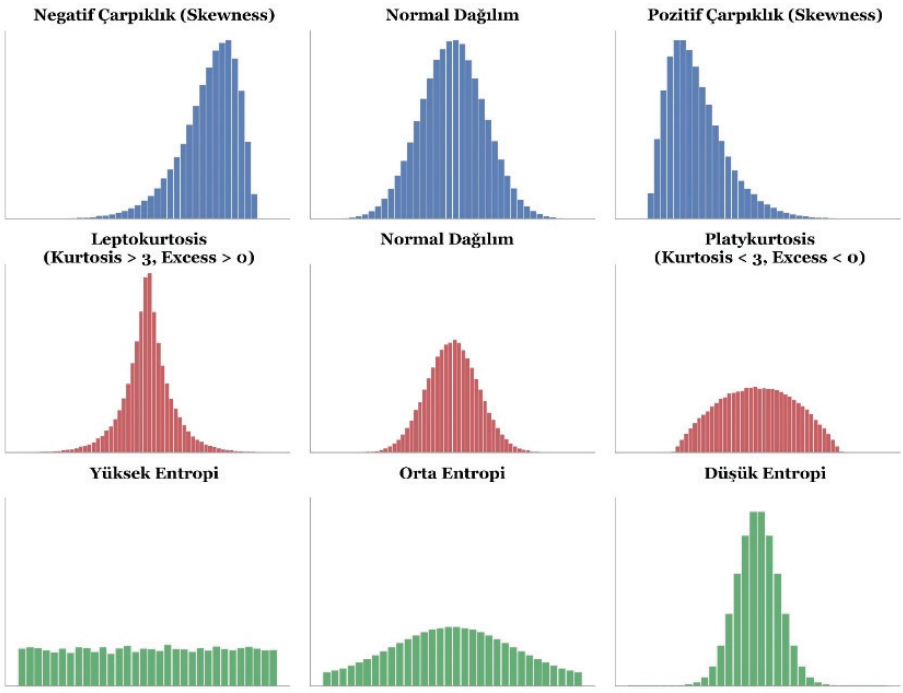
Radyomik özelliklerinin sınıflandırılmasında bazı kaynaklar morfolojik özellikleri "sıfırıncı derece" özellikler olarak tanımlamaktadır. Bununla birlikte, bu sınıflama evrensel bir standart değildir. International Biomarker Standardisation Initiative (IBSI), bu özellikleri morfolojik özellikler başlığı altında ele almaktadır (7). Morfolojik özellikler, ilgi hacminin (*volume of interest*, VOI) geometrisini tanımlar ve voksel yoğunluk değerlerinden bağımsızdır. Başlıca özellikler arasında hacim, yüzey alanı, yüzey alanı/hacim oranı, küresellik (*sphericity*), asferisite (*asphericity*) ve uzun/kısa aks oranı yer alır. Bu özellikler, lezyonun şekli ve geometrik yapısını nicel olarak tanımlar. Örneğin, Apostolova ve ark. (13) küçük hücreli dışı akciğer kanserinde (KHDAK) tümör asferisitesinin klinik sonuçlarla ilişkili olabileceğini göstermiştir.

Birinci Derece Metrikler: Histogram Tabanlı Özellikler

Temel birinci derece özellikler arasında ortalama, medyan, minimum ve maksimum değerler, yüzdelik değerler, çeyrekler arası aralık, varyans ve standart sapma yer alır. Bunlara ek olarak çarpıklık (*skewness*), basıklık (*kurtosis*), entropi (*entropy*), uniformite (*uniformity*) ve enerji (*energy*) gibi özellikler de sıklıkla kullanılmaktadır. Şekil 1'de birinci derece histogram metriklerinin şematik gösterimi yapılmıştır.

Birinci derece tekstür özellikleri, bir VOI içerisindeki voksel değerlerinin histogramından elde edilir ve IBSI terminolojisinde yoğunluk temelli istatistiksel özellikler (*intensity-based statistical features*) kapsamında değerlendirilir (7). Bu özellikler, voksel yoğunluklarının dağılımını tanımlar; ancak bu voksel değerlerinin lezyon içindeki uzaysal konumunu dikkate almaz. Histogram dağılımları birbirinden belirgin biçimde farklı olan lezyonlar birinci derece özelliklerle ayırt edilebilir (Şekil 2); bununla birlikte, özdeş histogram dağılımına sahip ancak farklı uzaysal tutulum paternleri sergileyen lezyonlar bu özelliklerle ayırt edilemez. Başka bir deyişle, birinci derece özellikler voksel düzeyindeki standartlaştırılmış tutulum değeri (SUV) değerlerinin istatistiksel dağılımını gösterir; ancak bu sinyalin lezyon içinde nerede ve nasıl dağıldığını yakalayamaz. Ayrıca birinci derece radyomik özellikler, voksel tabanlı analiz ile her voksel için ayrı ayrı hesaplanarak parametrik haritalar şeklinde de oluşturulabilir (Şekil 3).

Çarpıklık (*skewness*), yoğunluk dağılımının simetriden sapmasını tanımlar. Pozitif çarpıklık, histogramın yüksek yoğunluk değerlerine doğru uzayan bir kuyruğa sahip olduğunu gösterir. PET görüntülerinde bu durum, lezyonun büyük bölümünde düşük veya orta düzeyde



Şekil 1. Birinci derece histogram metriklerinin şematik gösterimi. Üst sıra: çarpıklık (*skewness*); negatif ve pozitif çarpıklık sırasıyla sola ve sağa uzayan kuyrukları gösterir. Orta sıra: basıklık (kurtosis); leptokurtik ve platikurtik dağılımlar sırasıyla daha sivri ve daha basık dağılımları temsil eder. Alt sıra: entropi; yüksek entropi daha geniş ve heterojen, düşük entropi ise daha dar ve homojen yoğunluk dağılımını gösterir

aktivite bulunurken daha küçük bir alanda yüksek tutulum izlenmesi şeklinde ortaya çıkabilir. Çarpıklık aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$Skewness = \frac{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(X_i - \bar{X})^3}{\left[\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(X_i - \bar{X})^2\right]^{3/2}} \quad (1)$$

Bir başka öne çıkan metrik ise basklık (*kurtosis*), yoğunluk dağılımının kuyruk özelliklerini ve ekstrem değerlerin dağılımdaki ağırlığını karakterize eder. Klasik kurtosis tanımında normal dağılımın referans değeri 3'tür. Buna karşılık bazı yazılımlar ve istatistiksel paketler, normal dağılım için 0 referans değerine sahip olan excess kurtosis değerini raporlar. Basıklık aşağıdaki formül ile hesaplanır:

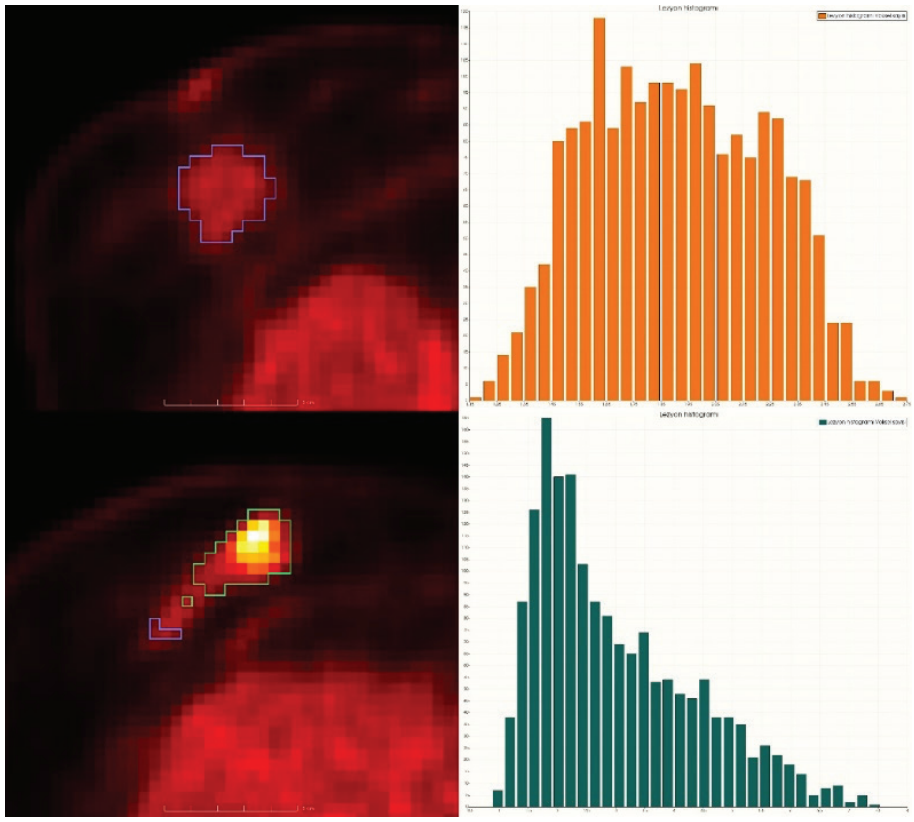
$$Kurtosis = \frac{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(X_i - \bar{X})^4}{\left[\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(X_i - \bar{X})^2\right]^2} \quad (2)$$

Entropi metriği ise histogramdaki dağılımın belirsizliğini ölçer. Her seviyede ("bin") eşit voksel düştüğünde maksimum, tüm vokseller ise tek bir seviyede bulunduğu zaman sıfır değerini alır. Sonuç olarak düşük entropi büyük oranda homojen bir lezyonu göstermekte iken yüksek entropi aktivite değerlerinin geniş bir aralığa yayıldığı heterojen lezyonlarla ilişkilendirilir. Entropi aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$Entropi = -\sum_{i=1}^{N_g} p_i \log_2 p_i \quad (3)$$

Uniformite (*uniformity*) $\sum p_i^2$ ise olarak hesaplanır. Yoğunluk değerlerinin sınırlı sayıda seviyede yoğunlaşması durumunda artar; entropi ile genellikle ters yönde değişir. Her ne kadar bazı kaynaklarda uniformite "enerji" olarak da tanımlansa da IBSI tanımlarında ve birçok yazılımda "energy" (*intensity-based energy*) özelliği, ham voksel değerlerinin karelerinin toplamı ($\sum X_i^2$) olarak tanımlanmış olup $\sum p_i^2$ karşılığı ayrı bir terim olarak "uniformity" (*discretised intensity uniformity*) adını taşımaktadır.

Birinci derece özellikler hesaplama açısından görece basit olmaları nedeniyle radyomik çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak literatürde. Florodeoksiglukoz (FDG) PET görüntülerinde bazı histogram özelliklerinin SUV ile güçlü korelasyon gösterdiği ($|r| \geq 0{,}84$) ve segmentasyon yönteminden etkilenebildiği bildirilmiştir (14,15).



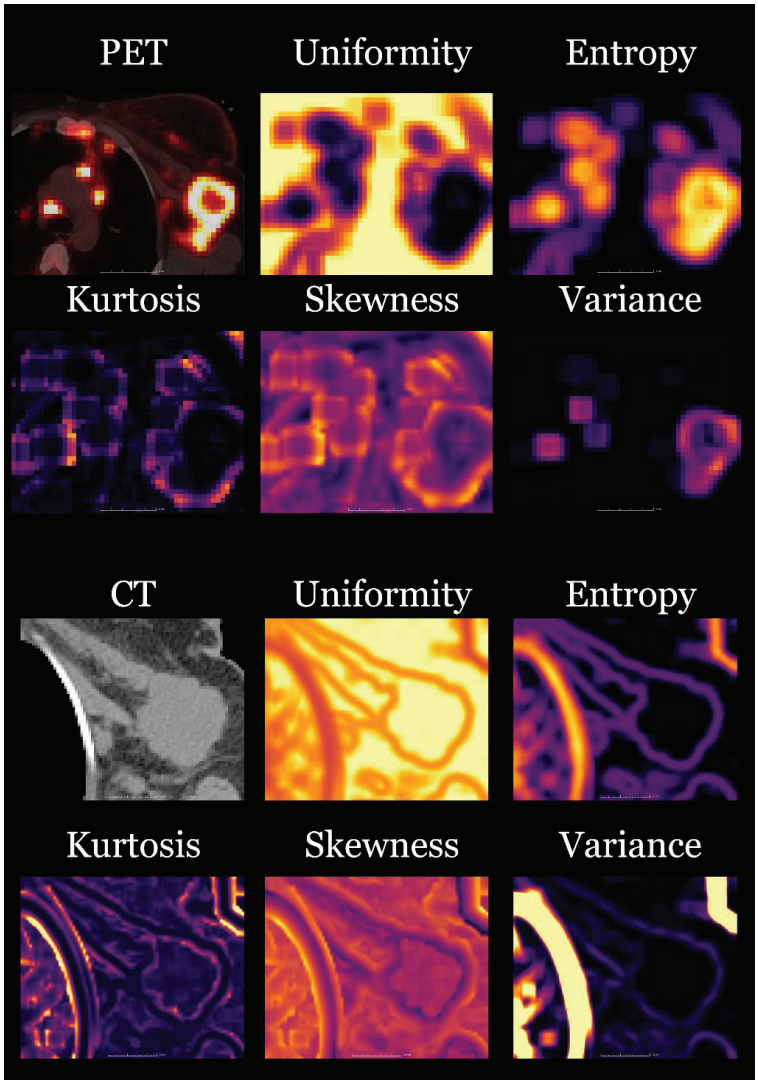
Şekil 2. İki farklı [^{18}F]FDG PET lezyonunda ilgi hacmi (VOI) içindeki SUV histogramları. Üst sıra: görece homojen tutulum gösteren ve dar, simetrik SUV dağılımına sahip lezyon (SUV 1,2-2,7). Alt sıra: heterojen tutulum gösteren, yüksek SUV değerli odak içeren ve sağa çarpık SUV dağılımına sahip lezyon (SUV 8'e kadar). Yatay eksen SUV değerlerini, dikey eksen voksel sayısını göstermektedir. Histogramlar voksel yoğunluklarının dağılımını yansıtırken bu değerlerin lezyon içerisindeki uzaysal dağılımını göstermez
PET: Pozitron emisyon tomografi, BT: Bilgisayarlı tomografi, FDG: Florodeoksiglukoz, SUV: Standartlaştırılmış tutulum değeri

İkinci ve Üst Derece Metrikler

Birinci derece özelliklerden farklı olarak bu yöntemler, voksel değerlerinin görüntü içerisindeki uzaysal ilişkilerini değerlendirir. Matris tabanlı yöntemlerin çoğunda, sürekli yoğunluk değerlerinin sınırlı sayıda gri seviyeye dönüştürülmesi gerekir. Diskretizasyon olarak adlandırılan bu işlem, tekstür matrislerinin oluşturulmasından önce gerçekleştirilir. PET görüntülerinde SUV veya aktivite değerleri sürekli olduğundan, kullanılacak diskretizasyon yöntemi ve parametreleri radyomik analizinin önemli bileşenlerindendir.

PET radyomik çalışmalarında temel olarak iki diskretizasyon yaklaşımı kullanılmaktadır. Sabit kutu sayısı (*fixed bin number*) yönteminde VOI içerisindeki yoğunluk aralığı önceden belirlenen sayıda eşit aralığa bölünür. Bu yaklaşım, farklı VOI'lerde benzer sayıda gri seviye kullanılmasını sağlarken mutlak SUV ölçeğinin korunmasını sınırlayabilir. Sabit kutu genişliği (*fixed bin width*) yönteminde ise her gri seviye sabit bir yoğunluk veya SUV aralığını temsil eder. Böylece mutlak yoğunluk ölçeği korunur ve farklı lezyonlar arasında karşılaştırılabilirlik sağlanabilir. Diskretizasyon yöntemi ve kullanılan parametreler çalışma protokolünde açıkça belirtilmelidir (15,16).

Gri Seviye Eş-Oluşum Matrisi (GLCM): GLCM (*gray-level co-occurrence matrix*), belirli bir mesafe ve yönde komşu voksel çiftlerinin gri seviye kombinasyonlarının dağılımını tanımlar (7,8). Haralick ve ark. (8) tarafından geliştirilen bu yöntem, vokseller arasındaki uzaysal ilişkilerin nicel olarak değerlendirilmesini sağlar. GLCM'den kontrast, korelasyon, homojenlik (*inverse difference moment*), enerji ve entropi gibi çeşitli tekstür özellikleri elde edilebilir.



Şekil 3. Aynı hastaya ait [^{18}F]FDG PET (üst blok) ve BT (alt blok) görüntülerinde birinci derece radyomik özelliklerine ait voksel tabanlı parametrik haritalar. Her blokta sol üstte referans görüntü, ardından uniformite, entropi, basıklık (kurtosis), çarpıklık (*skewness*) ve varyans haritaları gösterilmiştir. Haritalar PyRadiomics v3.1.0 ile voksel tabanlı çıkarım kullanılarak oluşturulmuş; 5×5×5 voksel kernel ve sabit kutu sayısı (*fixed bin number*) ile 32 gri seviye kullanılmıştır
PET: Pozitron emisyon tomografi, BT: Bilgisayarlı tomografi, FDG: Florodeoksiglukoz

Gri Seviye Seri Uzunluk Matrisi (GLRLM): GLRLM (*gray-level run length matrix*), belirli bir yönde aynı gri seviyeye sahip ardışık voksellerden oluşan serilerin uzunluklarını değerlendirir (9). Kısa seri vurgusu, uzun seri vurgusu, gri seviye düzensizliği, seri uzunluğu düzensizliği ve seri yüzdesi başlıca GLRLM özelliklerindendir. GLCM'de olduğu gibi GLRLM özellikleri de yön seçimine duyarlıdır.

Gri Seviye Boyut Bölgesi Matrisi (GLSZM): GLSZM (*gray-level size zone matrix*), aynı gri seviyeye sahip birbirine bağlı voksellerden oluşan bölgelerin boyut ve dağılımını değerlendirir (17). Küçük bölge vurgusu, büyük bölge vurgusu, gri seviye düzensizliği, bölge boyutu düzensizliği ve bölge yüzdesi sık kullanılan özelliklerdir. GLSZM'nin belirli bir yön tanımlamaması, GLCM ve GLRLM'den farklı bir uzaysal bilgi sağlamasına olanak verir.

Gri Seviye Mesafe Bölgesi Matrisi (GLDZM): GLDZM (*gray-level distance zone matrix*), gri seviyeye sahip bölgeleri boyutlarının yanı sıra VOI sınırına olan

uzaklıklarına göre karakterize eder (7). Böylece belirli bir yoğunluk bölgesinin lezyonun periferinde veya merkezine yakın konumlanmasına ilişkin uzaysal bilgi elde edilebilir.

Komşuluk Gri Ton Fark Matrisi (NGTDM): NGTDM (*neighbouring gray-tone difference matrix*), bir vokselin yoğunluk değeri ile komşuluğundaki voksellerin ortalama yoğunluğu arasındaki farkı değerlendirir (11). Bu yöntemden türetilen kabalık (*coarseness*), kontrast, meşguliyet (*busyness*), karmaşıklık ve güç (*strength*) gibi özellikler, görüntüdeki yoğunluk değişimlerinin büyüklüğü ve sıklığı hakkında bilgi sağlar.

Gri Seviye Bağımlılık Matrisi (GLDM): Gri Seviye Bağımlılık Matrisi (*gray-level dependence matrix*), merkezi bir voksel ile belirli bir komşuluk içerisindeki benzer yoğunluk değerlerine sahip vokseller arasındaki bağımlılığı değerlendirir (10). Bazı kaynaklarda benzer yaklaşım *neighbouring* GLDM olarak da adlandırılmaktadır. GLDM, voksel yoğunluklarının belirli bir tolerans aralığında ne ölçüde kümelendiğini ve birbirine bağımlı olduğunu karakterize eder.

Filtrelenmiş Görüntülerden Özellik Çıkarımı

Radyomik özellikleri yalnızca ham görüntülerden değil, çeşitli filtreleme ve görüntü dönüşümleri uygulanmış görüntülerden de çıkarılabilir. Laplacian of Gaussian (LoG), wavelet, Laws, Gabor ve Riesz dönüşümleri bu amaçla kullanılan başlıca yöntemlerdir. Bu dönüşümler belirli uzaysal frekansları veya ölçekleri ön plana çıkararak ham görüntüde belirgin olmayan yapısal özelliklerin analiz edilmesine olanak sağlar (18). Filtrelenmiş görüntülerden elde edilen özellikler, ayrı bir "üst derece özellik" sınıfı olarak değil, görüntü dönüşümü sonrasında hesaplanan radyomik özellikleri olarak değerlendirilmelidir.

Analiz Öncesi Ön İşlemleme, Yeniden Örnekleme ve Segmentasyon

Radyomik özellikleri yalnızca lezyonun biyolojik özelliklerinden değil, görüntünün elde edilme ve işlenme koşullarından da etkilenir. PET görüntülerinde rekonstrüksiyon algoritması, iterasyon ve alt küme sayısı, post-rekonstrüksiyon filtresi, matris boyutu, uçuş zamanı (*time-of-flight*) ve nokta yayılım fonksiyonu (*point spread function*) modellemesi görüntü gürültüsünü ve uzaysal çözünürlüğü etkileyebilir. Özellikle gürültüye duyarlı radyomik özellikleri, rekonstrüksiyon parametrelerindeki değişikliklerden etkilenebilir. Bu nedenle çok merkezli veya retrospektif çalışmalarda farklı görüntüleme protokollerinden elde edilen verilerin doğrudan birleştirilmesi radyomik sonuçlarında değişkenliğe yol açabilir.

Tekstür matrisleri voksel komşuluklarına dayandığından, voksel boyutlarının farklı olması ve anizotropik voksel geometrisi uzaysal özelliklerin hesaplanmasını etkileyebilir. Bu nedenle özellikle üç boyutlu (3D) analizlerde görüntülerin izotropik voksel boyutuna yeniden örneklenmesi sıklıkla tercih edilir. Farklı cihaz ve protokollerden elde edilen görüntülerin ortak bir voksel ızgarasına dönüştürülmesi, çok merkezli çalışmalarda karşılaştırılabilirliği artırabilir. Yeniden örneklemede en sık kullanılan yöntemler en yakın komşu, trilineer ve trikübik interpolasyondur. Kullanılan interpolasyon yöntemi ve hedef voksel boyutu yöntem bölümünde açıkça belirtilmelidir.

Segmentasyon

Segmentasyon, radyomik iş akışında gözlemciye ve yönteme en duyarlı aşamalardan biridir. Radyomik özellikleri VOI içerisindeki voksellerden hesaplandığından, segmentasyon sınırlarındaki küçük değişiklikler morfolojik ve tekstür özelliklerinde anlamlı farklılıklara yol açabilir. PET görüntülerinde segmentasyon, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntülerine kıyasla farklı zorluklar içerir. Parsiyel volüm etkisi nedeniyle özellikle küçük lezyonların sınırları net olmayabilir ve heterojen tümörlerde aktivite dağılımı lezyon içerisinde değişkenlik gösterebilir. Bununla birlikte, PET›in kantitatif yapısı nedeniyle SUV tabanlı eşikleme yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Sabit mutlak eşik (örneğin; SUV ≥2,5) veya göreli eşik (örneğin; SUV_{maks}'ın %40'ı) bu yöntemlere örnek olarak verilebilir. Ancak bu yaklaşımların performansı lezyon boyutu, lezyon-arka plan kontrastı ve görüntü rekonstrüksiyon parametrelerinden etkilenebilir. Arka plan aktivitesini dikkate alan uyarlanabilir (*adaptive*) eşikleme yöntemleri bu sınırlılıkları kısmen azaltabilir (19). Bunun yanında manuel, yarı otomatik ve tam otomatik segmentasyon yöntemleri kullanılabilmektedir. Segmentasyon yönteminin seçimi ve kullanılan parametreler önceden tanımlanmalı; mümkün olduğunda gözlemciler arası ve gözlemci içi tekrarlanabilirlik değerlendirilmelidir.

Radyomik Özelliklerinin Seçimi, Model Geliştirilmesi ve Validasyon Metodları

Radyomik analizinde görüntülerden oldukça yüksek sayıda özellik elde edilmektedir. Buna karşılık nükleer

tıp çalışmalarında örneklem büyüklüğü çoğunlukla sınırlı kalmaktadır. Özellik sayısının örneklem büyüklüğüne göre çok yüksek olduğu bu durum ($p \gg n$), özellikle model karmaşıklığının da artmasıyla aşırı uyum (*overfitting*) riskini artırır. Bu nedenle özellik seçimi, model geliştirme ve validasyon aşamaları, radyomik çalışmalarının güvenilirliği ve genellenebilirliği açısından temel metodolojik unsurlardır (20).

Özellik Seçimi ve Model Geliştirme

Özellik seçiminin ilk aşamasında, klinik sonlanımla ilişkilerinden bağımsız olarak ölçüm koşullarındaki değişikliklere karşı kararsız olan özelliklerin elenmesi amaçlanır. Bu amaçla test-retest görüntüleri, farklı gözlemciler veya segmentasyon yöntemleri tarafından oluşturulan VOI'ler ve görüntü pertürbasyonu yaklaşımları kullanılabilir (21). Özelliklerin tekrarlanabilirliği genellikle sınıf içi korelasyon katsayısı (*intraclass correlation coefficient*) veya uyum korelasyon katsayısı (*concordance correlation coefficient*) ile değerlendirilir. Radyomik özelliklerinin önemli bir bölümü birbiriyle yüksek korelasyon gösterebilir. Bu nedenle tekrarlayan bilgiyi azaltmak amacıyla korelasyon temelli filtreleme uygulanabilir. Belirli bir korelasyon eşiğinin üzerindeki özellikler arasından, örneğin daha yüksek tekrarlanabilirliğe sahip olan tek bir özellik seçilebilir. Sonlanımla ilişkili özelliklerin belirlenmesinde kullanılan yöntemler filtre, sarmalayıcı (*wrapper*) ve gömülü (*embedded*) yöntemler olarak üç grupta incelenebilir. Filtre yöntemleri modelden bağımsız olarak özellikleri değerlendirir. Tek değişkenli istatistiksel testler ve *minimum redundancy maximum relevance* bu gruba örnektir (22). Sarmalayıcı yöntemler, farklı özellik alt kümelerini belirli bir modelin performansına göre değerlendirir; özyinelemeli özellik eleme (*recursive feature elimination*) bunlardan biridir. Gömülü yöntemlerde ise özellik seçimi modelin eğitimi sırasında gerçekleşir. LASSO (*least absolute shrinkage and selection operator*), katsayılara L1 cezası uygulayarak bazı katsayıları sıfıra indirir ve bu nedenle radyomik çalışmalarında sık kullanılan bir yöntemdir (23). Ağaç tabanlı modellerin ürettiği özellik önem skorları da özellik seçimi amacıyla kullanılabilir.

Özellik seçiminin tüm veri setinde gerçekleştirilip modelin daha sonra çapraz doğrulama ile değerlendirilmesi, radyomik çalışmalarındaki önemli metodolojik hatalardan biridir. Bu yaklaşımda test verisine ait bilgi özellik seçimi yoluyla modele sızabilir ve performans olduğundan yüksek tahmin edilebilir. Sonlanım bilgisini kullanan tüm işlemler yalnızca eğitim verisi içerisinde gerçekleştirilmelidir. Çapraz doğrulamada özellik seçimi her katlamada yalnızca eğitim alt kümesine uygulanmalı ve ardından doğrulama alt kümesine aktarılmalıdır. Benzer şekilde, modele dahil edilen özellik sayısı örneklem büyüklüğü ve olay sayısı ile uyumlu olmalıdır.

Model seçimi, sonlanımın türü ve veri setinin özelliklerine göre yapılır. İkili sonlanımlarda lojistik regresyon, zamana bağlı sonlanımlarda ise Cox orantılı hazardlar regresyonu temel yöntemlerdir. Yüksek boyutlu verilerde LASSO veya elastic net gibi düzenlileştirme yöntemleri kullanılabilir. Makine öğrenmesi yaklaşımları arasında destek vektör makineleri, *random forest* ve *gradient boosting* gibi yöntemler yer alır. Sağkalım verileri için *random survival forest* gibi özel modeller de kullanılabilir. Radyomik özelliklerinin klinik değişkenler ve geleneksel PET metrikleriyle birlikte kullanıldığı kombine modeller de yaygındır.

Validasyon

Bir modelin eğitim verisi üzerindeki performansı genellikle iyimserdir ve tek başına modelin genellenebilirliğini göstermez. Validasyon, iç (*internal*), iç-dış (*internal-external*) ve dış (*external*) validasyon şeklinde ele alınabilir. İç validasyonda model aynı veri kaynağı içerisinde değerlendirilir. Verinin rastgele eğitim ve test kümelerine ayrılması (*hold-out*) basit bir yöntem olmakla birlikte, özellikle küçük veri setlerinde sonuçlar rastgele bölünmeye duyarlı olabilir (24). k-katlı çapraz doğrulama (*k-fold cross-validation*) ve tekrarlı çapraz doğrulama, sınırlı sayıdaki verinin daha etkin kullanılmasını sağlar. Bootstrap yöntemi ise model performansındaki iyimserliği tahmin etmek ve düzeltilmiş performans ölçümleri elde etmek amacıyla kullanılabilir. Bir hastaya ait birden fazla lezyon veya görüntü bulunduğunda, veri kümelerine ayırma işlemi hasta düzeyinde yapılmalıdır. Aynı hastaya ait farklı lezyonların eğitim ve test kümelerine dağıtılması, bağımsız gözlem varsayımını bozarak model performansının yapay olarak yüksek bulunmasına neden olabilir. İç-dış validasyon, özellikle çok merkezli veri setlerinde, her seferinde bir merkezin test için dışarıda bırakılması (*leave-one-center-out*) yoluyla gerçekleştirilebilir. Bu yaklaşım modelin farklı merkezlere genellenebilirliği hakkında bilgi sağlar. Dış validasyon ise model geliştirme sürecinde kullanılmamış, tercihen farklı bir merkezden veya farklı bir hasta popülasyonundan elde edilen bağımsız bir kohortta

gerçekleştirilir. Prospektif validasyon ise modelin gerçek klinik koşullardaki performansının değerlendirilmesi açısından ek kanıt sağlayabilir.

Model performansı yalnızca tek bir ölçütle değerlendirilmemelidir. Ayırt edicilik (*discrimination*), ikili sonlanımlarda alıcı işletim karakteristiği eğrisi altında kalan alan (AUC), sağkalım analizlerinde ise Harrell C-indeksi veya zamana bağlı AUC ile değerlendirilebilir. Bu ölçütler uygun güven aralıklarıyla birlikte raporlanmalıdır. Bunun yanında kalibrasyon, tahmin edilen risk ile gözlenen risk arasındaki uyumu gösterir ve özellikle klinik karar vermeyi amaçlayan modellerde değerlendirilmelidir. Klinik fayda boyutunun ele alınması açısından ise karar eğrisi analizi (*decision curve analysis*, DCA) önerilmektedir. DCA, farklı karar eşikleri üzerinden modelin net klinik faydasını ölçerek "tüm hastalara müdahale et" veya "hiçbirine müdahale etme" gibi varsayılan stratejilerle karşılaştırma imkânı sunar; böylece bir modelin istatistiksel olarak anlamlı olmasının ötesinde klinik açıdan da yararlı olup olmadığını değerlendirmeye olanak tanır.

Derin Öğrenme ve Konvolüsyonel Sinir Ağları (CNN) Tabanlı Radyomik

Handcrafted radyomik yaklaşımında araştırmacı, görüntüden çıkarılacak özellikleri analiz öncesinde tanımlar. Derin öğrenmede ise görüntüyü temsil eden özellikler doğrudan veriden öğrenilir ve sonlanımı tahmin edecek temsiller model tarafından oluşturulur (12,25). Bu amaçla en yaygın kullanılan mimarilerden biri CNN'dir. CNN'ler, görüntü üzerinde konvolüsyon işlemleri gerçekleştiren ardışık katmanlar aracılığıyla düşük düzeyli yapısal özelliklerden daha soyut ve göreve özgü temsillere ilerleyen hiyerarşik özellikler öğrenir. Öğrenilen bu temsiller daha sonra sınıflandırma, regresyon veya risk tahmini gibi çıktılara dönüştürülür. CNN mimarilerinin derinleştirilmesi sırasında gradyanların zayıflaması eğitim sorunlarına yol açabilmektedir. ResNet, rezidü bağlantılar kullanarak bu sorunun azaltılmasını ve daha derin ağların eğitilmesini sağlamıştır (26). DenseNet ise her katmanı önceki katmanların çıktılarıyla doğrudan bağlayarak özelliklerin yeniden kullanımını artırır (27). Bu mimariler, görüntünün doğrudan modele verilerek tanı veya prognoz çıktısının üretildiği uçtan uca (*end-to-end*) yaklaşımlarda kullanılabilir.

Derin öğrenme modelleri çok sayıda parametre içerdiğinden, özellikle küçük veri setlerinde aşırı uyum riski yüksektir. Bu nedenle yalnızca örneklem büyüklüğü değil, verinin çeşitliliği, etiket kalitesi ve eğitim ile test verilerinin bağımsızlığı da önemlidir. Veri yetersiz olduğunda veri artırma (*data augmentation*), düzenlileştirme ve transfer learning gibi yöntemler kullanılabilir. *Transfer learning*'de daha büyük bir veri seti üzerinde önceden eğitilmiş bir model, hedef probleme uyarlanır. Bununla birlikte, veri artırma ve önceden eğitilmiş modellerden yararlanma süreçlerinde test verisinin eğitim aşamasına dahil edilmemesine dikkat edilmelidir. Nükleer tıp görüntülerinde CNN'ler iki boyutlu görüntülerin yanı sıra hacimsel veriyi doğrudan değerlendiren 3D CNN mimarileriyle de uygulanabilir. 3D yaklaşımlar, PET/BT gibi hacimsel görüntülerde uzaysal bilgiyi koruma avantajı sağlayabilir; ancak hesaplama maliyeti ve veri gereksinimi daha yüksektir. Derin öğrenme modellerinin önemli sınırlılıklarından biri yorumlanabilirliktir. Model kararında görüntünün hangi bölgelerinin etkili olduğunu görselleştirmek amacıyla Grad-CAM gibi sınıf aktivasyon haritalama yöntemleri kullanılabilir (28). Bununla birlikte, bu haritalar modelin karar mekanizmasının tam bir açıklaması olarak değerlendirilmemeli ve klinik yorumla birlikte ele alınmalıdır.

Sonuç olarak derin öğrenme, handcrafted radyomik'in doğrudan yerine geçen bir yöntemden ziyade, farklı avantaj ve sınırlılıklara sahip tamamlayıcı bir yaklaşım olarak değerlendirilebilir. Küçük örneklemli çalışmalarda model karmaşıklığının kontrolü, uygun validasyon ve yorumlanabilirlik ön plana çıkarken; büyük, çeşitli ve bağımsız olarak doğrulanmış veri setleri derin öğrenme yaklaşımlarının değerlendirilmesi için daha uygun bir zemin sağlar. Her iki yaklaşımın performansı karşılaştırılırken veri setinin büyüklüğü, görüntüleme protokolü, sonlanım tanımı ve validasyon tasarımı dikkate alınmalıdır.

Yaygın Kullanılan Radyomik Analiz Platformları

Radyomik özelliklerinin matematiksel tanımları standardize edilmiş olsa da bu özelliklerin yazılıma uygulanması sırasında kullanılan parametreler ve yöntemsel tercihler sonuçları etkileyebilir. Bu nedenle kullanılan yazılım yalnızca teknik bir araç değil, aynı zamanda çalışmanın standardizasyonu ve tekrarlanabilirliğini etkileyen metodolojik bir bileşendir. Nükleer tıp ve diğer tıbbi görüntüleme alanlarında kullanılan başlıca radyomik platformları ve temel özellikleri Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Yaygın kullanılan radyomik analiz platformlarının temel özellikleri

Yazılım	Erişim	Ortam	Arayüz	Sürüm	IBSI uyumu	Desteklenen metrikler	
						Sıfır ve birinci derece metrikler	İkinci ve üst derece metrikler
PyRadiomics/ Slicer Radiomics	Açık kaynak	Python	Komut satırı/ grafik arayüz (3D Slicer)	3D Slicer Slicer Radiomics	Var	Evet	GLCM, GLDM, GLRLM, GLSZM, NGTDM
LIFEx	Ücretsiz, kapalı kaynak	Java	Grafik arayüz	LIFEx	Var	Evet	GLCM, GLRLM, GLSZM, NGTDM
CERR/pyCERR	Açık kaynak	MATLAB Python	Grafik arayüz	CERR pyCERR	Var	Evet	GLCM, GLRLM, GLSZM, NGLDM, NGTDM Ayrıca pyCERR: GLDZM
MITK Phenotyping	Açık kaynak	C++	Grafik arayüz	MITK Phenotyping	Var	Evet	GLCM, GLDZM, GLRLM, GLSZM, NGLDM, NGTDM
SERA/PySERA	Ücretsiz (SERA)/açık kaynak, MIT (PySERA)	MATLAB Python	Komut satırı	SERA MATLAB PySERA	Var	Evet	GLCM, GLDZM, GLRLM, GLSZM, NGLDM, NGTDM
MIRP	Açık kaynak	Python	Python kütüphanesi (API)	MIRP	Var	Evet	GLCM, GLDZM, GLRLM, GLSZM, NGLDM, NGTDM
RaCaT	Açık kaynak	C++	Komut satırı	RaCaT	Var	Evet	GLCM, GLDZM, GLRLM, GLSZM, NGLDM, NGTDM
MM Radiomics Frontier (Siemens Healthineers)	Ticari	Python tabanlı (PyRadiomics)	Grafik arayüz	Üretici tarafından bildirilmemiş	Üretici tarafından bildirilmemiş (PyRadiomics tabanlı)	Evet	PyRadiomics tabanlı

IBSI uyumluluğu ve bazı özellikler yazılım sürümüne ve uygulama parametrelerine bağlı olabilir; yayın öncesinde kullanılan sürüm ve özellik bazında doğrulanmalıdır
GLCM: Gri Seviye Eş-Oluşum Matrisi, GLRLM: Gri Seviye Seri Uzunluk Matrisi, GLSZM: Gri Seviye Boyut Bölgesi Matrisi, GLDZM: Gri Seviye Mesafe Bölgesi Matrisi, NGTDM: Komşuluk Gri Ton Fark Matrisi, NGLDM: Komşuluk Gri Seviye Bağımlılık Matrisi

LIFEx (*Local Image Features Extraction*), nükleer tıp görüntülemelerinde kullanılan radyomik araçlarından biridir (29). Java tabanlı grafik kullanıcı arayüzü sayesinde DICOM görüntülerinin işlenmesi, segmentasyon ve PET görüntülerinde SUV tabanlı analizlerin programlama bilgisi gerektirmeden gerçekleştirilmesine olanak sağlar.

PyRadyomik, Python tabanlı ve açık kaynaklı bir radyomik kütüphanesidir (30). Standart radyomik özelliklerinin programatik olarak çıkarılmasını ve analiz iş akışlarının otomatikleştirilmesini sağlar. Ayrıca 3D Slicer (31) içerisinde bir eklenti aracılığıyla kullanılabilir. Programatik yapısı, tekrarlanabilir analizlerin oluşturulması ve makine öğrenmesi iş akışlarıyla entegrasyon açısından avantaj sağlar.

CERR (*A Computational Environment for Radiological Research*) başlangıçta radyoterapi araştırmalarında doz dağılımları ve doz-hacim histogramlarının analizi amacıyla geliştirilmiş, daha sonra radyomik özelliklerinin çıkarılmasını destekleyecek şekilde genişletilmiştir (32). MATLAB tabanlı olması ek lisans gerektirebilir. pyCERR ise CERR işlevlerinin Python ortamında kullanılmasına yönelik açık kaynaklı bir seçenektir.

MITK Phenotyping, Alman Kanser Araştırma Merkezi tarafından geliştirilen ve genel amaçlı tıbbi görüntüleme altyapısı olan MITK üzerine kurulmuş açık kaynaklı bir radyomik çerçevesidir (33). Standardize özellik çıkarımı ve görüntü işleme iş akışlarını desteklemesi, farklı yazılımların karşılaştırıldığı araştırmalarda kullanılmasına olanak sağlar.

Bunların yanı sıra SERA, MIRP ve RaCaT gibi araştırma amaçlı farklı radyomik araçları da bulunmaktadır. Ticari çözümler arasında ise syngo.via Frontier (MM Radyomik Frontier, Siemens Healthineers) gibi klinik görüntüleme sistemleriyle entegre çalışabilen platformlar yer almaktadır (34). Bu tür çözümler, görüntüleme ve radyomik analizinin aynı klinik iş akışı içerisinde yürütülmesine olanak sağlayabilir.

Radyomik yazılımı seçilirken yalnızca çıkarılabilen özelliklerin sayısı değil; IBSI uyumluluğu, özelliklerin matematiksel tanımları, diskretizasyon ve yeniden örnekleme seçenekleri, segmentasyon olanakları, PET/SUV desteği, voksel tabanlı analiz kapasitesi, lisans modeli ve yazılım sürümü de değerlendirilmelidir. Aynı isimle tanımlanan bir özellik farklı yazılımlarda farklı parametre veya uygulama ayrıntılarıyla hesaplanabileceğinden, kullanılan yazılımın adı ve sürümü ile birlikte analiz parametreleri yöntem bölümünde ayrıntılı olarak raporlanmalıdır.

Nükleer Tıpta Radyomik Uygulamaları

Nükleer tıpta, radyomik çalışmalarının büyük çoğunluğu onkoloji alanında gerçekleştirilmiştir. Öne çıkan klinik sorular; lezyon karakterizasyonu, moleküler veya genetik özelliklerin non-invaziv tahmini, tedavi yanıtının öngörülmesi ve prognozun belirlenmesi şeklinde dört ana başlıkta toplanabilir. Bununla birlikte, literatürdeki çalışmaların önemli bir bölümü tek merkezli, retrospektif ve görece küçük hasta gruplarına dayanmaktadır ve bağımsız dış validasyon sınırlıdır. Bu nedenle mevcut bulgular, klinik rutine girmiş uygulamalardan çok alanın gelişimini yönlendiren araştırma sonuçları olarak değerlendirilmelidir.

Akciğer kanseri, PET radyomik çalışmalarının en yoğun olduğu alanlardan biridir. Cook ve ark. (35), kemoradyoterapi uygulanan KHDAK'de NGTDM tabanlı özelliklerin tedavi yanıtı ve sağkalımla ilişkili olduğunu göstermiştir. Daha sonraki çalışmalarda histolojik alt tip ve EGFR mutasyonu gibi moleküler özelliklerin PET/BT radyomik ile tahmini de araştırılmıştır (36). İmmünoterapinin yaygınlaşmasıyla birlikte, tedavi öncesi PET/BT radyomik kullanılarak immün kontrol noktası inhibitörlerinden fayda görebilecek hastaların belirlenmesi de araştırılmaktadır (37).

Lenfoma, özellikle diffüz büyük B hücreli lenfoma, PET tabanlı kantitatif biyobelirteçlerin klinik uygulamaya en fazla yaklaştığı alanlardan biridir. SUV temelli metriklerin prognostik değerinin yanı sıra (38), Cottereau ve ark. (39,40) lezyonların vücuttaki uzaysal dağılımını yansıtan dissemination özelliklerini tanımlamış ve en uzak iki lezyon arasındaki mesafe (D_{maks}) ile total metabolik tümör hacminin prognozla ilişkili olduğunu göstermiştir. Bu yaklaşım, radyomik analizinin tek bir lezyonun iç yapısından tüm vücuttaki hastalık yükü ve dağılımına genişletilebileceğini göstermektedir.

Baş-boyun kanserlerinde çalışmalar çoğunlukla radyoterapi sonrası lokorejyonel nüks ve uzak metastaz riskinin öngörülmesine odaklanmıştır. Vallières ve ark., dört merkezden elde edilen FDG PET/BT verilerinde radyomik özelliklerini klinik değişkenlerle birleştirerek özellikle uzak metastaz riskinin öngörülmesinde başarılı sonuçlar bildirmiştir (41). Cong ve ark. da (42) PET/BT füzyon radyomik parametrelerinin lokal rekürrens riskinin öngörülmesinde PET veya BT parametrelerine kıyasla daha yüksek performans sağlayabileceğini göstermiştir. Wang ve ark. (43) ise FDG PET radyomik ile radyoterapi doz-hacim histogramlarından elde edilen dosiomics özelliklerini birleştirerek sağkalım öngörüsünü araştırmıştır.

Meme kanserinde PET radyomik çalışmalarının önemli bir bölümü neoadjuvan kemoterapiye patolojik tam yanıtın ve moleküler alt tiplerin invaziv olmayan şekilde öngörülmesine odaklanmıştır (44,45). Ha ve ark. (46), FDG PET/BT radyomik özelliklerinin lokal ileri meme kanserinde tedavi yanıtı ve Ki-67 ekspresyonu ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Antunovic ve ark. (47) da histogram tabanlı özelliklerin farklı moleküler alt tipler arasında farklılık gösterebildiğini göstermiştir.

Prostat spesifik membran antijeni (PSMA) PET, radyomik uygulamalarının FDG dışındaki radyofarmasötiklere genişlemesini hızlandırmıştır. Zamboglou ve ark. (48), PSMA PET tabanlı radyomik özelliklerinin görsel değerlendirmede saptanamayan klinik anlamlı prostat kanserinin belirlenmesine katkı sağlayabileceğini bildirmiştir. Moazemi ve ark. (49) ise PSMA PET'ten elde edilen çeşitli kantitatif ve tekstür özelliklerinin Lu-177 PSMA ile tedavi edilen prostat kanseri hastalarında sağkalım öngörüsündeki rolünü araştırmıştır. Bu çalışmalar, radyomik yaklaşımının teranostik hasta seçimi ve tedavi sonrası sonuç öngörüsü açısından da potansiyel taşıdığını göstermektedir.

Onkolojik PET radyomik literatürü son on beş yılda hızla genişlemiş olsa da, klinik uygulamaya aktarımı halen sınırlıdır. Radyomik Quality Score ile yapılan değerlendirmelerde metodolojik eksikliklerin yaygın

olduğu bildirilmiştir (50). Başlıca sorunlar bağımsız dış validasyonun sınırlı olması, geleneksel PET metrikleriyle karşılaştırmaların yetersizliği ve prospektif çalışmaların azlığıdır. Bu nedenle radyomik özelliklerinin klinik değerinin ortaya konması için standartlaştırılmış iş akışları, uygun karşılaştırma modelleri ve bağımsız çok merkezli validasyon gereklidir.

Sonuç

Radyomik, SUV temelli geleneksel PET metriklerinin ötesinde tümör heterojenliği ve aktivitenin uzaysal dağılımı hakkında ek nicel bilgiler sağlayabilir. Lezyon karakterizasyonu, tedavi yanıtının erken öngörülmesi ve sağkalım tahmini gibi alanlarda kişiselleştirilmiş tıbba katkı sağlama potansiyeline sahiptir. Bununla birlikte, radyomik özellikleri görüntü edinimi, rekonstrüksiyon, segmentasyon ve diskretizasyon gibi birçok aşamadan etkilenebilir.

Mevcut çalışmaların önemli bir bölümü tek merkezli, retrospektif ve küçük örneklemli olup bağımsız dış validasyon sınırlıdır. Radyomik'in klinik uygulamaya aktarılması için görüntüleme ve analiz süreçlerinin standardizasyonu, özelliklerin tekrarlanabilirliğinin değerlendirilmesi ve bağımsız çok merkezli validasyon gereklidir. Daha büyük veri setleri ve standardize radyomik iş akışları, bu yaklaşımın klinik değerinin daha güvenilir biçimde ortaya konmasına katkı sağlayabilir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H. Radiomics: images are more than pictures, they are data. Radiology. 2016;278:563-577.
2. Lambin P. Radiomics [Internet]. Radiomics.world. Available from: https://www.radiomics.world/lambin.html
3. Lambin P, Rios-Velazquez E, Leijenaar R, et al. Radiomics: extracting more information from medical images using advanced feature analysis. Eur J Cancer. 2012;48:441-446.
4. Wienhard K, Pawlik G, Herholz K, Wagner R, Heiss WD. Estimation of local cerebral glucose utilization by positron emission tomography of [^{18}F]2-fluoro-2-deoxy-D-glucose: a critical appraisal of optimization procedures. J Cereb Blood Flow Metab. 1985;5:115-125.
5. Hong YT, Fryer TD. Kinetic modelling using basis functions derived from two-tissue compartmental models with a plasma input function: general principle and application to [^{18}F]fluorodeoxyglucose positron emission tomography. Neuroimage. 2010;51:164-172.
6. Feng D, Ho D, Chen K, et al. An evaluation of the algorithms for determining local cerebral metabolic rates of glucose using positron emission tomography dynamic data. IEEE Trans Med Imaging. 1995;14:697-710.
7. Zwanenburg A, Vallières M, Abdalah MA, et al. The image biomarker standardization initiative: standardized quantitative radiomics for high-throughput image-based phenotyping. Radiology. 2020;295:328-338.
8. Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I. Textural features for image classification. IEEE Trans Syst Man Cybern. 1973;SMC-3:610-621.
9. Galloway MM. Texture analysis using gray level run lengths. Computer Graphics and Image Processing. 1975;4:172-179.
10. Sun C, Wee WG. Neighboring gray level dependence matrix for texture classification. Computer Graphics and Image Processing. 1982;20:297.
11. Amadasun M, King R. Textural features corresponding to textural properties. IEEE Trans Syst Man Cybern. 1989;19:1264-1274.
12. Salmanpour MR, Mehrnia SS, Jabarzadeh Ghandilu S, et al. Handcrafted vs. deep radiomics vs. fusion vs. deep learning: a comprehensive review of machine learning-based cancer outcome prediction in PET and SPECT imaging. J Digit Imaging. 2026;39:3831-3880.
13. Apostolova I, Rogasch J, Buchert R, et al. Quantitative assessment of the asphericity of pretherapeutic FDG uptake as an independent predictor of outcome in NSCLC. BMC Cancer. 2014;14:896.
14. Wahl RL, Jacene H, Kasamon Y, Lodge MA. From RECIST to PERCIST: evolving considerations for PET response criteria in solid tumors. J Nucl Med. 2009 May;50(Suppl 1):122S-150S.
15. Orlhac F, Soussan M, Maisonobe JA, Garcia CA, Vanderlinden B, Buvat I. Tumor texture analysis in ^{18}F-FDG PET: relationships between texture parameters, histogram indices, standardized uptake values, metabolic volumes, and total lesion glycolysis. J Nucl Med. 2014;55:414-422.
16. Leijenaar RT, Nalbantov G, Carvalho S, et al. The effect of SUV discretization in quantitative FDG-PET Radiomics: the need for standardized methodology in tumor texture analysis. Sci Rep. 2015;5:11075.
17. Thibault G, Fertil B, Navarro C, et al. Texture indexes and gray level size zone matrix application to cell nuclei classification. 10th International Conference on Pattern Recognition and Information Processing. 2009.
18. Whybra P, Zwanenburg A, Andrearczyk V, et al. The image biomarker standardization initiative: standardized

convolutional filters for reproducible radiomics and enhanced clinical insights. Radiology. 2024;310:e231319.

19. Hatt M, Cheze Le Rest C, Turzo A, Roux C, Visvikis D. A fuzzy locally adaptive Bayesian segmentation approach for volume determination in PET. IEEE Trans Med Imaging. 2009;28:881-893.
20. Zwanenburg A. Radiomics in nuclear medicine: robustness, reproducibility, standardization, and how to avoid data analysis traps and replication crisis. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2019;46:2638-2655.
21. Zwanenburg A, Leger S, Agolli L, et al. Assessing robustness of radiomic features by image perturbation. Sci Rep. 2019;9:614.
22. Peng H, Long F, Ding C. Feature selection based on mutual information: criteria of max-dependency, max-relevance, and min-redundancy. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 2005;27:1226-1238.
23. Tibshirani R. Regression shrinkage and selection via the lasso. J R Stat Soc Series B Methodol. 1996;58:267-288.
24. Steyerberg EW, Harrell FE Jr. Prediction models need appropriate internal, internal-external, and external validation. J Clin Epidemiol. 2016;69:245-247.
25. Afshar P, Mohammadi A, Plataniotis KN, Oikonomou A, Benali H. From handcrafted to deep-learning-based cancer radiomics: challenges and opportunities. IEEE Signal Process Mag. 2019;36:132-160.
26. He K, Zhang X, Ren S, Sun J. Deep residual learning for image recognition. In: Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR); 2016; Las Vegas, NV, USA. p. 770-778.
27. Huang G, Liu Z, Van der Maaten L, Weinberger KQ. Densely connected convolutional networks. In: Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR); 2017; Honolulu, HI, USA. p. 2261-2269.
28. Selvaraju RR, Cogswell M, Das A, Vedantam R, Parikh D, Batra D. Grad-CAM: visual explanations from deep networks via gradient-based localization. In: Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV); 2017; Venice, Italy. p. 618-626.
29. Nioche C, Orlhac F, Boughdad S, et al. LIFEx: a freeware for radiomic feature calculation in multimodality imaging to accelerate advances in the characterization of tumor heterogeneity. Cancer Res. 2018;78:4786-4789.
30. van Griethuysen JJM, Fedorov A, Parmar C, et al. Computational radiomics system to decode the radiographic phenotype. Cancer Res. 2017;77:e104-e107.
31. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. Magn Reson Imaging. 2012;30:1323-1341.
32. Apte AP, Iyer A, Crispin-Ortuzar M, et al. Technical note: extension of CERR for computational radiomics: a comprehensive MATLAB platform for reproducible radiomics research. Med Phys. 2018:10.1002/mp.13046.
33. Götz M, Nolden M, Maier-Hein K. MITK Phenotyping: an open-source toolchain for image-based personalized medicine with radiomics. Radiother Oncol. 2019;131:108-111.
34. Fusco R, Festa G, Sansone M, Setola SV, Avallone A, Izzo F, Petrillo A, Granata V. Assessing the multi-software robustness of radiomic biomarkers: a three-tool evaluation. Front Oncol. 2026;16:1764691.
35. Cook GJ, Yip C, Siddique M, et al. Are pretreatment ^{18}F-FDG PET tumor textural features in non-small cell lung cancer associated with response and survival after chemoradiotherapy? J Nucl Med. 2013;54:19-26.
36. Zhang J, Zhao X, Zhao Y, et al. Value of pre-therapy ^{18}F-FDG PET/CT radiomics in predicting EGFR mutation status in patients with non-small cell lung cancer. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:1137-1146.
37. Mu W, Tunali I, Gray JE, Qi J, Schabath MB, Gillies RJ. Radiomics of ^{18}F-FDG PET/CT images predicts clinical benefit of advanced NSCLC patients to checkpoint blockade immunotherapy. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:1168-1182.
38. Lee JW, Oh D, Eom KY, et al. The prognostic value of PET/CT evaluation with Deauville score on the recurrence and survival in diffuse large B-cell lymphoma: a multi-institutional study of KROG 17-02. Clin Exp Metastasis. 2020;37:125-131.
39. Cottereau AS, Meignan M, Nioche C, et al. Risk stratification in diffuse large B-cell lymphoma using lesion dissemination and metabolic tumor burden calculated from baseline PET/CT†. Ann Oncol. 2021;32:404-411.
40. Cottereau AS, Nioche C, Dirand AS, et al. ^{18}F-FDG PET dissemination features in diffuse large B-cell lymphoma are predictive of outcome. J Nucl Med. 2020;61:40-45.
41. Vallières M, Kay-Rivest E, Perrin LJ, et al. Radiomics strategies for risk assessment of tumour failure in head-and-neck cancer. Sci Rep. 2017;7:10117.
42. Cong H, Peng W, Tian Z, et al. FDG-PET/CT Radiomics models for the early prediction of locoregional recurrence in head and neck cancer. Curr Med Imaging. 2021;17:374-383.
43. Wang B, Liu J, Zhang X, et al. Prognostic value of ^{18}F-FDG PET/CT-based radiomics combining dosiomics and dose volume histogram for head and neck cancer. EJNMMI Res. 2023;13:14.
44. Acar E, Turgut B, Yiğit S, Kaya G. Comparison of the volumetric and radiomics findings of ^{18}F-FDG PET/CT images with immunohistochemical prognostic factors in local/locally advanced breast cancer. Nucl Med Commun. 2019;40:764-772.
45. Antunovic L, De Sanctis R, Cozzi L, et al. PET/CT radiomics in breast cancer: promising tool for prediction of pathological response to neoadjuvant chemotherapy. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2019;46:1468-1477.
46. Ha S, Park S, Bang JI, Kim EK, Lee HY. Metabolic radiomics for pretreatment ^{18}F-FDG PET/CT to characterize locally advanced breast cancer: histopathologic characteristics, response to neoadjuvant chemotherapy, and Prognosis. Sci Rep. 2017;7:1556.

47. Antunovic L, Gallivanone F, Sollini M, et al. [^{18}F]FDG PET/CT features for the molecular characterization of primary breast tumors. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2017;44:1945-1954.
48. Zamboglou C, Bettermann AS, Gratzke C, et al. Uncovering the invisible-prevalence, characteristics, and radiomics feature-based detection of visually undetectable intraprostatic tumor lesions in ^{68}GaPSMA-11 PET images of patients with primary prostate cancer. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2021;48:1987-1997.
49. Moazemi S, Erle A, Lütje S, Gaertner FC, Essler M, Bundschuh RA. Estimating the potential of radiomics features and radiomics signature from pretherapeutic PSMA-PET-CT scans and clinical data for prediction of overall survival when treated with ^{177}Lu-PSMA. Diagnostics (Basel). 2021;11:186.
50. Park JE, Kim D, Kim HS, et al. Quality of science and reporting of radiomics in oncologic studies: room for improvement according to radiomics quality score and TRIPOD statement. Eur Radiol. 2020;30:523-536.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.69885
Nucl Med Semin 2026;12:208-214

Nükleer Tıpta Teranostik ve Dozimetri Uygulamalarında Yapay Zekanın Rolü

The Role of Artificial Intelligence in Theranostic and Dosimetry Applications in Nuclear Medicine

İnci Uslu Biner

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Eskişehir, Türkiye

Öz

Modern moleküler görüntüleme modalitelerinin klinik kullanıma girmesiyle nükleer tıp görüntülemelerinde üretilen verinin hacmi ve karmaşıklığı hızla artmıştır. Yapay zeka (YZ) uygulamaları, teranostik iş akışında hasta seçiminden görüntü yorumlamaya, organ ve tümör segmentasyonuna, hastaya özgü dozimetriye ve tedavi yanıtının izlenmesine kadar geniş kapsamlı bir otomasyon potansiyeli sunmaktadır. YZ algoritmaları, tanısal moleküler görüntüleme verilerinin değerlendirilmesi ve tedavi sonrası hastaya özgü dozimetri uygulamalarının geliştirilmesine katkıda bulunabilir. Bu derlemede YZ'nin teranostik görüntüleme, otomatik segmentasyon, hızlı ve voksel düzeyinde dozimetri, prediktif dozimetri ve adaptif tedavi planlamasındaki rolü güncel literatür ışığında ele alınmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, derin öğrenme, teranostik, radyofarmasötik tedavi, radyasyon dozimetresi

Abstract

With the clinical integration of modern molecular imaging modalities, the volume and complexity of data generated in nuclear medicine have increased rapidly. Implementing artificial intelligence (AI) in the theranostic workflow offers the potential for comprehensive automation across patient selection, image interpretation, organ and tumor segmentation, personalized dosimetry, and treatment response monitoring. AI algorithms can support the evaluation of diagnostic molecular imaging data and the development of post-treatment personalized dosimetry. This review examines the role of AI in theranostic imaging, automated segmentation, accelerated voxel-level dosimetry, predictive dosimetry, and adaptive treatment planning.

Keywords: Artificial intelligence, deep learning, theranostics, radiopharmaceutical therapy, radiation dosimetry

Giriş

Pozitron emisyon tomografisi/bilgisayarlı tomografi (PET/BT), tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi/BT (SPECT/BT) ve PET/manyetik rezonans görüntüleme gibi hibrit moleküler görüntüleme modalitelerinin klinik kullanıma girmesiyle üretilen verinin hacmi ve karmaşıklığı hızla artmıştır (1). Bu verilerin klinik faydaya dönüşmesi için nükleer tıp terminolojisinin ve veri toplama süreçlerinin standardizasyonu, araştırmaların ve teranostik uygulamaların gelişimi açısından önem taşımaktadır (2). Yapay zeka (YZ), makine öğrenimi (MÖ) ve derin öğrenme (DÖ) algoritmalarıyla çok parametreli klinik ve görüntüleme bulgularından biyobelirteçler türeterek hastaya özgü teranostik yaklaşımlara zemin hazırlamaktadır. Ancak, teranostik alanındaki YZ uygulamaları hala erken geliştirme aşamasındadır ve çeşitli zorluklar barındırmaktadır (3). RELAINCE kılavuzları, tanımlayıcı YZ sistemleri için retrospektif çalışmaların yeterli olduğunu, doğrudan klinik müdahale öneren preskriptif YZ algoritmaları için ise prospektif çalışmaların

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Dr. Öğr. Üyesi İnci Uslu Biner,
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Eskişehir, Türkiye
E-posta: inciuslu@yahoo.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-8460-6004

Geliş Tarihi/Received: 30.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026

Cite this article as/Atıf: Uslu Biner İ. The role of artificial intelligence in theranostic and dosimetry applications in nuclear medicine. Nucl Med Semin. 2026;12:208-214

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

önerildiğini belirtmektedir (4). Gürültü giderilmesinden aktivite ölçümüne ve zaman-aktivite eğrilerinin üretimine uzanan aşamaların otomatikleştirilmesi, dozimetri veri akışını daha hızlı ve tekrarlanabilir hale getirebilir (5).

1. YZ Destekli Görüntüleme

1.1. Görüntü Rekonstrüksiyonu ve Görüntü Kalitesinin İyileştirilmesi

Düşük sayım istatistikleri, hasta hareketi ve kısaltılmış çekim süresi gürültüyü artırarak kantitatif doğruluğu olumsuz etkilemektedir. Bu durum, radyoligand tedavisi sonrasındaki seri SPECT görüntülemede belirgindir. Rydén ve ark. (6) DÖ tabanlı rekonstrüksiyon yaklaşımlarının ^{177}Lu SPECT görüntülerinde gürültüyü azaltıp görüntü kalitesini iyileştirerek, seyrek projeksiyonlardan yüksek kaliteli görüntü elde edilebileceğini ve görüntüleme süresinin belirgin biçimde azaltılabileceğini göstermiştir. Evrişimli sinir ağı [*convolutional neural network* (CNN)] ve U-Net tabanlı yaklaşımlar ^{177}Lu SPECT'te kantitatif doğruluğu artırabilmektedir (7). Düşük doz veya düşük sayımlı PET görüntülerinden standart doz kalitesinde görüntü elde etmeyi amaçlayan DÖ modelleri de geliştirilmiştir. Dört kat azaltılmış sayımla yürütülen, çok merkezli ve harici doğrulamalı bir çalışma, DÖ tabanlı yöntemlerin düşük sayımlı PET görüntülerinde görüntü kalitesini ve tanısal performansı koruyabildiğini göstermektedir (8). Görsel iyileştirme her zaman doğru kantitatif bilgi sağlamayabilir. Görüntü iyileştirme yöntemleri, görsel kalitenin yanı sıra kantitatif doğruluk üzerindeki etkileriyle de değerlendirilmelidir. Bu modellerin değerlendirilmesinde görüntü kalitesinin ve kantitatif doğruluğun uygun ölçütlerle ve dağılım dışı örneklerde de test edilmesi gerekmektedir (9). Üretken çekişmeli ağlar (*generative adversarial networks*, GAN) ve difüzyon tabanlı modeller bu alanda öne çıkmaktadır. Difüzyon tabanlı PET tutarlılık modeliyle düşük doz girdiden tam doz tüm vücut PET görüntüsü sentezlenmiş ve önceki yöntemlere göre daha düşük hesaplama maliyetiyle yüksek kaliteli görüntüler elde edilmiştir (10). Bu olumlu bulgulara karşın, sonuçların belirli bir çalışma düzenine ve veri kümesine ait olması nedeniyle eğitim dağılımı dışındaki (*out-of-distribution*) başka tarayıcılar, radyofarmasötikler ve hasta popülasyonlarındaki performansları ayrıca araştırılmalıdır (11). Üretken modellerde gerçeğe yakın görünen ancak anatomik ve işlevsel gerçekliği yanlış temsil eden içeriklerin sentezlenmesi (halüsinasyon), tanısal doğruluğu ve klinik güveni bozabilmektedir (12).

1.2. YZ Destekli Atenüasyon Düzeltmesi

Atenüasyon düzeltmesi, PET ve SPECT görüntülerinin doğru kantitatif değerlendirilmesi için önemlidir (13). Seri görüntülemede tekrarlanan PET/BT incelemeleri kümülatif radyasyon maruziyetine yol açabildiğinden, BT taramalarının azaltılması veya atlanması, bu maruziyeti azaltabilir (14). YZ tabanlı yöntemler anatomik bilgiden yararlanarak sentetik BT (psödo-BT) görüntüleri üretebilmektedir (15). Ayrıca, yapısal bilgi olmadan DÖ ile doğrudan atenüasyon düzeltilmiş görüntü tahmini de araştırılmaktadır (13). Bu yaklaşımın kantitatif performansı bölgeye göre değişebilmektedir. Wyatt ve ark. (16) sentetik atenüasyon düzeltmesinin yumuşak doku ve prostat lezyonlarında iyi kantitatif uyum gösterebildiğini, ancak kemik dokusundaki sapmaların dikkate alınması gerektiğini göstermiştir.

2. YZ ile Kantifikasyon

2.1. Otomatik Organ ve Tümör Segmentasyonu

Segmentasyon, hastaya özgü dozimetrinin önemli bir adımıdır. Bölge sınırlarındaki hatalar absorbe edilen doz tahminlerinde değişkenliğe yol açabilmektedir (17). Manuel segmentasyon zaman alıcıdır ve gözlemciler arası tutarlılığı düşüktür. PET/BT'de organ ve lezyon segmentasyonu için U-Net ve benzeri CNN mimarilerinin kullanımı yaygın olarak araştırılmaktadır (18). Prostat spesifik membran antijeni (PSMA) hedefli görüntüleme, YZ tabanlı segmentasyonun teranostikteki önemli örneklerinden biridir. ^{68}Ga-PSMA PET'te U-Net tabanlı modellerle intraprostatik tümör hacmi belirlenebilmektedir (19). Klinik uygulamaya bir örnek aPROMISE™ platformudur. Bu platform, PSMA PET görüntülerinde anatomik yapıları ve PSMA-pozitif lezyonları otomatik olarak segmente edip kantitatif olarak değerlendirerek standardizasyon sağlamayı amaçlar (20). Platformun radyolojik raporlamada standardizasyonu artırabileceği bildirilmiştir (21). Ancak bir veri setindeki iyi performans her koşulda aynı başarıyı garanti etmez. "Clever Hans" etkisinde model, biyolojik olarak anlamlı özellikler yerine veriye özgü ikincil ipuçlarını kullanabilir (22). Bu nedenle, segmentasyon modelleri farklı merkezlerden, cihazlardan, protokollerden ve hasta gruplarından bağımsız veri setleriyle değerlendirilmelidir (11).

2.2. Görüntü Kaydı ve Aktivite Kantifikasyonu

Dozimetrinin doğruluğu, farklı zamanlarda alınan görüntülerin hassas hizalanmasına bağlıdır (23). Solunum, bağırsak hareketliliği ve mesane doluluğu gibi etkenler

mekansal sapmalara yol açabilir. Deformabl kayıt organın şekil ve hacim farklarını hesaba katarken, rijit kayıt yalnızca rotasyon ve translasyonu düzeltir ve DÖ tabanlı kayıt daha fazla serbestlik derecesi sunar (24). Kayıt hataları, özellikle küçük hacimli lezyonlarda doz hesabı doğruluğunu doğrudan etkileyebilir (25).

3. YZ ile Radyasyon Dozimetrisi

3.1. Hastaya Özgü Dozimetri ve Geleneksel Yaklaşımlar

Sabit aktiviteye dayalı tedavi yaklaşımlarında, hastalar arasındaki biyokinetik farklılıklar nedeniyle uygulanan aynı aktivite farklı tümör ve normal doku dozlarına yol açabilmektedir (26). Hastaya özgü dozimetri, radyofarmasötiğin dağılımının belirlenmesi, aktivitenin zaman içindeki değişiminin modellenmesi ve absorbe dozun hesaplanmasını içerir (26). Uzun süredir temel yöntem olarak kullanılmakta olan *Medical Internal Radiation Dose* (MIRD) yaklaşımı, standart fantomlara dayandığından bireysel anatomik farklılıkları tam yansıtamayabilir (26). Voksel tabanlı dozimetri daha ayrıntılı değerlendirme sağlarken, Monte Carlo (MC) simülasyonları radyasyonun dokuyla etkileşimini daha gerçekçi modellemektedir (27). MC'nin yüksek hesaplama maliyeti, rutin klinik uygulamalarda kullanımını sınırlayabilmektedir. Bu nedenle YZ tabanlı yaklaşımlar, MC hesaplamalarının hızlandırılması ve klinik iş akışlarının daha verimli hale getirilmesi amacıyla araştırılmaktadır. MC ile üretilen referans doz haritaları, YZ tabanlı doz tahmin modellerinin geliştirilmesinde referans veri olarak kullanılabilmektedir. Bu yaklaşımlar, doz hesaplamalarının daha kısa sürede gerçekleştirilmesine olanak sağlayabilir (27,28). Kısa menzilli alfa yayıcılarla yürütülen hedefli alfa tedavisinde, özellikle kemik metastazlarına komşu kemik iliğinde doz birikiminin anlaşılması etkinlik ve güvenlik açısından kritiktir (29). Bu ölçekte yüksek doğruluklu MC platformları temel referans olmayı sürdürmektedir (27). MC referanslarıyla eğitilen YZ vekil modelleri (*surrogate models*), alfa dozimetrisinin hesaplama yükünü azaltma potansiyeli sunmakla birlikte başarıları henüz yeterince doğrulanmamıştır (30).

Alfa parçacıklarının kısa menzili ve bozunmanın stokastik doğası nedeniyle organ, hatta voksel düzeyindeki hesaplar, aktivitenin hücresel mikrodağılımını her zaman yansıtamayabilir (31). Tahmin doğruluğu ayrıca eğitim verisinin doku heterojenliğini ve görüntü çözünürlüğünü temsil etme düzeyine bağlıdır (32). Bu sınırlılık, ^{225}Ac ve ^{223}Ra gibi birden çok yavru radyonüklid üreten ve geri tepme nedeniyle yavru çekirdeklerin ana çekirdekten ayrılarak farklı biyodağılım gösterebildiği bozunma zincirlerinde belirgindir. Yalnızca ana çekirdeği modelleyen bir vekil model, yavru katkısını göz ardı ederek toplam dozun eksik tahmin edilmesine yol açabilir (29,33). Bozunma zinciri modellemesindeki bu eksiklik, YZ destekli dozimetrinin klinik güvenilirlik kazanması için ele alınması gereken temel açıklardan biri olarak tanımlanmaktadır (34). Bu nedenle, klinik dozimetri iş akışlarının standardizasyonu ve doğrulanması, hastaya özgü alfa tedavisinin klinik uygulamaya aktarılması için temel gerekliliklerdendir (30). Ayrıca alana ilişkin kanıt tabanı henüz olgunlaşmamıştır. Dozimetri odaklı YZ çalışmaları çoğunlukla teknik ve retrospektif düzeyde kalmakta olup bildirilen çalışmalar arasında prospektif olanların sayısı oldukça sınırlıdır ve dış doğrulama nadirdir (30). Bu nedenle alfa vekil modellerinin çıktılarıyla birlikte belirsizlik haritaları sunması ve bağımsız MC verileri ya da deneysel verilerle doğrulanması gerekmektedir (30,35).

3.2. Zaman-Aktivite Eğrileri ve Biyokinetik Modelleme

Absorbe dozun hesaplanması için aktivitenin zamanla değişiminin bilinmesi gerekir; bunun için yapılan çoklu görüntüleme, hasta uyumu ve iş yükü açısından güçlük oluşturur (3). YZ sınırlı sayıda zaman noktasından eksik noktaları veya doğrudan zaman-aktivite eğrisini tahmin ederek bu yükü azaltabilir (36). Tedavi öncesi görüntülerden doz tahmini de benzer biçimde iş yükünü azaltabilecek bir yaklaşımdır. Xue ve ark. (37), tedavi öncesi [^{68}Ga]Ga-PSMA-11 PET/BT görüntülerinden voksel düzeyinde doz dağılımını tahmin etmek için organ-doz kılavuzlu doğrudan projeksiyon ve 3D RPT DoseGAN adlı CNN tabanlı iki strateji önermiştir; her iki strateji de tedavi öncesi PET ile tedavi sonrası doz haritalarının dağılımları arasındaki farkı kapatmayı hedeflemektedir. Bu kavram kanıtı çalışmada [^{177}Lu]Lu-PSMA ile tedavi edilen 23 metastatik kastrasyona dirençli prostat kanseri hastasının 48 tedavi siklusu değerlendirilmiş ve 3D RPT DoseGAN referans doz haritasına göre voksel düzeyinde %1,7±%0,4 normalleştirilmiş kök ortalama kare hatası ile 0,94±0,03 yapısal benzerlik indeksi elde etmiştir. Ancak preterapötik PET tutulumu ile doz haritası arasındaki korelasyon organ düzeyinde orta düzeyde kalmıştır (böbrek r=0,77±0,14; karaciğer r=0,50±0,23; dalak r=0,58±0,26), bu da biyokinetik heterojenitenin tahmin doğruluğunu sınırladığını göstermektedir. Benzer biçimde, tedavi öncesi PET ölçümlerini ve klinik laboratuvar bulgularını

girdi olarak kullanan MÖ modelleri, organ düzeyinde doz tahmininde literatür popülasyon ortalamasına dayalı kestirimlere göre anlamlı ölçüde düşük hata sağlamıştır; en iyi modelde böbrek için ortalama mutlak yüzde hata %15,8±%13,2 iken popülasyon temelli tahminde %25,5±%17,3 olmuştur ($p<0,01$) (38).

Biyokinetik, tümör yükü, organ fonksiyonu ve bireysel farmakokinetikten etkilendiğinden, YZ tabanlı modellerin farklı hasta gruplarında dış doğrulaması önem taşır (30). Tek zaman noktalı dozimetri de verimli bir uygulama alanıdır. DÖ modelleri sınırlı veriden voksel düzeyinde doz dağılımını tahmin ederek çok zamanlı dozimetri gereksinimini azaltabilir (36).

3.3. Hızlı Absorbe Edilen Doz ve Voksel Dozimetrisi

MIRD tabanlı voksel S-değerlerinin veya görüntüleme verilerinin CNN ve U-Net tabanlı modellere girdi olarak verilmesiyle MC referans doz dağılımlarının tahmini araştırılmıştır (39). Bazı çalışmalarda, DÖ tabanlı yaklaşımların, lezyonların absorbe doz tahmininde %1,15±2,5 mutlak yüzde hata ile başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (32). Voksel dozimetrisi, dozun doku içindeki heterojen dağılımını değerlendirme olanağı sağladığından, tümör içinde farklı tutulum bölgeleri bulunan radyoligand tedavilerinde önemlidir (39). U-Net ailesinin uzun menzilli bağlamı yerel evrişimlerle yakalamakta zorlandığı heterojen dağılımlarda, öz-dikkat (*self-attention*) mekanizmasıyla çalışan transformer mimarileri öne çıkmaktadır: Mansouri ve ark. (32) ^{177}Lu-DOTATATE tedavisinde SPECT/BT görüntülerinden hastaya özgü doz haritası üreten hibrit bir derin transformer yaklaşımıyla, MC tabanlı çoklu voksel S-değeri hesabına öğrenilmiş bir düzeltme ekleyerek voksel düzeyinde başarılı sonuçlar bildirmişlerdir (32). Bu bulgu, olgu sayısının sınırlı olduğu dozimetri çalışmalarında transformer tabanlı yaklaşımların araştırılmasını desteklemektedir. Düşük teknik hata tek başına klinik yeterlilik anlamına gelmemekte olup tahmin edilen dozlar zorlu ve klinik olarak anlamlı olgularda referans yöntemleriyle karşılaştırılmalıdır (9).

4. Prediktif Dozimetri ve Tedavi Optimizasyonu

Prediktif dozimetri, tedavi öncesinde olası biyodağılımı ve alınacak dozu tahmin ederek standart aktiviteden hasta odaklı planlamaya geçişi sağlar (38). Tanısal görüntüleme ile terapötik biyodağılım arasındaki bağlantı, terapötik dozun öngörülmesi için değerli bir fırsat sunar (36). MÖ modellerinin tedavi öncesi verilerden tedavi sonrası dozimetriyi öngörebildiği (38), DÖ modellerinin tedavi öncesi PSMA PET/BT'den tedavi sonrası absorbe edilen lezyon dozlarını ve voksel düzeyinde doz dağılımlarını tahmin edebildiği bildirilmiştir (40). Amaç yalnızca "hangi hastaya tedavi verilmeli?" sorusuna yanıt vermek değil; kritik organ toksisitesini sınırlar içinde tutarken tümör dozunu optimize etmeye yönelik hastaya özgü aktivite belirleme için bir temel oluşturmaktır (38). Yazdani ve ark. (40) ^{68}Ga-PSMA-11 PET/BT'den elde edilen radyomik özellikleri klinik biyobelirteçlerle birleştirerek ^{177}Lu-PSMA-617 sonrası absorbe edilen dozları tahmin etmişlerdir. Olgunlaştığında, bu yaklaşım tahmin → bireyselleştirilmiş aktivite → tedavi → tedavi sonrası dozimetri → yanıt/toksisite değerlendirmesi → sonraki siklusun adaptasyonu şeklinde sürekli bir döngü kurabilir (30).

5. Tedavi Yanıtı, Toksisite ve Adaptif Tedavi

Kontrol PET/BT veya SPECT/BT görüntülemeleriyle farklı zaman noktalarındaki tümör yükü ve tutulumdaki değişimler, tedavi yanıtının değerlendirilmesine ve klinik yönetimin yönlendirilmesine katkı sağlayabilir (41). YZ ise bu görüntülerin otomatik ve tekrarlanabilir analizini destekleyerek yanıt değerlendirmesini standardize etme potansiyeline sahiptir. Nitekim Gutsche ve ark. (42), PSMA PET verilerinde üç radyomik özellik ile hasta yaşını birleştiren Random Forest modeliyle beş katlı çapraz doğrulamada 0,82 eğri altında kalan alan değeri elde etmiştir (42). Görüntüleme bulguları dozimetri ile birlikte değerlendirilmelidir. Kritik organ dozları sonraki aktivite kararlarını etkileyebilmekte olup, bazı çalışmalarda tümör tarafından absorbe edilen doz ile tedavi yanıtı arasında anlamlı ilişkiler bildirilmiştir (43). Yanıt-adaptif radyofarmasötik tedavi; erken tedavi sonrası görüntüleme, absorbe edilmiş doz, laboratuvar eğilimleri ve yanıt bilgisinin bir sonraki siklustan önce risk-yarar dengesini güncellediği boylamsal bir döngü olarak tanımlanmaktadır (30). Güncel YZ çalışmaları bu adımları nadiren prospektif olarak test etmekte; yakın vadedeki fırsatın tam otonomi yerine insan denetimli karar desteğinde olduğu bildirilmektedir (30). YZ'nin tedavi öncesi görüntülemeyi, tedavi sonrası dozimetriyi ve klinik sonuçları birlikte değerlendirmesi, "tedavi et → ölç → değerlendir → yeniden planla" şeklinde işleyen insan denetimli adaptif bir döngüyü mümkün kılabilecektir (30).

6. Klinik Uygulamanın Önündeki Engeller

Teranostik YZ literatüründeki çalışmaların önemli bir bölümü retrospektif tasarıma sahiptir (30,44). Merkezler arası cihaz, protokol, rekonstrüksiyon ve radyofarmasötik farklılıkları aynı modelin farklı sonuçlar vermesine yol

açabilir; bu nedenle segmentasyon, aktivite ölçümü ve doz tahmini modellerinin bağımsız ve çok merkezli veri setleriyle doğrulanması gereklidir (30). Teranostikte YZ uygulamalarını haritalayan kanıt incelemeleri de çalışmaların büyük çoğunluğunun ileri doğrulama veya karar-etki değerlendirmesine ulaşmadığını ve mevcut kanıtın otonom karar sistemlerinden ziyade insan denetimli ölçüm ve iş akışı yardımcılarını desteklediğini bildirmektedir (30). Algoritmik başarı ile fiziksel doğruluk birbirinden ayırt edilmelidir. Yüksek Dice benzerlik katsayısı, doğru absorbe dozun hesaplandığı anlamına gelmez; kabul ölçütleri geometrik metriklerle sınırlandırılmamalıdır (45). Bu kapsamda voksel düzeyindeki mutlak doz hatası öne çıkmaktadır. MC referansına göre DÖ modellerinde ortalama mutlak hata 0,05-0,15 Gy/GBq olarak bildirilmiştir (36). Doz-hacim histogramının belirleyici noktaları klinik eşdeğerlik düzeyini yansıtır (36). Doz farkı ve mesafe kriterlerini birlikte değerlendiren gamma analizi de doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılabilen ölçütlerden biridir (46). Belirsizliğin nicelleştirilmesi ve klinik düzeyde anlaşılır şekilde raporlanması, model güvenilirliğinin değerlendirilmesinde tamamlayıcı bir yaklaşımdır (47). Bir modelin çıktısında belirsizlik kestirimine yer vermesi ve belirsizliğin karar vermeyi güvenilir biçimde destekleyemeyecek kadar yüksek olduğu durumlarda tahminden kaçınabilmesi, güvenli klinik kullanım açısından önemli bir ilkedir (47). Bu yaklaşımın brakiterapi doz tahminindeki örneklerinde, modele bağlı (epistemik) ve veriye bağlı (aleatorik) belirsizliklerin ayrı olarak tahmin edilebildiği gösterilmiştir (35).

Veri standardizasyonu da kritiktir. Görüntüleme protokollerinin, rekonstrüksiyon yöntemlerinin ve veri formatlarının standartlaştırılması, modellerin merkezler arası daha güvenilir ve yeniden üretilebilir biçimde değerlendirilmesine katkı sağlayabilir (3). Hasta seçimi ve aktivite belirleme gibi klinik karar noktalarında YZ, klinisyenin yerini almaktan ziyade uzman değerlendirmesini destekleyen bir araç olarak ele alınmalıdır (3). Güvenilir bir YZ ekosistemi için stres testleri ve veri rezervi stratejileri benimsenmelidir (48).

Sonuç

YZ, teranostik uygulamalarda görüntüleme, ölçüm ve tedavi planlaması arasındaki bağı güçlendirmektedir (2). Rekonstrüksiyon, atenüasyon düzeltmesi, segmentasyon, kayıt ve aktivite ölçümünde sağlanan hız ve tutarlılık, hastaya özgü dozimetri için gereken verilerin elde edilmesini kolaylaştırır (3). Dozimetrideki en büyük katkılar zaman-aktivite eğrilerinin modellenmesi, biyokinetik tahmini, absorbe doz hesaplarının hızlandırılması ve voksel doz haritalarının üretilmesidir. MC referans doz haritalarıyla eğitilen DÖ ve transformer tabanlı modeller, yüksek doğrulukta tahminleri çok daha kısa sürede sunmaktadır (34). Gelecekte prediktif dozimetri, tedavi öncesinde terapötik biyodağılımı öngörerek "tahmin et → tedavi et → ölç → yeniden planla" biçiminde işleyen adaptif döngünün kurulmasına zemin hazırlayabilir (36). Ancak YZ'nin klinik değeri algoritmik performansla sınırlı kalmamalı; bu teknolojilerin klinik uygulamaya geçişinde çeşitli sınırlamalar ve zorluklar dikkate alınmalıdır (30). Sonuç olarak YZ, "görüntüle-ölç-tedavi et-yeniden değerlendir" döngüsünü hızlandırarak hastaya özgü, adaptif radyonüklid tedaviye geçişte önemli bir rol oynama potansiyeline sahiptir (36).

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazar tarafından finansal destek alınmadığı bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Metin düzenleme ve dil düzeltme desteği alınmıştır.

Kaynaklar

1. Wibmer AG, Hricak H, Ulaner GA, Weber W. Trends in oncologic hybrid imaging. Eur J Hybrid Imaging. 2018;2:1.
2. Saboury B, Bradshaw T, Boellaard R, et al. Artificial intelligence in nuclear medicine: opportunities, challenges, and responsibilities toward a Trustworthy Ecosystem. J Nucl Med. 2023;64:188-196.
3. Belge Bilgin G, Bilgin C, Burkett BJ, et al. Theranostics and artificial intelligence: new frontiers in personalized medicine. Theranostics. 2024;14:2367-2378.
4. Jha AK, Bradshaw TJ, Buvat I, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for evaluation (the RELAINCE guidelines). J Nucl Med. 2022;63:1288-1299.
5. Brosch-Lenz JF, Delker A, Schmidt F, Tran-Gia J. On the use of artificial intelligence for dosimetry of radiopharmaceutical therapies. Nuklearmedizin. 2023;62:379-388.
6. Rydén T, Van Essen M, Marin I, Svensson J, Bernhardt P. Deep-learning generation of synthetic intermediate projections improves ^{177}Lu SPECT images reconstructed with sparsely acquired projections. J Nucl Med. 2021;62:528-535.
7. Currie GM, Rohren E. The role of artificial intelligence in theranostics. J Nucl Med Technol. 2025;53(Suppl 1):82S-91S.

8. Chaudhari AS, Mittra E, Davidzon GA, et al. Low-count whole-body PET with deep learning in a multicenter and externally validated study. NPJ Digit Med. 2021;4:127. Erratum in: NPJ Digit Med. 2021;4:139.
9. Bradshaw TJ, Boellaard R, Dutta J, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for algorithm development. J Nucl Med. 2022;63:500-510.
10. Pan S, Abouei E, Peng J, et al. Full-dose whole-body PET synthesis from low-dose PET using high-efficiency denoising diffusion probabilistic model: PET consistency model. Med Phys. 2024;51:5468-5478.
11. Dexl J, Gatidis S, Früh M, et al. AutoPET Challenge on fully automated lesion segmentation in oncologic PET/CT imaging, part 2: domain generalization. J Nucl Med. 2026;67:481-488.
12. Xia M, Bayerlein R, Chemli Y, et al. On hallucinations in artificial intelligence-generated content for nuclear medicine imaging (the DREAM report). J Nucl Med. 2026;67:166-174.
13. Dong X, Lei Y, Wang T, et al. Deep learning-based attenuation correction in the absence of structural information for whole-body positron emission tomography imaging. Phys Med Biol. 2020;65:055011.
14. Hosono M, Takenaka M, Monzen H, Tamura M, Kudo M, Nishimura Y. Cumulative radiation doses from recurrent PET-CT examinations. Br J Radiol. 2021;94:20210388.
15. Liu F, Jang H, Kijowski R, Bradshaw T, McMillan AB. Deep learning MR imaging-based attenuation correction for PET/MR imaging. Radiology. 2018;286:676-684.
16. Wyatt JJ, Kaushik S, Cozzini C, et al. Evaluating a radiotherapy deep learning synthetic CT algorithm for PET-MR attenuation correction in the pelvis. EJNMMI Phys. 2024;11:10.
17. Kurkowska S, Dewaraja YK, Frey EC, Brosch-Lenz J, Sunderland J, Uribe C. An international study of factors affecting variability of dosimetry calculations, part 5: impact of segmentation methods. EJNMMI Phys. 2026;13:39.
18. Lopes L, Lopez-Montes A, Chen Y, et al. The evolution of artificial intelligence in nuclear medicine. Semin Nucl Med. 2025;55:313-327.
19. Kostyszyn D, Fechter T, Bartl N, et al. Intraprostatic tumor segmentation on PSMA PET images in patients with primary prostate cancer with a convolutional neural network. J Nucl Med. 2021;62:823-828.
20. Nickols N, Anand A, Johnsson K, et al. aPROMISE: a novel automated PROMISE platform to standardize evaluation of tumor burden in ^{18}F-DCFPyL images of veterans with prostate cancer. J Nucl Med. 2022;63:233-239.
21. Johnsson K, Brynolfsson J, Sahlstedt H, et al. Analytical performance of aPROMISE: automated anatomic contextualization, detection, and quantification of [^{18}F]DCFPyL (PSMA) imaging for standardized reporting. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:1041-1051.
22. Arias-Londoño JD, Godino-Llorente JI. Analysis of the Clever Hans effect in COVID-19 detection using chest X-Ray images and Bayesian deep learning. Biomedical Signal Processing and Control. 2024;90:105831.
23. Sjögreen-Gleisner K, Rueckert D, Ljungberg M. Registration of serial SPECT/CT images for three-dimensional dosimetry in radionuclide therapy. Phys Med Biol. 2009;54:6181-6200.
24. Oh S, Kim S. Deformable image registration in radiation therapy. Radiat Oncol J. 2017;35:101-111.
25. Grassi E, Fioroni F, Berenato S, et al. Effect of image registration on 3D absorbed dose calculations in ^{177}Lu-DOTATOC peptide receptor radionuclide therapy. Phys Med. 2018;45:177-185.
26. O'Donoghue J, Zanzonico P, Humm J, Kesner A. Dosimetry in radiopharmaceutical therapy. J Nucl Med. 2022;63:1467-1474.
27. Sarrut D, Arbor N, Baudier T, et al. The OpenGATE ecosystem for Monte Carlo simulation in medical physics. Phys Med Biol. 2022;67:184001.
28. Kontaxis C, Bol GH, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. DeepDose: towards a fast dose calculation engine for radiation therapy using deep learning. Phys Med Biol. 2020;65:075013.
29. Hobbs RF, Song H, Watchman CJ, et al. A bone marrow toxicity model for ^{223}Ra alpha-emitter radiopharmaceutical therapy. Phys Med Biol. 2012;57:3207-3222.
30. Banala M, Ezuddin S, Foley M, Kuker R. Artificial intelligence across oncologic theranostics: evidence for patient stratification, dosimetry, and adaptive radiopharmaceutical therapy. Front Nucl Med. 2026;6:1935247.
31. Chouin N, Bardies M. Alpha-particle microdosimetry. Curr Radiopharm. 2011;4:266-280.
32. Mansouri Z, Salimi Y, Akhavanallaf A, et al. Deep transformer-based personalized dosimetry from SPECT/CT images: a hybrid approach for [^{177}Lu]Lu-DOTATATE radiopharmaceutical therapy. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2024;51:1516-1529.
33. Koniar H, Miller C, Rahmim A, Schaffer P, Uribe C. A GATE simulation study for dosimetry in cancer cell and micrometastasis from the 225Ac decay chain. EJNMMI Phys. 2023;10:46.
34. Woo SK. The role of artificial intelligence in advancing theranostics dosimetry for cancer therapy: a review. Nucl Med Mol Imaging. 2025;59:329-341.
35. Berumen F, Ouellet S, Enger S, Beaulieu L. Aleatoric and epistemic uncertainty extraction of patient-specific deep learning-based dose predictions in LDR prostate brachytherapy. Phys Med Biol. 2024;69:085026.
36. Shanmugiah J, Kim JS. Personalised dosimetry in nuclear medicine: bridging physics, biology and AI for next generation radiopharmaceutical therapy. Nucl Med Mol Imaging. 2026;60:221-249.
37. Xue S, Gafita A, Zhao Y, et al. Pre-therapy PET-based voxel-wise dosimetry prediction by characterizing intra-organ heterogeneity in PSMA-directed radiopharmaceutical theranostics. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2024;51:3450-3460.
38. Xue S, Gafita A, Dong C, et al. Application of machine learning to pretherapeutically estimate dosimetry in men with advanced

prostate cancer treated with ^{177}Lu-PSMA I&T therapy. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:4064-4072.

39. Yazdani E, Geramifar P, Karamzade-Ziarati N, Sadeghi M, Amini P, Rahmim A. Radiomics and artificial intelligence in radiotheranostics: a review of applications for radioligands targeting somatostatin receptors and prostate-specific membrane antigens. Diagnostics (Basel). 2024;14:181.
40. Yazdani E, Neizehbaz A, Karamzade-Ziarati N, et al. Transforming [^{177}Lu]Lu-PSMA-617 treatment planning: machine learning-based radiodosiomics and Swin UNETR using pretherapy PSMA positron emission tomography/computed tomography (PET/CT). Med Phys. 2025;52:e70030.
41. Yadav S, Lowery B, Tuchayi AM, et al. Impact of posttreatment SPECT/CT on patient management during ^{177}Lu-PSMA-617 radiopharmaceutical therapy. J Nucl Med. 2024;65:1395-1401.
42. Gutsche R, Gülmüs G, Mottaghy FM, et al. Multicentric ^{68}Ga-PSMA PET radiomics for treatment response assessment of ^{177}Lu-PSMA-617 radioligand therapy in patients with metastatic castration-resistant prostate cancer. Front Nucl Med. 2023;3:1234853.
43. Warfvinge CF, Gustafsson J, Roth D, et al. Relationship between absorbed dose and response in neuroendocrine tumors treated with [^{177}Lu]Lu-DOTATATE. J Nucl Med. 2024;65:1070-1075.
44. Kelly BS, Judge C, Bollard SM, et al. Radiology artificial intelligence: a systematic review and evaluation of methods (RAISE). Eur Radiol. 2022;32:7998-8007. Erratum in: Eur Radiol. 2022;32:8054.
45. Poel R, Rüfenacht E, Hermann E, et al. The predictive value of segmentation metrics on dosimetry in organs at risk of the brain. Med Image Anal. 2021;73:102161.
46. Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy - towards good practice. Phys Med. 2017;36:1-11.
47. Kompa B, Snoek J, Beam AL. Second opinion needed: communicating uncertainty in medical machine learning. NPJ Digit Med. 2021;4:4.
48. Chen H, Tie Y, Cao X, Young GS, Xu X. Strategies for creation of data reserve and stress testing of medical AI products. BMJ Health Care Inform. 2024;31:e101184.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.95866
Nucl Med Semin 2026;12:215-225

Dijital İkizler ve İlaç Geliştirme

Digital Twins and Drug Development

Ali Kibar[1], Mustafa Avcı[2], Fuat Dede[3]

[1]Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Edirne, Türkiye
[2]Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Isparta, Türkiye
[3]Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Öz

Dijital ikizler, biyolojik sistemlerin, hastaya özgü verilerin ve tıbbi cihazların dinamik biçimde modellenmesine olanak tanıyan veri temelli sanal temsillerdir. Bu derlemede, dijital ikizlerin nükleer tıp ve ilaç geliştirme süreçlerindeki kullanım alanları ele alınmıştır. İlaç geliştirmede dijital ikizler, çip-üstü-organ gibi platformlardan elde edilen verilerle preklinik bulguların insan fizyolojisine aktarımını destekleyebilir; aday moleküllerin etkinlik, biyodağılım ve toksisite özelliklerinin daha erken aşamada değerlendirilmesine ve hayvan deneylerine duyulan gereksinimin azaltılmasına katkı sağlayabilir. Nükleer tıpta ise anatomik, fonksiyonel ve farmakokinetik verilerin ortak bir modelleme ortamında birleştirilmesi, kişiselleştirilmiş dozimetri ve tedavi planlaması açısından yeni olanaklar sunmaktadır. [^{177}Lu]Lu-DOTATATE ve [^{177}Lu]Lu-PSMA gibi radyofarmasötik tedavilerde fizyolojiye dayalı farmakokinetik modellerin, hastaya özgü görüntüleme verilerinin ve Monte Carlo tabanlı doz hesaplamalarının birlikte kullanılması, tedavi yanıtı ve normal doku toksisitesinin daha bireysel biçimde değerlendirilmesine katkı sağlayabilir. Pozitron emisyon tomografi ve tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi sistemlerine yönelik enstrümantasyon dijital ikizleri de sistem tasarımı, görüntü rekonstrüksiyonu, kalite kontrol ve protokol optimizasyonunda önemli bir araştırma alanıdır. Bununla birlikte, fiziksel sistem ile model arasında çift yönlü veri akışı bulunmayan bazı uygulamalar kavramsal olarak dijital gölge düzeyinde kalmaktadır. Dijital ikizlerin güvenilir klinik karar destek araçlarına dönüşebilmesi için doğrulama, validasyon ve belirsizlik kantifikasyonunun yanı sıra teknik, etik ve düzenleyici boyutların birlikte ele alınması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Nükleer tıp, yapay zeka, ilaç geliştirme, radyofarmasötikler, hastaya özgü modelleme

Abstract

Digital twins are data-driven virtual representations that enable the dynamic modeling of biological systems, patient-specific data, and medical devices. This review discusses the applications of digital twins in nuclear medicine and drug development. In drug development, digital twins may support the translation of preclinical findings to human physiology using data from platforms such as organ-on-a-chip systems, allowing the efficacy, biodistribution, and toxicity of candidate molecules to be assessed at an earlier stage and potentially reducing the need for animal experiments. In nuclear medicine, the integration of anatomical, functional, and pharmacokinetic data within a common modeling environment may offer new opportunities for personalized dosimetry and treatment planning. In radiopharmaceutical therapies such as [^{177}Lu]Lu-DOTATATE and [^{177}Lu]Lu-PSMA, the combined use of physiologically based pharmacokinetic models, patient-specific imaging data, and Monte Carlo-based dose calculations may contribute to a more individualized assessment of treatment response and normal tissue toxicity. Instrumentation digital twins for positron emission tomography and single-photon emission computed tomography systems also represent a developing research area for system design, image reconstruction, quality control, and protocol optimization. In some applications, the absence of continuous bidirectional data exchange between the physical system and the model may make the concept closer to a digital shadow than a fully integrated digital twin. Further clinical translation will require attention to verification, validation, uncertainty quantification, and the associated technical, ethical, and regulatory considerations.

Keywords: Nuclear medicine, artificial intelligence, drug development, radiopharmaceuticals, patient-specific modeling

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Prof. Dr. Fuat Dede, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye
E-posta: fuatdede@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-1985-616X

Geliş Tarihi/Received: 06.10.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Kibar A, Avcı M, Dede F. Digital twins and drug development. Nucl Med Semin. 2026;12:215-225

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş ve Kavramsal Çerçeve

Dijital ikiz (Dİ), fiziksel bir varlık ya da sistemin gerçek verilerle güncellenebilen sanal temsilidir. Klasik simülasyonlardan farklı olarak gerçek sistemden gelen veriler modele aktarılır ve model çıktıları sistemin izlenmesinde, anlaşılmasında ve optimize edilmesinde kullanılır (1,2,3). Daha kapsamlı Dİ sistemlerinde bu ilişki çift yönlüdür; model çıktıları karar sürecine katılır, yeni veriler tekrar modele beslenir. Bu geri bildirimin bulunmadığı yapılar "dijital gölge" olarak tanımlanabilir (4). Yapay zeka ve ileri görüntüleme yöntemlerindeki gelişmelerle Dİ'ler sağlık alanında giderek daha fazla ilgi görmektedir (3,5).

Sağlık alanında sanal hasta, sanal popülasyon ve Dİ kavramlarının ayrılması önemlidir. Sanal hasta, belirli bir parametre kümesiyle oluşturulan olası bir bireyi; sanal popülasyon, bir klinik kohortun değişkenliğini yansıtan sanal hasta grubunu; Dİ ise bireysel hasta verileriyle kalibre edilen ve güncellenebilen dinamik modeli ifade eder (2). Farklı müdahale senaryolarının ayrı modellerde simüle edildiği Dİ kohortları, kişiselleştirilmiş *in silico* (bilgisayar ortamında gerçekleştirilen) çalışmalar için kullanılabilir ve klinik, cihaz ve görüntüleme verilerini aynı çerçevede birleştirebilir (4,5,6).

İlaç geliştirmede Dİ'ler, aday moleküllerin etkinlik, biyodağılım ve toksisite özelliklerini erken değerlendirerek geliştirme sürecinin hızlanmasına ve translasyonel boşluğun azaltılmasına katkı sağlayabilir. Nicel sistemler farmakolojisi (QSP), fizyoloji tabanlı farmakokinetik (PBPK) modelleme, sanal popülasyonlar ve yapay zeka birlikte kullanıldığında, geleneksel preklinik modellerin insan fizyolojisini yansıtmadaki sınırlılıkları kısmen azaltılabilir (2,7,8). Çip-üstü-organ (organ fizyolojisini mikro ölçekte taklit eden deneysel platformlar) ve diğer mikrofizyolojik sistemlerin bu modellerle bütünleştirilmesi de bu aktarıma katkı sağlayabilir (8,9).

Nükleer tıp, moleküler görüntüleme, biyokinetik modelleme ve dozimetriyi bir araya getiren yapısı nedeniyle Dİ'ler için uygun bir alandır. Teranostik uygulamalarda tümör yükü, hedef ekspresyonu, biyokinetik özellikler ve organ fonksiyonları hastalar arasında belirgin farklılık gösterebilir; hesaplamalı nükleer onkoloji bu değişkenliğin tedavi planlamasına yansıtılmasını amaçlar (10,11,12). Teranostik Dİ'ler, pozitron emisyon tomografi/tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi (PET/SPECT) verilerini farmakokinetik ve radyobiyolojik modellerle birleştirerek radyofarmasötik seçimi, aktivite, tedavi aralığı ve dozimetri kararlarının bireyselleştirilmesine ve tedavi yanıtının öngörülmesine katkı sağlayabilir (1,12,13). Bu derlemede Dİ'lerin ilaç geliştirme ve klinik nükleer tıptaki rolü; teranostik uygulamalar, radyofarmasötik dozimetri, görüntüleme sistemleri ve model güvenilirliği başlıkları altında ele alınacaktır.

1. İlaç Araştırma ve Geliştirme (Ar-Ge) Sürecinde Dijital Dönüşüm

İlaç endüstrisi, azalan Ar-Ge verimliliği, artan maliyetler, uzun geliştirme süreleri ve geç faz klinik başarısızlıklar nedeniyle önemli sorunlarla karşı karşıyadır (14). Ar-Ge maliyetleri artarken üretkenliğin azalması "Eroom Yasası" olarak tanımlanmaktadır (15). Veri kaynaklarının parçalı yapısı, düzenleyici gereklilikler ve geleneksel preklinik modellerin insan fizyolojisini yansıtmadaki sınırlılıkları da bu tabloya katkıda bulunmaktadır (2,9,15). Dİ'ler, mekanistik modelleme ve yapay zeka ile birlikte kullanılarak biyolojik verilerin bütüncül değerlendirilmesini ve sanal hasta yaklaşımlarının sürece dahil edilmesini destekleyebilir; hedef keşfinden aday molekül seçimine, preklinik çalışmalardan klinik çalışma tasarımına ve düzenleyici değerlendirmelere kadar farklı aşamalarda kullanılabilir (2,7).

Bu dönüşüm, Ar-Ge sürecinin yalnızca dijitalleşmesini değil, deneysel biyolojik veriler ile hesaplamalı modellerin daha yakın biçimde bütünleştirilmesini ifade eder. Geleneksel preklinik yaklaşımlar ile Dİ destekli yaklaşımlar arasındaki temel farklar Tablo 1'de özetlenmiştir.

Dİ destekli yaklaşımlar, geleneksel preklinik modellerin yerini almaktan çok, biyolojik veri entegrasyonu ve translasyonel öngörü açısından onları tamamlayan bir çerçeve sunmaktadır.

1.1. Çip-Üstü-Organ Sistemleri ve Biyolojik Arayüzler

Dİ'ler, deneysel biyoloji ile hesaplamalı modelleme arasında doğrudan bir bağ kurulmasına olanak sağlar. Çip-üstü-organ ve diğer mikrofizyolojik sistemler, klasik *in vitro* yöntemlere göre insan fizyolojisine daha yakın deneysel veriler sağlayarak ilaç etkisi, toksisite ve farmakokinetik davranışın farklı senaryolar altında değerlendirilmesine olanak sağlar (8,9). Bu yaklaşımda "karbon dünyası" gerçek biyolojik sistemleri, "silikon dünyası" ise bunların hesaplamalı temsillerini ifade eder (Şekil 1) (8).

Bu entegrasyon, translasyonel boşluğun ve hayvan deneylerine bağımlılığın azaltılmasına katkı sağlayabilir (8,9). Bu yaklaşım nükleer tıp açısından da önemlidir; çünkü radyofarmasötik tedavilerin etkinliği ve toksisitesi

hedef lezyon tutulumunun yanı sıra böbrek, kemik iliği, karaciğer ve tükürük bezleri gibi normal dokulardaki biyodağılım ve retansiyona da bağlıdır (13,16,17). İnsan hücrelerine dayalı biyolojik sistemlerin dijital modellerle bütünleştirilmesi, bu hedef dışı etkilerin preklinik aşamada incelenmesine olanak sağlayabilir (8,9).

Bu nedenle çip-üstü-organ ve diğer mikrofizyolojik sistemler, klasik ilaç geliştirmenin yanı sıra radyofarmasötik ve teranostik yaklaşımların araştırılmasında Dİ'lerle birlikte kullanılabilecek biyolojik platformlar olarak değerlendirilebilir (4,8,9).

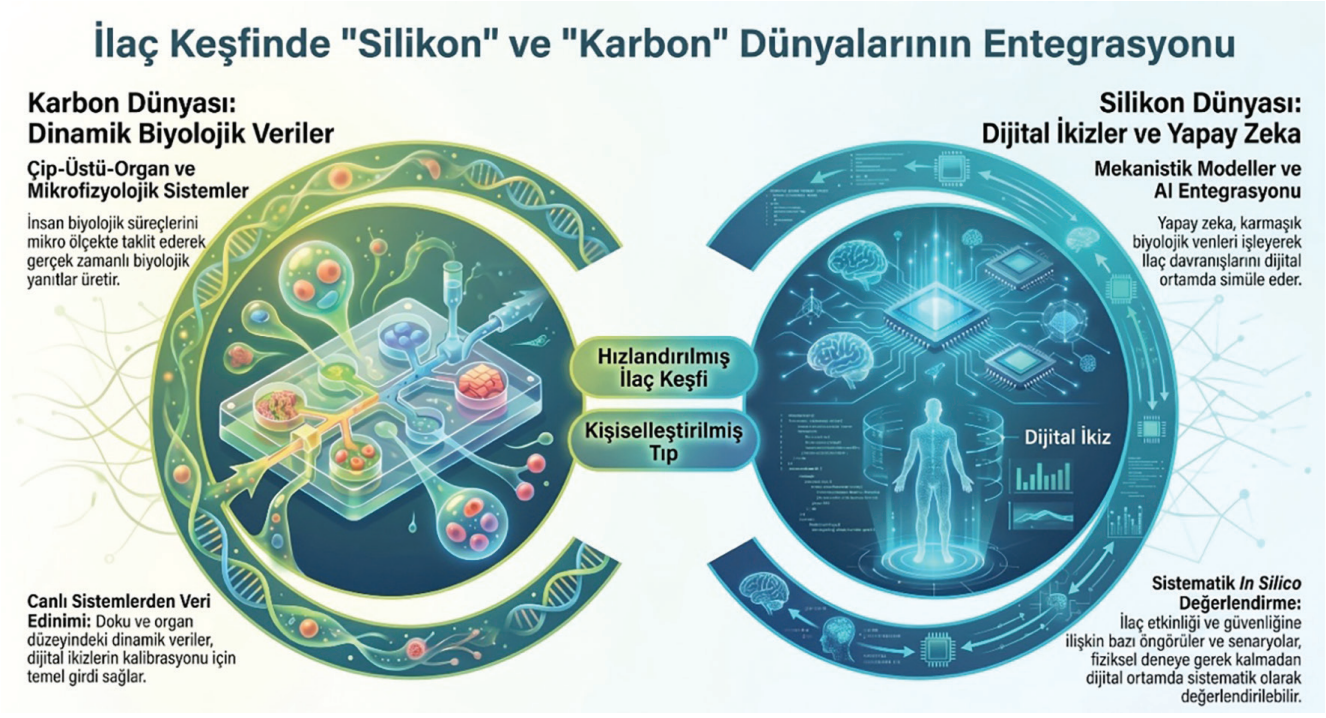
1.2. QSP, PBPK ve Yapay Zeka Entegrasyonu

İlaç geliştirmede yapay zeka yöntemleri giderek daha fazla mekanistik modellerle birlikte kullanılmaktadır (2,7). Üretken yapay zeka, yeni molekül tasarımı ve önceliklendirilmesinde, ayrıca bağlanma afinitesi, sentezlenebilirlik ve ADMET (absorpsiyon, dağılım,

Tablo 1. Geleneksel preklinik yaklaşımlar ile dijital ikiz destekli yaklaşımların genel karşılaştırması

Karşılaştırma ölçütü	Geleneksel preklinik yaklaşım	Dijital ikiz destekli yaklaşım
Biyolojik modelleme altyapısı	Ağırlıklı olarak 2D/3D hücre kültürleri ve hayvan modellerine dayanır	Çip-üstü-organ ve diğer mikrofizyolojik sistemlerden elde edilen veriler; sanal hasta/popülasyonlar ve hesaplamalı modellerle bütünleştirilebilir
Veri entegrasyonu	Deneysel veriler çoğu zaman parçalıdır ve platformlar arası entegrasyon sınırlıdır	Deneysel ve klinik veriler mekanistik modeller ve yapay zeka yöntemleriyle bütünleştirilebilir
Öngörü ve risk değerlendirmesi	Etkinlik ve toksisiteye ilişkin bazı sorunlar preklinik modellerde yeterince öngörülemeyebilir	Etkinlik, toksisite ve yanıt değişkenliği *in silico* senaryolarla daha erken araştırılabilir
Doz ve tedavi şeması geliştirme	Bireysel biyolojik farklılıkların doz ve tedavi şemalarına yansıtılması sınırlıdır	Biyolojik, farmakokinetik ve biyobelirteç verilerine göre daha kişiselleştirilmiş stratejiler modellenebilir
Translasyonel etki	İnsan fizyolojisine aktarımda sınırlılıklar bulunabilir	İnsan odaklı biyolojik sistemlerle hesaplamalı modellerin entegrasyonu translasyonel boşluğu azaltabilir

2D: İki boyutlu, 3D: Üç boyutlu



Şekil 1. Çip-üstü-organ ve diğer mikrofizyolojik sistemlerden elde edilen dinamik verilerin yapay zeka ve mekanistik modellerle bütünleştirilmesi gösterilmektedir
AI: *Artificial intelligence*

metabolizma, ekskresyon, toksisite) profillerinin erken değerlendirilmesinde kullanılabilir (14,15).

QSP, biyolojik yolakları, ilaç-hedef ilişkilerini ve hastalık mekanizmalarını birlikte ele alan mekanistik bir modelleme yaklaşımıdır. PBPK modeller ise organ ve dokuların fizyolojik özelliklerine dayanarak ilacın vücuttaki dağılımını ve zaman içindeki değişimini modeller. Yapay zeka, veri işleme, parametre tahmini ve model çıktılarının yorumlanmasında bu yaklaşımlarla birlikte kullanılabilir (2,7). Hedef doku tutulumu, normal organ dağılımı ve biyokinetik özellikler tedavi etkinliği ve toksisiteyi belirleyen temel faktörler olduğundan, bu yöntemler radyofarmasötik ve teranostik ajan geliştirmede de birbirini tamamlayan araçlar olarak kullanılabilir (7,13,16,17). Ancak klinik kullanıma geçiş için veri kalitesi, model açıklanabilirliği, doğrulama, validasyon, belirsizlik kantifikasyonu ve düzenleyici kabul gibi sorunların ele alınması gerekir (7,13,15).

1.3. Preklinik Modellerden Klinik Uygulamaya Geçiş

Dİ'lerin ilaç geliştirmedeki temel katkılarından biri, sanal hasta ve sanal popülasyonlar aracılığıyla biyolojik değişkenliğin simülasyon ortamında incelenebilmesidir. Fizyolojik özellikler, hastalık biyolojisi, farmakokinetik parametreler ve biyobelirteç profilleri aynı model içinde değerlendirilerek farklı hasta alt gruplarının olası yanıtları klinik faza geçilmeden önce *in silico* araştırılabilir (2,7).

Bu yaklaşım nükleer tıp ve teranostik uygulamalar açısından da önemlidir; çünkü radyoligandların hedef tutulumu, normal organ dağılımı ve biyokinetiği hastalar arasında belirgin değişkenlik gösterebilir ve bu değişkenlik dijital modellerle daha sistematik incelenebilir (12,13). Bununla birlikte klinik kullanıma geçiş için model çıktılarının farklı hasta gruplarında doğrulanması, veri gizliliğinin korunması ve sonuçların klinisyenlerce yorumlanabilir olması gerekir (2,7,13).

Çip-üstü-organ ve *in silico* modelleme gibi teknolojilerin ilaç Ar-Ge süreçlerine entegrasyonu güncel düzenleyici gelişmelerle de desteklenmektedir. ABD'de Aralık 2022'de yürürlüğe giren Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) *Modernization Act* 2.0, hayvan deneylerine alternatif non-klinik yöntemlerin kullanılabilmesine yasal zemin sağlamış (18); bu yönelim Nisan 2025'te yayımlanan FDA Preklinik Hayvan Testlerini Azaltma Yol Haritası (19) ve Aralık 2025'te ABD Senatosu'ndan geçen FDA *Modernization Act* 3.0 tasarısı (20) ile devam etmiştir. Avrupa'da ise *European Medicines Agency*'nin 2024 tarihli İlaç Yaşam Döngüsünde Yapay Zeka Kullanımı Yansıma Raporu (21) ile *Avicenna Alliance* ve *Virtual Physiological Human Initiative* gibi girişimler, *in silico* modelleme ve dijital sağlık uygulamalarının bilimsel ve düzenleyici gelişimini desteklemektedir. Bu modellerin düzenleyici değerlendirmesinde doğrulama, validasyon ve belirsizlik kantifikasyonu temel unsurlar arasında yer almaktadır (22). Bu nedenle söz konusu uygulamaların klinik ve ticari potansiyeli bu çerçeveler ışığında değerlendirilmelidir.

2. Klinik Nükleer Tıp ve Radyofarmasötik Uygulamalarında Dİ'ler

Klinik nükleer tıpta Dİ'ler, standart protokollerden daha kişiselleştirilmiş görüntüleme ve tedavi stratejilerine geçişte kullanılabilir (1,10,11,17). Dİ'lerin başlıca alanları görüntüleme tabanlı tanı ve evreleme, radyofarmasötik dozimetri, teranostik tedavilerin kişiselleştirilmesi ve PET/SPECT sistemlerinin dijital modellenmesidir (4,12,13,23,24). PET ve SPECT'ten elde edilen kantitatif veriler; metabolizma, reseptör ekspresyonu ve hipoksi gibi biyolojik süreçleri tanımlayan modellere girdi sağlayarak doku ve tümörlerin zamansal-uzamsal özelliklerinin incelenmesine olanak tanır (4).

2.1. Görüntüleme Tabanlı Tanı ve Evrelemede Dİ'ler

Klinik nükleer tıpta Dİ kurgusunun ilk basamağı, hastanın görüntüleme verilerinden hesaplanabilir bir temsilinin çıkarılmasıdır. Bilgisayarlı tomografi (BT)/manyetik rezonans görüntülemeden elde edilen anatomik segmentasyon, PET/SPECT'ten elde edilen kantitatif parametrelerle birleştirildiğinde tümör yükü, hedef ekspresyonu ve doku heterojenliği hasta düzeyinde sayısal olarak tanımlanabilir (5,6). Böyle bir temsil, evrelemede elde edilen bilginin sonraki tedavi ve izlem adımlarında yeniden kullanılmasına imkan verir. Ardışık çekimlerin aynı modelde biriktirilmesi, lezyon düzeyinde yanıt değerlendirmesini ve hastalık seyrinin izlenmesini sağlar; yapay zeka destekli segmentasyon ve kantifikasyon araçları da tekrarlanabilirliği artırır (3,4,10,17). Bununla birlikte bazı modellerde veri akışı ağırlıklı olarak görüntüden modele doğru gerçekleşir, modelden protokole sürekli bir geri bildirim bulunmayabilir; bu tek yönlü uygulamalar Giriş bölümünde tanımlanan dijital gölge yapısına daha yakındır (4).

2.2. Radyofarmasötik Dozimetrisinde Dİ Modellemesi

Radyofarmasötik dozimetri, radyonüklid tedavide tümör dozu ile normal doku dozları arasındaki dengeyi değerlendirmeyi amaçlar. Dİ'ler, hastaya özgü verilerle farklı aktivite ve tedavi senaryolarının sanal

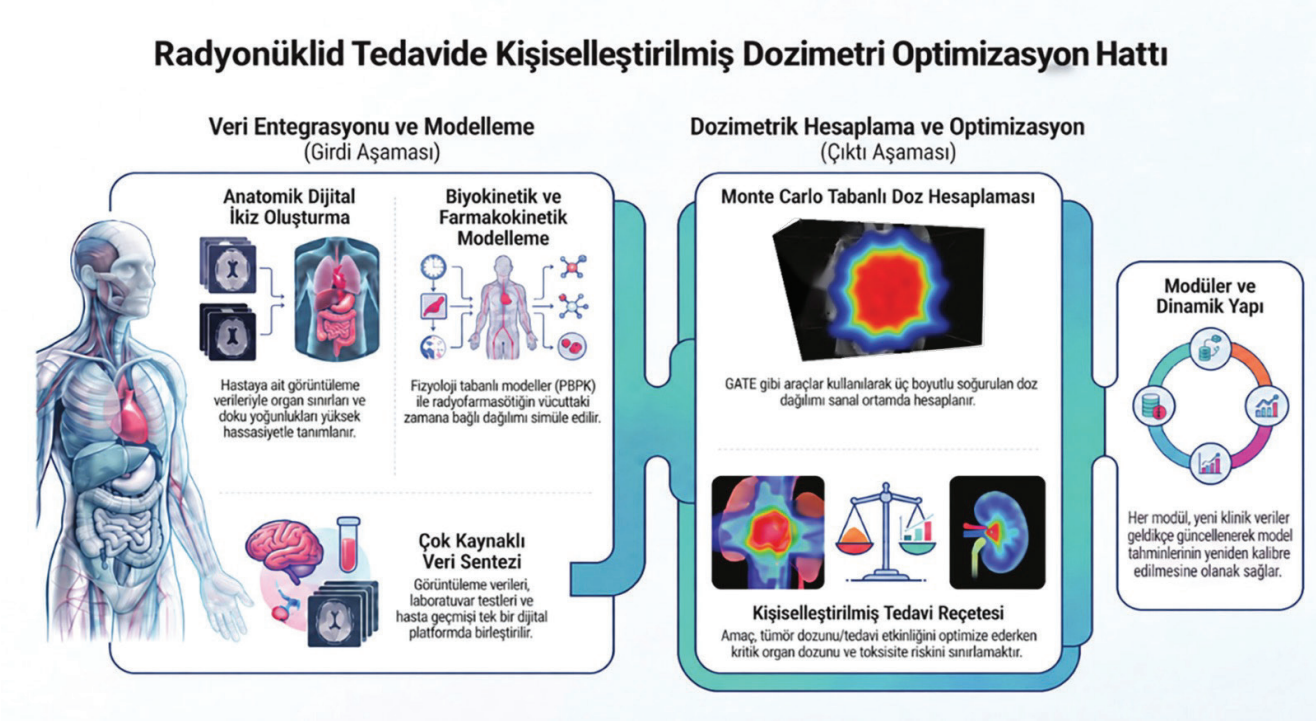
karşılaştırılmasına, böylece sabit aktivitenin ötesinde kişiselleştirilmiş dozimetri stratejilerinin araştırılmasına olanak sağlayabilir (1,12,13,25).

Bu amaçla önerilen modüler iş akışı; anatomik modelleme, PBPK tabanlı farmakokinetik modelleme ve doz simülasyonunu aynı çerçevede birleştirerek radyofarmasötiğin yalnızca anlık dağılımını değil, zamana bağlı biyokinetiğini ve soğurulan doza etkisini de değerlendirmeyi amaçlar (Şekil 2) (13,25).

Bu yapıda anatomik model, BT görüntülerinden elde edilen organ segmentasyonuna dayalı hastaya özgü bir temsil oluşturur. Farmakokinetik model radyofarmasötiğin zamana bağlı biyodağılımını simüle ederken, GATE gibi Monte Carlo tabanlı araçlar üç boyutlu soğurulan doz dağılımının hesaplanmasında kullanılabilir (11,25).

Bu yaklaşım, [^{177}Lu]Lu-DOTATATE ve [^{177}Lu]Lu-PSMA radyoligand tedavileri gibi uygulamalarda hastaya özgü dozimetri ve protokol optimizasyonu açısından potansiyel taşımaktadır (11,12,13,16,25). Bununla birlikte hesaplama yöntemleri, geçmiş verilere dayalı varsayımlar, radyofarmasötiklerin biyokinetik farklılıkları ve radyobiyolojiye ilişkin bilgi eksiklikleri doz tahminlerini etkileyebileceğinden, modellerin doğrulama, validasyon ve belirsizlik kantifikasyonu (*verification, validation, uncertainty quantification* - VVUQ) süreçlerinden geçirilmesi gerekir (4,13).

Kavramsal düzeyde tartışılan bu yaklaşımların bir kısmı hâlihazırda klinik dozimetri yazılımlarında karşılığını bulmaktadır. MIM SurePlan MRT ve Hermia Voxel Dosimetry gibi ticari platformlar, hastaya özgü voksel tabanlı dozimetri iş akışları sunmaktadır (25). Voximetry Torch, Monte Carlo tabanlı doz hesaplaması için FDA tarafından 510(k) kapsamında uygun bulunmuş bir yazılım iken (26), OpenDose3D ücretsiz ve açık kaynaklı hastaya özgü dozimetri yazılımı olarak geliştirilmiştir (27). Kişiselleştirilmiş dozimetriye duyulan ilginin teknolojik olduğu kadar düzenleyici bir dayanağı da vardır. Avrupa Birliği'nin temel güvenlik standartlarını belirleyen 2013/59/Euratom sayılı Konsey Direktifi'nin 56. maddesi, tedavi amaçlı nükleer tıp uygulamaları dahil radyoterapötik uygulamalarda hedef hacimlerin bireysel olarak planlanmasını ve uygulamanın uygun biçimde doğrulanmasını öngörür (28); *European Association of Nuclear Medicine*'in bu maddeye ilişkin görüş belgesi ise



Şekil 2. Dijital ikiz tabanlı radyofarmasötik tedavi modellemesinin temel bileşenleri: anatomik ve hastaya özgü biyokinetik/farmakokinetik veriler radyofarmasötiğin zamana bağlı dağılımını modeller; bu veriler üç boyutlu doz simülasyonu ve Monte Carlo yöntemleriyle kişiselleştirilmiş dozimetri ve tedavi optimizasyonunda kullanılabilir (11,13,25)

uygulamaları standardizasyon düzeyine göre sınıflandıran kademeli bir yaklaşım önermekte ve uzun vadeli hedef olarak dozimetri güdümlü hastaya özgü reçetelemeyi tanımlamaktadır (29). Dİ yaklaşımlarının klinik dozimetrideki değeri, bireysel planlamayı rutin iş akışında uygulanabilir kılan modelleme çözümlerine bağlıdır.

2.3. Teranostik Yaklaşımlarda Kişiselleştirilmiş Tedavi

Teranostik Dİ'ler, hastanın anatomik, fizyolojik, patofizyolojik özelliklerini yansıtan ve PET/SPECT verileriyle güncellenebilen dinamik modellerdir. Temel amaç, sabit protokoller yerine hastanın biyolojik ve klinik özelliklerine göre şekillenen tedavi stratejileri geliştirmektir (1,10,11,12). Bu modellerin başlıca katkıları üç başlıkta özetlenebilir:

• **Tedavi Simülasyonu:** Farklı aktivite, uygulama aralığı ve tedavi şemaları sanal ortamda karşılaştırılarak tümör kontrolü-toksisite riski dengesi hasta özelinde değerlendirilebilir.

• **Dinamik İzleme ve Öngörü:** Tedavi sırasında elde edilen görüntüleme, laboratuvar ve klinik veriler modele eklendikçe hastanın yanıtı yeniden değerlendirilebilir ve sonraki uygulamalar buna göre uyarlanabilir.

• **Veri İşleme ve İş Akışı Optimizasyonu:** Yapay zeka destekli görüntü analizi, segmentasyon, kantifikasyon ve dozimetri araçları verilerin hızlı işlenmesini sağlayarak iş akışını sadeleştirebilir.

Daha kapsamlı teranostik Dİ'lerde farmakokinetik, radyobiyolojik ve immünolojik bileşenler birlikte ele alınabilir. Radyofarmakokinetik model, biyodağılımı ve zamana bağlı kinetiği tanımlarken; dozimetri modeli, bu bilgilerden soğurulan dozu tahmin eder. Radyobiyolojik modellemede radyoduyarlılık, onarım ve proliferasyon gibi süreçler dikkate alınırken, immünolojik modellemede tümör mikroçevresi ve immün yanıtla ilişkili değişkenler değerlendirilebilir. Vaskülarizasyon, hipoksi ve hedef ekspresyonunun uzamsal dağılımı da radyofarmasötik tutulumu ve soğurulan dozun tümör içindeki dağılımını etkileyebilir (4,12,30).

Bu yaklaşım kişiselleştirilmiş tedavi planlaması için önemli bir potansiyel taşısa da rutin klinik kullanıma geçiş, modellerin klinik iş akışına uyarlanmasını, çıktıların doğrulanmasını ve belirsizliklerin açık değerlendirilmesini gerektirir (10,13,25).

2.4. Cihaz ve Görüntüleme Düzeyinde Dİ'ler

Nükleer tıpta Dİ uygulamaları yalnızca biyolojik süreçlerle sınırlı değildir; görüntüleme sistemlerinin fiziksel yapısı ve performansı da modellenebilir. Enstrümantasyon Dİ'leri (iDİ), PET/SPECT sistemlerinin dedektör geometrisini ve malzemelerini, elektronik işleme zincirini ve veri toplama koşullarını; SPECT sistemlerinde ayrıca kolimatör geometrisini de içerecek şekilde sistem davranışını sayısal ortamda temsil edebilir (23,24).

Bu yaklaşımda fiziksel tarayıcıya ait geometrik özellikler, sistem konfigürasyonu ve kalibrasyon parametreleri dijital modele aktarılır; simülasyon çıktıları sistem tasarımı, görüntü rekonstrüksiyonu ve protokol değerlendirmesinde kullanılabilir (Şekil 3). Monte Carlo simülasyonları, cihazın fiziksel davranışının gerçekçi modellenmesinde temel araçlardan biridir (23,24).

iDİ'lerin başlıca araştırma ve potansiyel kullanım alanları Tablo 2'de özetlenmiştir.

iDİ'lerin daha geniş kullanıma ulaşabilmesi için teknik verilere erişim, üretici bağımlılığı, telemetri entegrasyonu ve model doğrulamanın standardizasyonu gibi sorunların ele alınması gerekir. Güncel uygulamaların önemli bir bölümü hâlen simülasyon tabanlı dijital replika veya üreticiye özgü prototip düzeyindedir. Bununla birlikte bu modeller, PET/SPECT sistemlerinin tasarımı, performans değerlendirmesi ve protokol optimizasyonu için önemli bir hesaplamalı çerçeve sunmaktadır (23,24).

3. Zorluklar ve Gelecek Perspektifleri

3.1. Model Güvenilirliği: Doğrulama, Validasyon ve Belirsizlik Kantifikasyonu

Dİ'lerin klinik karar desteğinde kullanılabilmesi için teknik performansın yanında modelin güvenilirliği sistematik ve tekrarlanabilir biçimde gösterilmelidir. Bu gereklilik, model çıktılarının tedavi planını, normal doku dozlarını ve hasta güvenliğini etkileyebildiği nükleer tıp uygulamalarında özellikle önemlidir. Doğrulama, validasyon ve belirsizlik kantifikasyonunu kapsayan VVUQ yaklaşımı, bu güvenilirliğin değerlendirilmesi için temel bir çerçeve sunar (1,11,13).

Şekil 4'te özetlenen güvenilirlik süreci üç temel bileşenden oluşur:

• **Doğrulama (*verification*):** Modelin matematiksel yapısının, yazılımının ve sayısal algoritmalarının amaçlandığı biçimde uygulanıp uygulanmadığını değerlendirir. PBPK modellerinde model yapısı, denklemler, parametreler, birim tutarlılığı ve simülasyonların doğru çalışması bu kapsamda incelenir (13).

• **Validasyon** (***validation***)**:** Model çıktılarının, amaçlanan kullanım bağlamında deneysel veya klinik referans verilerle ne ölçüde uyumlu olduğunu değerlendirir. Nükleer tıpta bu süreç, simüle edilen sonuçların gerçek verilerle karşılaştırılmasını içerebilir (13,25).

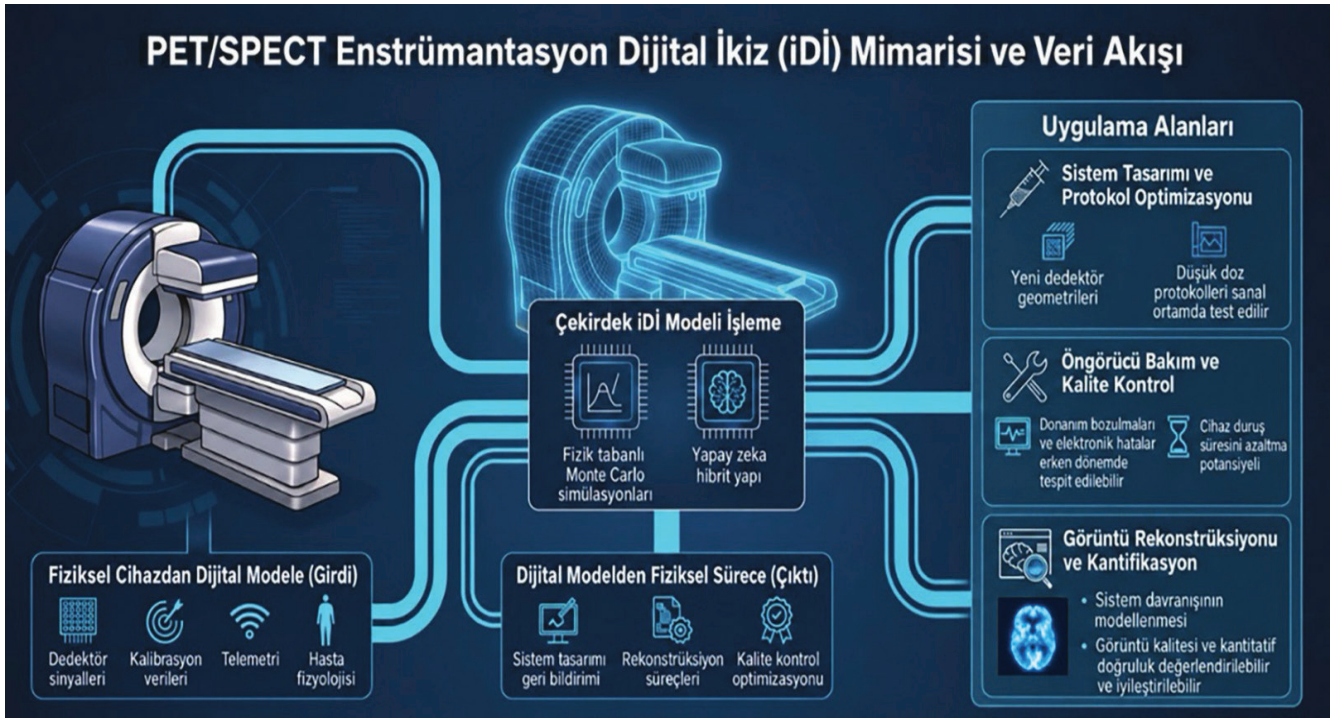
• **Belirsizlik Kantifikasyonu** (***uncertainty quantification***)**:** Girdi verileri, model parametreleri ve varsayımlardaki belirsizliğin sonuçlara yansımasını değerlendirir. Biyolojik değişkenlik, görüntüleme protokolü, ölçüm farklılıkları ile görüntü gürültüsü ve segmentasyon/rekonstrüksiyon kaynaklı değişkenlik başlıca kaynaklardır. Bu belirsizliklerin değerlendirilmesi ve raporlanması, özellikle hastaya özgü dozimetri ve tedavi optimizasyonunda önem taşır (13,16,24,25).

VVUQ, model geliştirmenin sonunda uygulanan tek seferlik bir kontrol değildir. Dİ yeni verilerle güncellendikçe bu değerlendirmelerin de tekrarlanması gerekir (13).

3.2. Etik, Düzenleyici ve Sosyoekonomik Boyutlar

Dİ'lerin klinik pratiğe aktarılması yalnızca teknik olarak güvenilir modeller geliştirilmesine bağlı değildir. Hassas klinik veriler, boylamsal görüntüleme kayıtları, biyobelirteçler ve hastaya özgü model çıktıları birlikte kullanıldığında veri güvenliği ve mahremiyet daha fazla önem kazanır. Ayrıca model destekli önerilerin klinik kararlara nasıl yansıtılacağı, olası hatalarda sorumluluğun hekim, kurum ve yazılım geliştirici arasında nasıl paylaşılacağı ve düzenleyici denetimin nasıl yürütüleceği açık biçimde tanımlanmalıdır (1,2,3). Başlıca sorunlar Tablo 3'te özetlenmiştir.

Altyapı, hesaplama kapasitesi, nitelikli personel ve geri ödeme sorunları, Dİ uygulamalarına erişimde sağlık sistemleri ve hasta grupları arasında farklılıklara yol açabilir. Bu nedenle veri standardizasyonu, birlikte çalışabilirlik ve çok merkezli paylaşım mekanizmaları klinik yaygınlaşma açısından önemlidir. Sonuç olarak Dİ'lerin nükleer tıp kliniklerine entegrasyonu; teknik güvenilirlik, veri yönetişimi, etik sorumluluk ve düzenleyici uyumun birlikte ele alınmasını gerektirir (1,10).



Şekil 3. Gelişmiş bir iDİ mimarisinde fiziksel tarayıcı ile dijital model arasında kurulabilecek çift yönlü veri ve geri bildirim akışı kavramsal olarak gösterilmektedir. Sistem ve performans verileri dijital modelde işlenirken, simülasyon çıktıları sistem tasarımı, rekonstrüksiyon, kalite kontrol ve protokol optimizasyonunda kullanılabilir (23,24)
PET: Pozitron emisyon tomografi, SPECT: Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi

3.3. Yapay Zeka Entegrasyonu ve Gelecek Perspektifleri

Dİ'lerin gelecekteki gelişiminde, yapay zeka yöntemleri ile mekanistik biyolojik modellerin daha yakın bütünleştirilmesi önemli olacaktır (4,7). Güncel uygulamalarda veri akışı çoğu zaman sınırlı ve ayrık klinik zaman noktalarına dayanırken, gelecekte görüntüleme, laboratuvar ve klinik bilgileri birlikte kullanan daha dinamik sistemlerin öne çıkması beklenmektedir. Nükleer tıpta görüntüleme, dozimetri ve tedavi planlaması aynı hesaplamalı çerçevede ele alınabilir (4,10). Bununla birlikte PET/SPECT verileri genellikle sınırlı sayıda klinik zaman noktasında elde edildiğinden hastalık sürecinin kesintisiz biçimde modellenmesi güçleşir. Üretken ve olasılıksal yöntemler eksik bilgilerin tahmininde yardımcı olabilir, ancak bu tahminlere ilişkin belirsizliğin açıkça raporlanması gerekir (4).

Dİ'lerin farklı merkezlerde kullanılabilmesi için verilerin standart, güvenli ve birlikte çalışabilir hale getirilmesi de önemlidir. Federe öğrenme gibi dağıtık yapay zeka öğrenme yaklaşımları, hasta verilerini merkezileştirmeden çok merkezli model geliştirilmesini destekleyebilir. Bu yaklaşım, ham hasta verilerinin kurum dışına çıkarılmasını azaltarak veri gizliliği risklerini sınırlayabilir; ancak tek başına tam veri güvenliği sağlamaz ve ek mahremiyet yöntemleri gerektirebilir (1). Model açıklanabilirliği, dış validasyon ve birlikte çalışabilir altyapılar da klinik güven ve genellenebilirlik açısından önemlidir (1,4,6).

Önümüzdeki dönemde görüntüleme zamanlamasının sadeleştirilmesi, dozimetri hesaplarının yapay zeka ile desteklenmesi ve klinik karar süreçlerinin model tabanlı araçlarla güçlendirilmesi beklenebilir (10,17). Daha ileri aşamada ise Dİ'ler risk öngörüsü, erken tanı ve kişiselleştirilmiş izlemde rol oynayabilir (3). Bu gelişmelerin klinik pratiğe yansıması, veri kalitesi, model güvenilirliği, etik yönetişim, düzenleyici kabul ve eşit erişim alanlarındaki ilerlemeye bağlıdır (1,2,3).

Tablo 2. Nükleer tıpta enstrümantasyon dijital ikizlerinin başlıca araştırma ve potansiyel kullanım alanları

Uygulama alanı	Temel işlev	Olası katkı
Sistem tasarımı ve optimizasyonu	Dedektör, kolimatör ve sistem konfigürasyonlarının simülasyonla değerlendirilmesi	Fiziksel prototipleme öncesinde tasarım seçeneklerinin karşılaştırılması
Görüntü rekonstrüksiyonu	Sistem davranışının rekonstrüksiyon algoritmalarına yansıtılması	Görüntü kalitesi ve kantitatif doğruluğun değerlendirilmesi
Kalite kontrol ve öngörücü bakım	Performans verileri ve olası donanım arızalarının simülasyonla değerlendirilmesi	Erken arıza göstergelerinin belirlenmesi ve öngörücü bakım yaklaşımlarının geliştirilmesi
Düşük doz/protokol optimizasyonu	Farklı çekim ve rekonstrüksiyon stratejilerinin simülasyonla sınanması	Düşük doz protokollerinin değerlendirilmesi ve yapay zeka tabanlı görüntü işleme yöntemleri için simülasyon verisi sağlanması

Tablo 3. Dijital ikizlerin klinik kullanımında başlıca etik, düzenleyici ve sosyoekonomik sorunlar

Kategori	Temel zorluk	Gerekli yaklaşım/olası çözüm
Veri gizliliği ve güvenliği	Genetik veriler, çok zamanlı görüntüleme kayıtları ve hastaya özgü model çıktılarının yetkisiz kullanımı	Anonimleştirme, bilgilendirilmiş onam, veri yönetişimi ve güvenli paylaşım altyapıları
Hukuki sorumluluk ve hesap verebilirlik	Model destekli bir kararda hata oluşması halinde sorumluluğun paylaşımındaki belirsizlik	Paydaş rollerinin ve sorumluluklarının açık biçimde tanımlanması, izlenebilir karar süreçleri ve açıkça tanımlanmış sözleşmesel ve düzenleyici çerçeveler
Model güvenilirliği ve düzenleyici kabul	Modellerin yeterince doğrulanmamış, standardize edilmemiş veya yeterince yorumlanabilir olmaması	VVUQ süreçleri, standart raporlama ve kullanım amacına uygun validasyon
Sosyoekonomik eşitsizlik	Altyapı, hesaplama ve uzmanlık gereksinimleri ile geri ödeme sorunlarının teknolojiye erişimi sınırlaması	Standardizasyon, çok merkezli iş birlikleri, erişilebilir/paylaşımlı platformlar ve eşit erişimi destekleyen politikalar
Algoritmik önyargı	Eğitim verilerindeki dengesizliklerin belirli hasta gruplarında performansı düşürmesi	Çeşitlendirilmiş ve temsili veri kümeleri, farklı hasta gruplarında validasyon ve düzenli önyargı/performans analizi

VVUQ: *Verification, validation, uncertainty quantification*



Şekil 4. Bu şemada bir dijital ikiz modelinin güvenilirliğinin değerlendirilmesinde temel olan üç boyut ortaya konulmuştur: Modelin doğru uygulanması, amaçlanan kullanım için gerçek verilerle uyumu ve belirsizliklerin model çıktıları üzerindeki etkisi (1,13)
VVUQ: *Verification, validation, uncertainty quantification*

Sonuç

Dİ'ler, deneysel biyoloji ile hesaplamalı modellemeyi bir araya getirerek ilaç geliştirme ve klinik nükleer tıpta yeni olanaklar sunmaktadır. İlaç araştırmalarında çip-üstü-organ sistemleri, sanal hasta modelleri, yapay zeka, QSP ve PBPK gibi yöntemlerin birlikte kullanılması, aday moleküllerin daha erken aşamada değerlendirilmesine katkı sağlayabilir ve geleneksel preklinik yaklaşımları tamamlayabilir (2,7,8,9). Nükleer tıpta ise Dİ'ler; moleküler görüntüleme, biyokinetik modelleme, hastaya özgü dozimetri ve tedavi planlamasını ortak bir çerçevede birleştirerek özellikle radyofarmasötik tedavilerde farklı senaryoların hasta özelinde değerlendirilmesi potansiyeli taşır (1,10,11,12,13,25). iDİ'ler de sistem tasarımı, rekonstrüksiyon ve protokol optimizasyonunda ayrı bir uygulama alanı oluşturmaktadır (23,24). Bununla birlikte, fiziksel sistem ile model arasında sürekli ve çift yönlü veri akışı bulunmayan bazı uygulamalar kavramsal olarak dijital gölge düzeyinde kalabilmektedir. Dİ'lerin klinik pratiğe güvenli biçimde aktarılması için doğrulama, validasyon ve belirsizliklerin değerlendirilmesinin yanı sıra veri gizliliği, hukuki-düzenleyici konular, eşit erişim, standart veri altyapıları ve çok merkezli iş birliklerinin birlikte ele alınması gerekmektedir (1,3,6,13).

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Bu makalenin hazırlanması sırasında Gemini (Google) ve ChatGPT (OpenAI) dil ve anlatım düzenlemesine yardımcı olmak amacıyla kullanılmıştır. Makalede yer alan görseller Gemini Notebook (Google), Claude (Anthropic) ve ChatGPT (OpenAI) aracılığıyla oluşturulmuştur/düzenlenmiştir. Yapay zeka destekli tüm içerik ve görseller yazarlar tarafından kontrol edilmiş ve gerekli düzeltmeler yapılmıştır. Makalenin bilimsel içeriği ve doğruluğuna ilişkin sorumluluk yazarlara aittir.

Kaynaklar

1. Strigari L, Schwarz J, Bradshaw T, et al. Computational nuclear oncology toward precision radiopharmaceutical therapies: ethical, regulatory, and socioeconomic dimensions of theranostic digital twins. J Nucl Med. 2025;66:748-756.
2. Venkatapurapu SP, Clegg L, Nowojewski A, et al. Digital twins for accelerating drug discovery and development: opportunities and challenges. Drug Discov Today. 2026;31:104617.
3. Zhang Y, Shi K, Li B. A brief history of digital twin technology. PET Clin. 2026;21:143-151.
4. Cavinato L, Sollini M, Papp L, et al. Digital twins in computational medicine with a specific focus on nuclear oncology. Where do we stand? EANM Innovation. 2026;2:100022.
5. Zhao F, Wu Y, Hu M, et al. Current progress of digital twin construction using medical imaging. J Appl Clin Med Phys. 2025;26:e70226.
6. Faiella E, Pileri M, Ragone R, Grasso RF, Zobel BB, Santucci D. Digital twins in radiology: a systematic review of applications, challenges, and future perspectives. Eur J Radiol. 2025;189:112166.
7. Goryanin I, Goryanin I, Demin O. Revolutionizing drug discovery: Integrating artificial intelligence with quantitative systems pharmacology. Drug Discov Today. 2025;30:104448.
8. Akbarialiabad H, Seyyedi MS, Paydar S, Habibzadeh A, Haghighi A, Kvedar JC. Bridging silicon and carbon worlds with digital twins and on-chip systems in drug discovery. NPJ Syst Biol Appl. 2024;10:150.
9. Roy N, Cucullo L. Organs-on-chips in drug development: engineering foundations, artificial intelligence, and clinical translation. Biosensors (Basel). 2026;16:155.
10. Rahmim A, Shi K, Saboury B. From computation to care: realizing a patient-centered future in clinical nuclear oncology and theranostics. PET Clin. 2026;21:xv-xvii.
11. Yusufaly T, Roncali E, Brosch-Lenz J, et al. Computational nuclear oncology toward precision radiopharmaceutical therapies: current tools, techniques, and uncharted territories. J Nucl Med. 2025;66:509-515.
12. Ryhiner M, Song Y, Saboury B, Glatting G, Rahmim A, Shi K. Mathematical and computational nuclear oncology: toward optimized radiopharmaceutical therapy via digital twins. PET Clin. 2026;21:117-131.
13. Zaid NRR, Hardiansyah D, Yusufaly T, Rahmim A. Verification, validation, and uncertainty quantification (VVUQ) of physiologically based pharmacokinetic models for theranostic digital twins: toward reliable model-informed treatment planning for radiopharmaceutical therapies. PET Clin. 2026;21:101-115.
14. Wan Y, Nakayama M, Aldana CF, Alvino F. Persona-driven generative AI in pharmaceuticals. Drug Discov Today. 2025;30:104520.
15. Herdiana Y, Mohammed AFA, Kautsar AP, Sopyan I, Wathoni N. Artificial intelligence as a disruptive force in pharmaceutical innovation: transforming discovery, development, and manufacturing. Drug Des Devel Ther. 2026;20:588295.
16. Costa G, Yousefzadeh-Nowshahr E, Vasic V, et al. Digital twins for radiopharmaceutical dosimetry: PBPK modelling of [^{177}Lu] Lu-rhPSMA-10.1 in a preclinical mCRPC model. Cancers (Basel). 2025;17:3957.
17. Currie GM, Rohren E. The role of artificial intelligence in theranostics. J Nucl Med Technol. 2025;53(Suppl 1):82S-91S.
18. United States Congress. Consolidated Appropriations Act, 2023. Public Law 117-328. Washington (DC): US Government Publishing Office; 2022. Available from: https://www.congress.gov/117/plaws/publ328/PLAW-117publ328.pdf
19. U.S. Food and Drug Administration. Roadmap to reducing animal testing in preclinical safety studies. Silver Spring (MD): U.S. Food and Drug Administration; 2025. Available from: https://www.fda.gov/files/newsroom/published/roadmap_to_reducing_animal_testing_in_preclinical_safety_studies.pdf
20. United States Congress. FDA Modernization Act 3.0. S. 355, 119th Congress. Washington (DC): United States Congress; 2025. Available from: https://www.congress.gov/bill/119th-congress/senate-bill/355
21. European Medicines Agency. Reflection paper on the use of Artificial Intelligence (AI) in the medicinal product lifecycle [Internet]. Amsterdam: European Medicines Agency; 2024. Available from: https://www.ema.europa.eu/system/files/documents/scientific-guideline/reflection-paper-use-artificial-intelligence-ai-medicinal-product-lifecycle-en.pdf
22. Viceconti M, Pappalardo F, Rodriguez B, Horner M, Bischoff J, Musuamba Tshinanu F. In silico trials: verification, validation and uncertainty quantification of predictive models used in the regulatory evaluation of biomedical products. Methods. 2021;185:120-127.
23. Azimi MS, Karakatsanis NA, Sabet H, et al. Instrumentation digital twins in PET and SPECT imaging: current status, challenges, and future directions. Comput Struct Biotechnol J. 2026;35:0046.
24. Pommranz CM, Elmoujarkach EA, Lan W, et al. A digital twin of the Biograph Vision Quadra long axial field of view PET/CT: Monte Carlo simulation and image reconstruction framework. EJNMMI Phys. 2025;12:31.
25. Sinsoilliez N, Magnier B, Piron B, Bardiès M, Janaqi S, Boudousq V. Digital twins in nuclear medicine: a proposition of a modular pipeline for dosimetry protocol optimization in molecular radiotherapy. Comput Struct Biotechnol J. 2025;28:306-311. Erratum in: Comput Struct Biotechnol J. 2025;28:371.
26. U.S. Food and Drug Administration. 510(k) Premarket Notification: Torch Software (K220630). Silver Spring (MD): U.S. Food and Drug Administration; 2022. Available from: https://

www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K220630

27. Fragoso-Negrín JA, Vergara-Gil A, Rahman Hakim A, et al. OpenDose3D: a free, open-source clinical dosimetry software for patient-specific dosimetry. J Nucl Med. 2026;67:276-282.
28. Council of the European Union. Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation. Brussels: European Union; 2014. Available from: https://eur-lex.europa.eu/eli/dir/2013/59/oj/eng
29. Konijnenberg M, Herrmann K, Kobe C, et al. EANM position paper on article 56 of the Council Directive 2013/59/Euratom (basic safety standards) for nuclear medicine therapy. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2021;48:67-72.
30. Yusufaly T, Abdollahi H, Saboury B, Rahmim A. Quantitative and computational radiobiology for precision radiopharmaceutical therapies. PET Clin. 2026;21:133-142.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.86158
Nucl Med Semin 2026;12:226-233

Nörobilimin Yapay Zekaya Katkıları

Contributions of Neuroscience to Artificial Intelligence

Ümit Özgür Akdemir, Lütfiye Özlem Atay
Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Öz

Nörobilim ile yapay zeka (YZ), birbirini besleyen iki disiplin olarak derin bir etkileşim içindedir. Yapay sinir ağları, derin öğrenme ve pekiştirmeli öğrenme gibi temel YZ kavramlarının kökenleri nörobilimsel temellere dayanır ve nörobilim, YZ'nin gelişiminde en önemli esin kaynağı olmuştur. Bu gözden geçirmede, görsel korteks hiyerarşisinden evrişimli sinir ağlarına, dopaminerjik ödül tahmin hatası sinyallerinden pekiştirmeli öğrenmeye, hipokampal ve neokortikal tamamlayıcı bellek sistemlerinden sürekli öğrenme çözümlerine ve seçici dikkat mekanizmalarından Transformer mimarisine nörobilimin YZ'ye katkıları ele alınmaktadır. Veri verimliliği ve öngörücü hesaplama gibi güncel YZ konuları için de nörobilimin etkin bir kavramsal rehber olmayı sürdürmektedir.

Anahtar Kelimeler: Nörobilim, yapay zeka, derin öğrenme, sinir ağları, pekiştirmeli öğrenme

Abstract

Neuroscience and artificial intelligence (AI) share a deep synergy, functioning as disciplines that continuously enrich each other. Fundamental AI concepts—such as artificial neural networks, deep learning, and reinforcement learning—are rooted in neuroscience, which has served as a primary source of inspiration for AI's development. This review examines neuroscience's contributions across a range of areas: from the visual cortex hierarchy to convolutional neural networks; from dopaminergic reward prediction error signals to reinforcement learning; from the complementary learning systems of the hippocampus and neocortex to continual learning solutions; and from selective attention mechanisms to the Transformer architecture. Neuroscience continues to serve as a valuable conceptual guide for addressing current topics in AI, such as data efficiency and predictive computation.

Keywords: Neurosciences, artificial intelligence, deep learning, neural networks, reinforcement learning

Giriş

Yapay zeka (YZ); bir bilgisayar sisteminin görüntü tanıma, dil anlama ve karar verme gibi insan zekası gerektiren görevleri yerine getirme kapasitesine verilen genel addır. Bu gözden geçirmede, bilgiyi büyük veri kümelerinden öğrenilmiş örüntüler (sayısal ağ yapıları) aracılığıyla temsil eden ve "derin öğrenme" olarak da adlandırılan bağlantıcı YZ yaklaşımı ele alınmaktadır. Görüntü tanımada, doğal dil işlemede ve tıbbi görüntü analizinde çığır açan başarıların büyük bölümünden sorumlu olan bu yaklaşımın kavramsal çerçevesi, köklerini ve en büyük ilham kaynağını bilişsel nörobilim alanında 1940'lı yıllardan itibaren yürütülen araştırmalardan almıştır (1,2).

Günümüzde derin öğrenme tabanlı YZ araçları nükleer tıp pratiğine hızla dahil olmaktadır. Pozitron emisyon tomografi (PET) görüntülerinde gürültünün azaltılmasında, lezyonların saptanmasında, parametrik haritalamada ve radyomiks analizlerinde YZ algoritmalarından yararlanılmaktadır (3). Özellikle F-18 florodeoksiglukoz (FDG) PET ile nörodejeneratif hastalıkların tanısı, biyobelirteç temelli tanı ve dozimetri çalışmaları YZ destekli yöntemlerin nükleer tıpta en çok araştırıldığı alanlardır (4). YZ araçlarının hangi nörobilimsel temellerden beslendiğini ve nasıl çalıştığını anlamak nükleer tıp hekimlerine bu uygulamalarla ilgili eleştirel bir bakış kazandıracaktır.

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Prof. Dr. Ümit Özgür Akdemir, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
E-posta: uoakdemir@gazi.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-5401-9853
Geliş Tarihi/Received: 25.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Akdemir ÜÖ, Atay LÖ. Contributions of neuroscience to artificial intelligence. Nucl Med Semin. 2026;12:226-233

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Erken Dönem Nörobilimsel Temeller

İlk yapay nöron, nörolog Warren McCulloch ve matematikçi Walter Pitts'in 1943'te biyolojik bir sinir hücresini matematiksel olarak modellemesiyle ortaya konmuştur (1,5). Bu modelde yapay nöron, birden fazla iki durumlu (0 veya 1) girdi alır; bu girdilerin ağırlıklı toplamı belirli bir eşiği aşarsa nöron "ateşler" (1 üretir), aşmazsa sessiz kalır. Bu model, yapay nöronların mantıksal ve hesaplamalı işlemler gerçekleştirebileceğini göstermiştir.

Ancak McCulloch ve Pitts (5) modelinde bağlantı ağırlıkları sabit olduğundan öğrenme yeteneği yoktu. Bu kısıtlılık 1949'da nörobilimci Hebb (6) tarafından kavramsal düzeyde çözüldü. Hebb (6), bir nörona gelen presinaptik girdinin, diğer eşzamanlı girdilerle birlikte o nöronda bir aksiyon potansiyeli oluşturduğunda, bu sinapsların güçleneceğini öne sürmüştür (7,8). Bu ilkeye göre sinaps gücü, bağlı nöronların eşzamanlı aktivitesiyle değişir ve öğrenmenin temelini oluşturur. Hebbian öğrenme adı verilen bu tanımlama yapay sinir ağlarındaki ağırlık güncelleme kurallarının da kavramsal atası olarak kabul görür (1,9).

Hebbian öğrenmenin hücresel ve moleküler düzeydeki karşılığı, beyindeki uyarıcı glutamaterjik sinapslarda tanımlanan uzun süreli güçlenme (*long-term potentiation*, LTP) ve uzun süreli baskılanma (*long-term depression*, LTD) mekanizmalarıdır (7,8). Glutamaterjik NMDA reseptörlerinin uyarılması için hem presinaptik glutamat salınımının hem de postsinaptik depolarizasyonun eşzamanlı olması gerektiğinden, bu sistem bir "koinsidans detektörü" gibi işlev görür: güçlü ve eşzamanlı aktivasyon hücre içine yoğun kalsiyum girişine ve hücre zarına yeni AMPA reseptörlerinin eklenmesine yol açarak sinapsı kalıcı biçimde güçlendirirken (LTP), zayıf ve düşük korelasyonlu aktivasyon AMPA reseptörlerinin hücre zarından uzaklaştırılmasına ve postsinaptik etkinin zayıflamasına yol açar (LTD). Bu mekanizmalar, nöronların birbirine nasıl bağlandığıyla, yani devre mimarisiyle birleştiğinde işlevsel bir anlam kazanır; nitekim beyindeki bilgi işleme büyük ölçüde nöronlar arasındaki ileri beslemeli (*feedforward*), geri beslemeli (*feedback*), yakınsak (*convergent*), ıraksak (*divergent*) ve yinelenen (*recurrent*) bağlantı motifleriyle yapılanan devreler üzerinden gerçekleşir (7,10). Yapay sinir ağı mimarilerinin katmanlı yapısı bu biyolojik bağlantısallık motiflerinin basitleştirilmiş bir yansıması olarak düşünülebilir.

Perseptrondan Derin Öğrenmeye

Yapay sinir ağları, birbirine bağlı yapay nöron (düğüm) katmanlarından oluşan matematiksel modellerdir. Her yapay nöron, biyolojik bir sinir hücresinden esinlenmiştir: bir veya birden fazla girdi alır, bunları ağırlıklı toplama ve bir "etkinleşme fonksiyonu" ile işleyerek çıktı üretir. Bu çıktı, sonraki katmandaki bağlı nöronlara iletilir. Nöronlar arasındaki bağlantıların gücüne "ağırlık" denir; öğrenme süreci bu ağırlıkların veriye göre ayarlanmasıyla gerçekleşir (1). Rosenblatt (11), 1958'de bu fikri "Perseptron" adlı işlevsel bir makineye dönüştürdü. Doğru sınıflandırmada ağırlıkları koruyan, hatada düzelten Perseptron öğrenen makinelerin ilk somut örneği ve nörobilimden esinlenen sınıflandırıcıların atasıdır. Ancak tek katmanlı bir perseptron, girdilerini yalnızca bir ağırlıklı toplama ve eşikleme işleminden geçirebildiği için doğrusal olarak ayrılamayan karmaşık örüntüleri ayırt edemez. Bu sınırlılık, tıpkı beyindeki görsel işlemede bilginin ardışık katmanlar boyunca giderek karmaşıklaşan temsillere dönüştürülmesi gibi, yapay sinir ağlarının da çok katmanlı hale getirilmesini gerekli kılmıştır. Nitekim retinadan talamusun lateral genikulat çekirdeğine, oradan birincil görme korteksine ve daha ileri görsel kortikal alanlara uzanan hiyerarşik işleme dizisinde, her katmandaki nöronlar giderek daha karmaşık ve soyut görsel özelliklere seçici hale gelir (12). Bu biyolojik hiyerarşi, modern derin öğrenme ağlarının katmanlı mimarisine ilham veren en somut örnektir (7,13).

Rumelhart ve ark.'nın (14) 1986'da geri yayılım algoritmasını bu çok katmanlı ağlara uygulaması yapay sinir ağlarının başarısını belirgin olarak iyileştirmiştir. Bu algoritmada ağın ürettiği tahmin doğru yanıtla karşılaştırılarak çıktıdaki hata hesaplanır. Geri yayılım, bu hatanın büyüklüğüne ve bağlantı ağırlıklarının sorumluluk derecesine göre ağırlıkları geriye doğru günceller (9,14). Bu mekanizma, beynin çalışma şekline tam uymasa da nörobilimsel yaklaşımın mühendislik çözümüne dönüştürülmesinin erken bir örneğidir. Beyinde bu işlevin daha yerel ve bağlantısallık tabanlı süreçlerle gerçekleştiği hipotezi güncel bir nörobilim araştırma konusudur (9).

Çok sayıda katmana sahip yapay sinir ağlarının eğitilmesi ile "derin öğrenme" kavramı ortaya çıkmıştır. Buradaki "derin" kelimesi, giriş ve çıkış katmanları arasındaki birden fazla gizli katmanın varlığını işaret eder. Her katman, bir önceki katmanın öğrendiklerinin üzerine daha karmaşık örüntüler inşa eder. İki-üç katmandan

oluşan geleneksel sinir ağlarından farklı olarak, modern derin ağlar onlarca ila yüzlerce katman içerebilir (1). Derin öğrenme; görüntü ve konuşma tanıma ile dil çevirisi gibi görevlerde önceki yöntemlere kıyasla büyük ilerlemeler sağlamış, tıbbi görüntülemede ise seçilmiş görevlerde uzmanlara eşdeğer veya daha yüksek performans sergilemiştir (15,16).

Görsel Korteks Hiyerarşisi ve Evrişimli Sinir Ağları

Hubel ve Wiesel (17), 1962'de kedi görsel korteksinde yaptıkları tek-birim kayıt çalışmalarıyla 1981'de Nobel Ödülü'nü kazandılar. Bulgularına göre "basit hücreler" görsel alanın küçük bir bölgesine duyarlı olup yalnızca belirli bir yönde uzanan çizgilere yanıt verirken, "kompleks hücreler" aynı yön seçiciliğini korumakla birlikte çizginin konumundan bağımsız yanıt verebilmektedir. Daha sonra Mishkin ve ark.'nın (18) çalışmalarıyla, primer görme (V1) korteksinden başlayan görsel bilginin iki paralel akıma ayrılarak ilerlediği gösterilmiştir: nesne kimliğinin ve renginin işlendiği ventral ("ne") akım (V1 → V2 → V3 → V4 → inferotemporal korteks) ile nesnenin konumunun ve hareketinin işlendiği dorsal ("nerede") akım (V1 → V2 → V3 → orta temporal korteks → pariyetal korteks). V1'in bir diğer özelliği de yön-seçici nöronlarının düzenli dağılımıdır: Korteks yüzeyine dik ilerleyen bir elektrot aynı yönelimi paylaşan nöronlara rastlarken, yüzeye paralel ilerleyen elektrotta yönelim düzenli biçimde kayar - bu "yönelim kolonu" organizasyonu, komşu kolonlar arasındaki yatay bağlantılarla birleşerek kısa çizgi parçalarının tek bir nesne sınırına bütünleştirilmesini sağlar (19,20). Sonuç olarak, gözdeki yaklaşık bir milyon retinal gangliyon hücresinin çıktısı, oksipital, pariyetal ve temporal loblara yayılan bir milyardan fazla korteks nöronunun etkinliğini harekete geçirebilmektedir (19).

Bu paralel devre mimarisi, görüntü işlemenin beyinde tek bir merkezi süreçte değil, dağıtık bir hiyerarşide gerçekleştiğini ortaya koymuş; bu ilke modern YZ mimarilerinde de karşılık bulmuştur. Fukushima (21), 1980'de Hubel ve Wiesel (17) modelini doğrudan uygulayan Neocognitron adlı yapay sinir ağını geliştirdi: bu ağda basit hücre katmanları (S-katmanları) belirli görsel örüntüleri tespit ederken, kompleks hücre katmanları (C-katmanları) bu tespitleri konumdan bağımsız hale getirir. Bu mimari, bugün evrişimli sinir ağı (*convolutional neural network*, CNN) olarak bilinen, görüntü işleme için özelleşmiş derin öğrenme mimarisinin doğrudan öncülüdür. CNN'in temel yapı taşı "evrişim" (*convolution*) işlemidir: küçük bir filtre (*kernel*), görüntü üzerinde kaydırılarak her konumda bir kenar, doku veya şeklin varlığını ölçer; ardından "havuzlama" (*pooling*) katmanları bu bilgiyi sıkıştırarak ölçek, dönme ve öteleme gibi mekansal dönüşümlere karşı dayanıklılık kazandırır. Fukushima'nın (21) S- ve C-katmanlarının matematiksel karşılığı budur (1). 1989'da LeCun ve ark. (22,23) geri yayılımı CNN'ye uygulayarak el yazısı posta kodlarını tanımada önemli bir başarı gösterdi; bu yaklaşım 1998'de LeNet-5 ile olgunlaştı (24). Modern derin öğrenme atılımı ise 2012'de Krizhevsky ve ark.'nın (25) grafik işlemci birimleri ve geniş ImageNet veri kümesini kullanarak AlexNet'i eğitmesi ile gerçekleşti (24).

Görsel ventral akımın son durağı olan inferotemporal kortekste, nöronların bir kısmı yüz gibi davranışsal açıdan anlamlı, karmaşık uyaranlara seçici biçimde yanıt verir; görüntüde belirli özelliklerin (örneğin; gözlerin veya ağzın) örtülmesi bu nöronların yanıtını belirgin biçimde azaltırken, aynı özelliklerin yerlerinin karıştırılması yanıtı neredeyse tamamen ortadan kaldırır, yani inferotemporal korteksteki temsil tek tek özelliklerin değil, bunların bütüncül konfigürasyonunun bir kodlamasıdır; bu ilke, CNN'in son katmanlarındaki nesne-düzeyi sınıflandırma birimleriyle doğrudan paraleldir (12). Bugün nükleer tıpta kullanılan otomatik lezyon tespiti, segmentasyon ve sınıflandırma algoritmalarının çoğu, kökleri Hubel ve Wiesel'le (17) uzanan bu CNN mimarilerini temel almaktadır. CNN tabanlı modeller, ventral görsel akımdaki hiyerarşik bilgi işleme düzenine benzer biçimde, düşük düzeyli görüntü özelliklerinden daha karmaşık ve anlamsal temsillere ilerleyen özellikleri öğrenebilir (26,27). FDG PET çalışmalarında bu yaklaşım, mediastinal lenf nodu metastazlarının saptanmasında hekim performansına yakın sonuçlar vermiştir (28,29). Benzer biçimde, FDG PET tabanlı glioma sınıflandırmasında da makine öğrenmesi tabanlı radyomiks modellerinin yüksek tanısal doğruluk gösterdiği bildirilmiştir (30).

Dopaminerjik Ödül Sistemi ve Pekiştirmeli Öğrenme (*Reinforcement Learning*, RL)

RL, bir YZ ajanının (*agent*) bir ortamda deneme-yanılma yoluyla en iyi kararları nasıl alacağını öğrenmesini inceleyen YZ dalıdır: ajana doğru kararlar için "ödül", yanlış kararlar için "ceza" verilir ve ajanın amacı bu ödülleri uzun vadede en üst düzeye çıkarmaktır. Pekiştirmeli öğrenmenin oyun oynamaktan otonom araç sürüşüne, ilaç dozu optimizasyonundan radyoterapi planlamasına kadar geniş uygulama alanları vardır (1). Bu yaklaşımın nörobilimsel kökü, dopaminerjik sistemin ödül öngörüsündeki rolünün keşfine uzanır. Canlılar ödül içeren

deneyimler aracılığıyla öğrenir: olumlu sonuç doğuran davranışlar tekrarlanırken olumsuz sonuç doğuranlar bastırılır; bu sürecin nörobiyolojik temelini beyin sapındaki ventral tegmental alan (VTA) ve substansiya nigranın dopaminerjik nöronları oluşturur (31). Bu ödül devresinin varlığı deneysel olarak ilk kez 1954'te Olds ve Milner'in (32) sıçanlarda tanımladığı "beyin stimülasyon ödülü" (*brain stimulation reward*) fenomeniyle ortaya konmuştur: VTA'dan nükleus akumbense (ventral striatumun temel bileşeni), dorsal striatuma, bazal ön beyne ve prefrontal kortekse uzanan dopaminerjik projeksiyonların elektriksel uyarımı için hayvanlar bir kolu saatlerce, hatta yemeyi ve içmeyi ihmal edecek kadar ısrarla çekmeye devam etmiş, bu da söz konusu devrenin güçlü ve doğrudan bir "istek" (motivasyon) sinyali ürettiğini göstermiştir (31,32). Schultz ve ark.'nın (33) 1990'lı yıllarda maymunlarda gerçekleştirdiği klasik elektrofizyoloji deneyleri şunu gösterdi: ödül beklenmedik biçimde geldiğinde dopamin nöronları güçlü biçimde ateşler; ödül önceden bir sinyalle (koşullu uyaran) haber verilmişse ateşleme ödül anında değil sinyalin verildiği anda gerçekleşir; sinyal verilip ödül gelmezse dopamin aktivitesi beklenen zamanda normalin altına düşer. Bu bulgular, dopamin nöronlarının ödülün kendisini değil, ödül hakkındaki tahminin ne kadar doğru olduğunu kodladığını göstermektedir: "ödül tahmin hatası" = gerçekleşen ödül - beklenen ödül. Pekiştirmeli öğrenmede kullanılan zamansal fark öğrenmesi de yapısal olarak aynı ilkeye dayanır: bir YZ ajanı, bir durumun değerine ilişkin önceki tahminini, bir adım sonra elde ettiği daha güncel tahminle karşılaştırır ve aradaki farkı ("zamansal fark hatası") kullanarak değer tahminini bu farkla orantılı biçimde günceller (34). Bir YZ ajanının yalnızca anlık ödüle değil gelecekteki beklenen ödüllerin tahmin edilen değerine göre güncellenmesini sağlayan bu ilke, bugün AlphaGo'dan otonom araçlara kadar birçok pekiştirmeli öğrenme sisteminin temelini oluşturur (1,33,35).

Tamamlayıcı Bellek Sistemleri ve Sürekli Öğrenme

İnsan belleğinin nöral temeli tek bir beyin bölgesine indirgenemez; bunun yerine, hipokampal devrelerden kortikal ağlara uzanan, birbirini tamamlayan ve karşılıklı etkileşim içinde çalışan çok sayıda yapıya dayanır (36,37). McClelland ve ark.'nın (38) 1995'te önerdiği tamamlayıcı öğrenme sistemleri (*complementary learning systems*) hipotezine göre hipokampüs tek bir deneyimi hızlı, seyrek ve özgün biçimde kodlarken, neokorteks birçok deneyimden ortak örüntüleri yavaşça, dağıtık biçimde öğrenir (1). Bu iki sistem birbirini tamamlar: hipokampüs her yeni deneyimi ayrı ve örtüşmesi az bir temsil olarak hızla kaydettiği için yeni öğrenmenin önceki anılar üzerindeki girişimini büyük ölçüde sınırlar; neokorteks ise yeni bilgilerle eski örüntüleri yavaşça bütünleştirerek genel bilgiyi korur (36). Hipokampusun epizodik belleğin (belirli bir olay/yaşantıya dair bellek) konsolidasyonundaki (kalıcılaştırma) bu ayrıcalıklı rolünün en klasik kanıtı, ilaca dirençli epilepsi nedeniyle iki medial temporal lobu cerrahi olarak çıkarılan hasta H.M.'nin durumudur. Ameliyat sonrası H.M. yeni epizodik anılar oluşturamaz hale gelirken, ameliyat öncesine ait uzak anıları, çalışma belleği ve motor beceri öğrenme kapasitesi (prosedürel bellek) büyük ölçüde korunmuştur (36,39). Bu ayrışma, hipokampusun bilgiyi kalıcı olarak "depolamadığını" ama konsolidasyon için gerekli olduğunu ve bildirimsel ile prosedürel bellek sistemlerinin birbirinden bağımsız beyin devrelerine dayandığını göstermiştir.

Hipokampal kodlamanın neokortekse aktarılması büyük ölçüde uyku sırasında gerçekleşir: hipokampüs, gün içinde edinilen deneyimleri defalarca tekrar eder ve bu tekrarlar aracılığıyla neokorteks kademeli olarak güncellenir. Bu olgunun elektrofizyolojik karşılığı, intrakraniyal kayıtlarda yavaş dalga uykusu sırasında hipokampüste görülen keskin dalga-dalgacık kompleksleridir (*sharp-wave ripples*) (7). Hücresel düzeyde ise kısa süreli bir belleğin kalıcı hale gelmesi yeni gen ifadesi ve protein sentezi gerektirir; CREB adlı transkripsiyon faktörünün aktivasyonu bu sürecin kritik bir adımıdır ve deneyimin "geçici sinaptik değişiklikten kalıcı depolamaya" dönüşmesini sağlar (40). Bu biyolojik bulgular, YZ'deki "deneyim tekrarı" (*experience replay*) yöntemi için önemli bir kavramsal ilham kaynağı olarak kabul edilmektedir (1). Yapay sinir ağlarının bilinen zayıflıklarından biri, görevler ardışık olarak öğrenildiğinde yeni öğrenmenin önceden öğrenilmiş bilgiyi hızla ve büyük ölçüde bozmasıdır; bu olgu "yıkıcı unutma" (*catastrophic forgetting*) olarak adlandırılır (41). Biyolojik bellek sistemleri de unutmadan muaf değildir: zamanla bozulma, anılar arası girişim ve geri getirme başarısızlıkları biyolojik belleğin olağan özellikleridir. Ancak beyinde unutma genellikle kademeli ve seçici biçimde gerçekleşir; yeni öğrenme, pekişmiş bilgiyi yapay ağlardaki ölçüde toptan silmez ve tamamlayıcı öğrenme sistemleri bu dengenin olası mekanizmalarından biri olarak önerilmiştir (38). Deneyim tekrarı ilk kez 1992'de Lin (42) tarafından pekiştirmeli öğrenme ajanları için önerilmiş, DeepMind'ın

2015'te geliştirdiği derin Q-ağı (*deep Q-network*, DQN) ile geniş ölçekte başarıyla uygulanmıştır (43). DQN, ajanın geçmiş deneyimlerini (durum, eylem, ödül, sonraki durum) bir "tekrar belleği"nde (*replay buffer*) saklar ve eğitim sırasında bu deneyimlerden rastgele örnekler seçerek ağı günceller. Bu rastgele örnekleme, ardışık deneyimler arasındaki güçlü zamansal korelasyonu azaltır, her deneyimin birden çok kez kullanılmasını sağlayarak veri verimliliğini artırır ve ağın yalnızca en son deneyimlere göre biçimlenmesini önleyerek öğrenme sürecini daha kararlı hale getirir (43). Bu yönüyle deneyim tekrarı, hipokampal tekrarın hesapsal bir benzeri olarak değerlendirilebilir (1). Tekrar temelli yaklaşımlar daha sonra, birden fazla görevin ardışık öğrenildiği sürekli öğrenme (continual learning) alanında yıkıcı unutmayı azaltmak amacıyla da uyarlanmıştır (44).

Seçici Dikkat Mekanizmaları ve Transformer Mimarisi

Gözümüz her an milyonlarca foton bombardımanına maruz kalır, ancak görsel sistemimize giren bu bilginin yalnızca küçük bir bölümü bilinçli algı tarafından işlenir. Seçici dikkat, prefrontal ve pariyetal korteksin ortak yönetiminde yukarıdan aşağıya (*top-down*) bir filtre işlevi görür: hedef nesneyi temsil eden korteks bölgeleri güçlendirilirken alakasız bilgiyi temsil edenler baskılanır. Bu mekanizma mekansal dikkatin (nereye bakılacağı) ve özellik tabanlı dikkatin (neyin arandığı) temelini oluşturur (1,45). Dikkat edilen konumdaki bir uyaran daha hassas algılanır ve daha hızlı tepki doğurur; bunun nöral karşılığı, o konumu temsil eden nöronların yanıt kazancının artmasıdır. Örneğin; pariyetal kortekste bir nöron, bir uyarana dikkat edildiğinde, edilmediği duruma göre çok daha güçlü yanıt verir. Bu "dikkat spot ışığı" (*spotlight of attention*) çerçevesi, ilgili konuma orantılı bir kazanç uygulanması olarak özetlenebilir (46).

Vaswani ve ark.'nın (47) 2017'de yayımladığı "Attention is All You Need" makalesiyle tanıtılan Transformer, bugün büyük dil modellerinin (ChatGPT, Gemini vb.) temelini oluşturan sinir ağı mimarisidir. Transformer'ın özünde, beynin seçici dikkat mekanizmalarından ilham alan "öz-dikkat" katmanı yatar: model, bir girdi dizisinin (örneğin; bir cümlenin veya görüntü yama dizisinin) her öğesini işlerken diğer öğelerle ilişkisini dinamik biçimde değerlendirir ve en ilgili olanlara daha fazla ağırlık verir. Bu "küresel bağlam değerlendirmesi" özelliği Transformer'ı önceki mimarilerden köklü biçimde ayırır (47). Görüntü alanında *Vision Transformer* (48), tıbbi görüntü analizinde CNN'in yerini giderek almaktadır (49,50,51). Transformer mimarisinin klinik potansiyeli, farklı veri modalitelerini entegre etme yeteneğinde yatar: bir nükleer tıp uzmanının PET görüntüsünü değerlendirirken aynı anda hastanın öyküsünü, biyokimyasal bulgularını, patoloji raporlarını ve geçmiş görüntüleme verilerini de göz önünde bulundurması gibi, Transformer tabanlı çok modlu modeller de görüntü ve klinik metin verilerini birlikte işleyerek bu bütünleşik değerlendirmeyi taklit etmeye çalışır; rapor otomasyonu, klinik karar desteği ve prognostik tahmin bu yaklaşımın aktif uygulama alanlarıdır (3,50,51).

Verimli Kodlama, Öngörücü Hesaplama ve Olay-Güdümlü Hesaplama

İnsan beyninin enerji tüketimi, vücut ağırlığının yalnızca %2'sine karşılık gelmesine rağmen toplam enerji tüketiminin %20'sini oluşturur (52). Nörobilim araştırmaları, beynin bu verimliliği büyük ölçüde "seyrek kodlama" (*sparse coding*) ile sağladığını göstermiştir: herhangi bir anda milyarlarca nörondan yalnızca küçük bir kısmı aktiftir ve bunlar mevcut girdiyi en az enerjiyle temsil eden minimal bir küme oluşturur (1). Bu ilke YZ'de denetimsiz ve öz-denetimli öğrenme yöntemlerini etkilemiştir; "seyrek otoenkoder" (*sparse autoencoder*) modelleri veriyi seyrek bir gizli temsile sıkıştırarak en yüksek bilgi içeriğine sahip öznitelikleri otomatik keşfeder ve bu yaklaşım tıbbi görüntülemede (röntgen, mamografi, dijital patoloji, ekokardiyografi, anjiyografi ve bilgisayarlı tomografi dahil) klinik açıdan anlamlı özniteliklerin yorumlanabilir biçimde otomatik çıkarılması için araştırılmaktadır (53).

Günümüzde geniş kabul gören bir başka nörobilim teorisine göre beyin, pasif bir alıcı değil aktif bir tahmin makinesidir: her an bir sonraki duyusal girdiyi tahmin eder ve üst merkezlere yalnızca tahmin ile gerçek girdi arasındaki farkı (tahmin hatası) iletir. Friston'un (54) "serbest enerji ilkesi"yle ilişkili bu "öngörücü kodlama" çerçevesi, beklenmedik bulguların neden dikkat çekici göründüğünü açıklar ve YZ açısından geri yayılımın daha yerel, biyolojik olarak daha gerçekçi alternatiflerine kavramsal bir zemin sunar (1). Tahmin hatasına dayalı öğrenme kuralları, büyük merkezi hata sinyallerine ihtiyaç duymadan ağırlıkları güncelleyerek daha az veriyle daha verimli öğrenmeyi mümkün kılabilir (9). Nitekim Mathis (55), öngörü hatası tabanlı iç modeller kullanan "adaptif YZ" kavramının hem daha az veriyle öğrendiğini hem de değişen ortamlara daha iyi uyum sağladığını öne sürmüştür.

Enerji verimliliğinin bir başka yansıması, sinir hücrelerinin bilgiyi sürekli bir sinyalle değil, kısa elektriksel atımların (aksiyon potansiyeli) zamanlaması ve sıklığı üzerinden taşımasıdır (56). Bu iletişimi taklit eden spiking sinir ağları da enerji tüketimini düşürmeyi ve modelin beyne benzerliğini artırmayı hedefler (2).

YZ'den Nörobilime: Karşılıklı Etkileşim

Nörobilimden YZ'ye uzanan akış tek yönlü değildir; son on yılda YZ araçları nörobilim araştırmalarında güçlü bir "hipotez test ortamı" işlevi görmeye başlamıştır. Biyolojik ödül öğrenmesi teorisinden ilham alan zamansal fark öğrenmesi, YZ'de büyük başarılar kazandıktan sonra geri dönüp nörobilime yeni hipotezler kazandırmıştır: DeepMind araştırmacıları, dağıtımsal pekiştirmeli öğrenme modellerinin dopaminerjik nöronların alt tiplerinin farklı ödül bağlamlarında farklı tepkiler vermesini olağanüstü doğrulukla öngördüğünü göstermiş, bu model önceden bilinmeyen bir biyolojik mekanizmayı keşfettirmiş ve araştırmacılar bu tahmini sonradan hayvan deneyleriyle doğrulamıştır (4,57). Bu örnek, YZ'nin salt bir araç değil, gerçek hayatta uzun zaman sürecek, maliyetli ve etik açıdan zorlu olacak deneyleri saatler içinde simüle edebilen bir *in silico* laboratuvar işlevi de gördüğünü ortaya koymaktadır.

Bununla birlikte, nörobilim ile YZ arasında bir metodolojik uçurum da bulunmaktadır: Chance ve ark.'nın (13) 2020 tarihli çalışmasına göre nörobilim "bu hangi bileşenden oluşuyor?" sorusunu (form/yapı odaklı) öncelikli görürken, YZ "bu ne işe yarıyor?" sorusunu (işlev odaklı) öncelikli görür ve bu farklı perspektifler bir alanın bulgusunun diğerine doğrudan aktarılmasını güçleştirir. Dopaminerjik sistemin devre anatomisini bilen bir nörobilimci bu bilgiyi bir pekiştirmeli öğrenme algoritmasında kullanılabilir bir "işlevsel açıklama"ya dönüştürmekte zorlanabilirken, bir pekiştirmeli öğrenme araştırmacısı da biyolojik ayrıntının algoritmaya ne ekleyeceğini sormak için nörobilimciye ihtiyaç duyar; bu köprüyü kurmak, NeuroAI adıyla şekillenen disiplinlerarası alanın gündemine girmiştir (58).

Sonuç

Bu makalede, nörobilim ile YZ arasındaki çift yönlü ilişki ele alınmıştır. YZ'nin tarihçesi, McCulloch ve Pitts (5) nöronundan Hubel ve Wiesel'in (17) görsel korteks keşfine, oradan dopaminerjik ödül sinyaline ve seçici dikkat mekanizmalarına uzanan biyolojik bulguların yapay sinir ağlarını, evrişimli ağları, pekiştirmeli öğrenmeyi ve Transformer mimarisini doğrudan biçimlendirdiğini göstermektedir. Birçok YZ atılımının temelinde bir nörobilimsel ilkenin hesapsal dile çevrilmesi yatmaktadır. Nörobilimin biyolojik gerçekçiliği YZ için katı bir kural değil bir pusuladır; bunu doğru okumak iki alana hakim araştırmacılara, disiplinlerarası çalışma gruplarına ve ortak bir dile ihtiyaç duyar.

Nükleer tıp hekimi için bu gelişmelerin pratik önemi iki katmanlıdır: birincisi, klinik pratikte kullanılan veya kullanılması değerlendirilen YZ araçları bu kavramsal çerçeveyle daha bilinçli ve eleştirel biçimde değerlendirilebilir; ikincisi, nörobilim-YZ kesişiminin klinik uygulama alanlarından biri nükleer tıp pratiğidir. Bu nedenle bu etkileşimi takip etmek yalnızca akademik bir merak değil, klinik bir gerekliliktir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Bu çalışmanın hazırlanması sırasında yazarlar Anthropic Claude aracını, metnin dil ve anlatım açısından düzenlenmesi ve ek kaynakların belirlenmesi amacıyla kullanmıştır; araç tarafından önerilen tüm içerik ve kaynaklar, orijinal kaynak metinleriyle karşılaştırılarak yazarlar tarafından doğrulanmıştır. İçerik dikkatlice gözden geçirilip gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra yazarlar yayın içeriğinin sorumluluğunu tamamen üstlenmektedir. Yapay zeka aracı kullanımı, esas olarak çalışmanın dil, anlatım kalitesi ve kaynakça oluşturulmasında etkili olmuştur.

Kaynaklar

1. Hassabis D, Kumaran D, Summerfield C, Botvinick M. Neuroscience-inspired artificial intelligence. Neuron. 2017;95:245-258.
2. Marblestone AH, Wayne G, Kording KP. Toward an integration of deep learning and neuroscience. Front Comput Neurosci. 2016;10:94.
3. Kirienko M, Biroli M, Gelardi F, Seregni E, Chiti A, Sollini M. Deep learning in nuclear medicine—focus on CNN-based approaches for PET/CT and PET/MR: where do we stand? Clin Transl Imaging. 2021;9:37-55.
4. Macpherson T, Churchland A, Sejnowski T, et al. Natural and artificial intelligence: a brief introduction to the interplay between AI and neuroscience research. Neural Netw. 2021;144:603-613.

5. McCulloch WS, Pitts W. A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity. 1943. Bull Math Biol. 1990;52:99-115; discussion 73-97.
6. Hebb DO. The organization of behavior: a neuropsychological theory. New York: John Wiley & Sons; 1949.
7. Abbott LF, Losonczy A, Sawtell NB. The computational basis of neural circuits that mediate behavior. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of Neural Science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 97-110.
8. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. Wiring the brain. In: Neuroscience: exploring the brain. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 783-821.
9. Lillicrap TP, Santoro A, Marris L, Akerman CJ, Hinton G. Backpropagation and the brain. Nat Rev Neurosci. 2020;21:335-346.
10. Luo L. Architectures of neuronal circuits. Science. 2021;373:eabg7285.
11. Rosenblatt F. The perceptron: a probabilistic model for information storage and organization in the brain. Psychol Rev. 1958;65:386-408.
12. Albright TD, Freiwald WA. High-level visual processing: from vision to cognition. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of neural science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 564-581.
13. Chance FS, Aimone JB, Musuvathy SS, Smith MR, Vineyard CM, Wang F. Crossing the cleft: communication challenges between neuroscience and artificial intelligence. Front Comput Neurosci. 2020;14:39.
14. Rumelhart DE, Hinton GE, Williams RJ. Learning representations by back-propagating errors. Nature. 1986;323:533-536.
15. Ching T, Himmelstein DS, Beaulieu-Jones BK, et al. Opportunities and obstacles for deep learning in biology and medicine. J R Soc Interface. 2018;15:20170387.
16. Liu X, Faes L, Kale AU, et al. A comparison of deep learning performance against health-care professionals in detecting diseases from medical imaging: a systematic review and meta-analysis. Lancet Digit Health. 2019;1:e271-e297. Erratum in: Lancet Digit Health. 2019;1:e334.
17. Hubel DH, Wiesel TN. Receptive fields, binocular interaction and functional architecture in the cat's visual cortex. J Physiol. 1962;160:106-154.
18. Mishkin M, Ungerleider LG, Macko KA. Object vision and spatial vision: two cortical pathways. Trends Neurosci. 1983;6:414-417.
19. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. The central visual system. In: Neuroscience: exploring the brain. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 331-366.
20. Gilbert CD. Intermediate-level visual processing and visual primitives. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of neural science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 545-563.
21. Fukushima K. Neocognitron: a self organizing neural network model for a mechanism of pattern recognition unaffected by shift in position. Biol Cybern. 1980;36:193-202.
22. LeCun Y, Boser B, Denker JS, et al. Backpropagation applied to handwritten zip code recognition. Neural Comput. 1989;1:541-551.
23. LeCun Y, Bottou L, Bengio Y, Haffner P. Gradient-based learning applied to document recognition. Proc IEEE. 1998;86:2278-2324.
24. Schmidhuber J. Deep learning in neural networks: an overview. Neural Netw. 2015;61:85-117.
25. Krizhevsky A, Sutskever I, Hinton GE. ImageNet classification with deep convolutional neural networks. Adv Neural Inf Process Syst. 2012;25:1097-1105.
26. Zhuang C, Yan S, Nayebi A, et al. Unsupervised neural network models of the ventral visual stream. Proc Natl Acad Sci U S A. 2021;118:e2014196118.
27. Lindsay GW. Convolutional neural networks as a model of the visual system: past, present, and future. J Cogn Neurosci. 2021;33:2017-2031.
28. Wang H, Zhou Z, Li Y, et al. Comparison of machine learning methods for classifying mediastinal lymph node metastasis of non-small cell lung cancer from ^{18}F-FDG PET/CT images. EJNMMI Res. 2017;7:11.
29. Wallis D, Soussan M, Lacroix M, Akl P, Duboucher C, Buvat I. An [^{18}F]FDG-PET/CT deep learning method for fully automated detection of pathological mediastinal lymph nodes in lung cancer patients. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:881-888. Erratum in: Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;49:3598.
30. Shahriari A, Ghazanafar Ahari S, Mousavi A, et al. Machine learning-driven radiomics on 18 F-FDG PET for glioma diagnosis: a systematic review and meta-analysis. Cancer Imaging. 2025;25:106.
31. Nestler EJ, Salzman CD. Motivation, reward, and addictive states. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of neural science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 1065-1079. Chapter 43.
32. Olds J, Milner P. Positive reinforcement produced by electrical stimulation of septal area and other regions of rat brain. J Comp Physiol Psychol. 1954;47:419-427.
33. Schultz W, Dayan P, Montague PR. A neural substrate of prediction and reward. Science. 1997;275:1593-1599.
34. Sutton RS. Learning to predict by the methods of temporal differences. Mach Learn. 1988;3:9-44.
35. Silver D, Huang A, Maddison CJ, et al. Mastering the game of go with deep neural networks and tree search. Nature. 2016;529:484-489.
36. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. Memory systems. In: Neuroscience: exploring the brain. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 823-864.

37. Moser EI, Moser MB, Siegelbaum SA. The hippocampus and the neural basis of explicit memory storage. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of neural science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 1339-1369.
38. McClelland JL, McNaughton BL, O'Reilly RC. Why there are complementary learning systems in the hippocampus and neocortex: insights from the successes and failures of connectionist models of learning and memory. Psychol Rev. 1995;102:419-457.
39. Scoville WB, Milner B. Loss of recent memory after bilateral hippocampal lesions. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1957;20:11-21.
40. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. Molecular mechanisms of learning and memory. In: Neuroscience: exploring the brain. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 865-899.
41. McCloskey M, Cohen NJ. Catastrophic interference in connectionist networks: the sequential learning problem. Psychol Learn Motiv. 1989;24:109-165.
42. Lin LJ. Self-improving reactive agents based on reinforcement learning, planning and teaching. Mach Learn. 1992;8:293-321.
43. Mnih V, Kavukcuoglu K, Silver D, et al. Human-level control through deep reinforcement learning. Nature. 2015;518:529-533.
44. van de Ven GM, Siegelmann HT, Tolias AS. Brain-inspired replay for continual learning with artificial neural networks. Nat Commun. 2020;11:4069.
45. Goldberg ME, Wurtz RH. Visual processing for attention and action. In: Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA, editors. Principles of neural science. 6th ed. New York: McGraw Hill; 2021. p. 582-597.
46. Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. The resting brain, attention, and consciousness. In: Neuroscience: exploring the brain. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2016. p. 719-850.
47. Vaswani A, Shazeer N, Parmar N, et al. Attention is all you need. Adv Neural Inf Process Syst. 2017;30:5998-6008.
48. Dosovitskiy A, Beyer L, Kolesnikov A, et al. An image is worth 16x16 words: transformers for image recognition at scale. In: International Conference on Learning Representations (ICLR); 2021.
49. Ansari S, Faraji N, Topham L, et al. A survey of transformer-based architectures in medical image analysis: models, applications, and challenges. Front Artif Intell. 2026;9:1873938.
50. Bradshaw TJ, Tie X, Warner J, Hu J, Li Q, Li X. Large language models and large multimodal models in medical imaging: a primer for physicians. J Nucl Med. 2025;66:173-182.
51. Shamshad F, Khan S, Zamir SW, et al. Transformers in medical imaging: a survey. Med Image Anal. 2023;88:102802.
52. Raichle ME, Gusnard DA. Appraising the brain's energy budget. Proc Natl Acad Sci U S A. 2002;99:10237-10239.
53. Metzger A, Patil S, Sugarmann LR, Karabacak M, Margetis K. Application of sparse autoencoders to enhance mechanistic interpretability of large language models in medicine. JMIR AI. 2026;5:e81134.
54. Friston K. The free-energy principle: a unified brain theory? Nat Rev Neurosci. 2010;11:127-138.
55. Mathis MW. Leveraging insights from neuroscience to build adaptive artificial intelligence. Nat Neurosci. 2026;29:13-24.
56. Attwell D, Laughlin SB. An energy budget for signaling in the grey matter of the brain. J Cereb Blood Flow Metab. 2001;21:1133-1145.
57. Dabney W, Kurth-Nelson Z, Uchida N, et al. A distributional code for value in dopamine-based reinforcement learning. Nature. 2020;577:671-675.
58. Zador A, Escola S, Richards B, et al. Catalyzing next-generation artificial intelligence through NeuroAI. Nat Commun. 2023;14:1597.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.64936
Nucl Med Semin 2026;12:234-238

Büyük Dil Modellerinin Klinik Kullanım Alanları

Clinical Applications of Large Language Models

Aysu Dursun[1], Nazım Coşkun[2]

[1]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Ankara Etlik Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Ankara, Türkiye
[2]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Ankara Bilkent Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Ankara, Türkiye

Öz

Büyük dil modelleri (LLM), doğal dil işleme alanındaki hızlı gelişmelerle birlikte sağlık hizmetlerinde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Nükleer tıpta LLM'ler klinik karar desteği, raporlama, akademik yazım, literatür taraması, eğitim ve idari süreçlerde önemli bir potansiyel taşımaktadır. Multimodal modeller ise pozitron emisyon tomografisi ve tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi görüntülerinin klinik ve metinsel verilerle birlikte değerlendirilmesine olanak sağlayabilir. Bununla birlikte halüsinasyon, önyargı, açıklanabilirlik eksikliği, sayısal verilerin değerlendirilmesindeki sınırlılıklar, veri güvenliği ve hukuki sorumluluk önemli sorunlar olmaya devam etmektedir. Mevcut kanıtlar, LLM'lerin özellikle yapılandırılmış metin ve idari görevlerde yararlı olabileceğini, ancak klinik karar verme ve hasta güvenliğini etkileyen uygulamalarda hekim denetiminin vazgeçilmez olduğunu göstermektedir.
Anahtar Kelimeler: Büyük dil modelleri, yapay zeka, nükleer tıp, PET/BT, klinik karar desteği

Abstract

Large language models (LLMs) are increasingly being used in healthcare as natural language processing technologies rapidly evolve. In nuclear medicine, LLMs have considerable potential in clinical decision support, reporting, academic writing, literature review, education, and administrative workflows. Multimodal models may further enable the combined interpretation of positron emission tomography and single-photon emission computed tomography images with clinical and textual information. However, hallucinations, bias, limited explainability, weaknesses in handling quantitative data, data privacy, and legal responsibility remain important challenges. Current evidence suggests that LLMs may already provide meaningful benefits in structured text-based and administrative tasks. In contrast, applications involving clinical reasoning and patient safety still require careful validation and physician oversight. Responsible implementation should therefore maintain the physician as the final decision-maker.
Keywords: Large language models, artificial intelligence, nuclear medicine, PET/CT, clinical decision support

Giriş

Güçlü hesaplama kaynaklarının ve eğitim için büyük veri kümelerinin geliştirilmesi ilerledikçe, sağlık hizmetlerinde derin öğrenme teknikleri daha önemli rol oynamaya başlamıştır. Nükleer tıp kliniklerinde raporlama, standardizasyon, dökümantasyon hata ve tutarsızlık tespiti, klinik karar verme sürecinde ayırıcı tanı önerileri, hasta anamnezlerinin incelenmesi, radyofarmasötik geliştirme, teranostik hasta seçimi ve doz planlama gibi çok fazla alanda ve konuda büyük dil modellerinin (LLM) kullanımı ivmelenerek yaygınlaşmaktadır (1,2).

Bu derlemede, nükleer tıp alanında LLM'nin güçlü ve sınırlı yönlerinin ele alınması ve klinik kullanımlarına ilişkin genel bir çerçeve sunulması amaçlanmıştır.

LLM Nedir?

LLM'ler çok büyük metin veri kümeleri üzerinde (makaleler, kitaplar ve diğer internet tabanlı içerikler)

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Dr. Aysu Dursun, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Ankara Etlik Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Ankara, Türkiye
E-posta: usyasund@gmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0009-0000-1082-3973
Geliş Tarihi/Received: 04.10.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Dursun A, Coşkun N. Clinical applications of large language models. Nucl Med Semin. 2026;12:234-238

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

eğitilmiş yapay zeka sistemleridir. Kelimeler arasındaki karmaşık ilişkisel bağlantıları temsil ederek insan benzeri metin üretmek üzere derin öğrenmeyi kullanan sinir ağı mimarileri olarak tanımlanabilir. LLM'ler kelimelerin dilde nasıl ilişkisel biçimde kullanıldığını öğrenir ve bu öğrenilen kalıpları doğal dil işleme görevlerini tamamlamak için uygular (3).

Doğal dil işleme (*natural language processing*), dilin insan yeteneğini taklit edecek biçimde otomatik olarak analiz edilmesini ve üretilmesini amaçlayan bir hesaplamalı bilim alanıdır. LLM, bu alanın en gelişmiş ürünüdür. Transformer mimarisi sayesinde çok büyük veri hacimlerini paralel olarak işleyebilmekte ve dili anlama ile üretme kapasitesinde önemli bir sıçrama sağlamaktadır (3).

Transformer Mimarisi

Modern LLM'lerin temelinde 2017 yılında tanıtılan transformer mimarisi yatar. *Transformer*'ın ayırt edici bileşeni, bir metindeki tüm kelime ve kelime parçacıkları (token'lar) arasındaki ilişkileri aynı anda değerlendiren "dikkat" (*attention*) mekanizmasıdır. Bu sayede model, uzun metinlerdeki bağlamı koruyabilir ve büyük veri hacimlerini paralel işleyerek klasik modellerin ötesinde bir dil anlama ve üretme yeteneği kazanır. Bu yaklaşımın klinik açıdan dikkat edilmesi gereken sonucu, modelin tutarlı ve akıcı metin üretme kapasitesinin, üretilen bilginin doğruluğunu garanti etmemesidir (3).

Tokenizasyon ve Dil Modellemesi Nedir?

LLM'ler metinsel verileri doğrudan kelime kelime değil, "token" adı verilen daha küçük parçalar halinde işler. "Token" bir kelime, kelimenin bir bölümü veya bir noktalama işareti olabilir. Bir yapbozun parçaları gibi düşünüldüğünde model parçalar arasındaki örüntüye dayanarak sıradaki yapboz parçalarını tahmin eder (Şekil 1). Bu durum, modelin bilgiyi bir veri tabanından çekerek gerçekten "bilmediğini"; bunun yerine eğitildiği verilerdeki dilsel örüntülerden yola çıkarak metinler ürettiğini gösterir. Bu ayrım da aslında LLM'lerin neden bazen kendinden emin biçimde ama yanlış çıktılar (diğer bir ismi ile halüsinasyonlar) üretebildiğini açıklayan temel noktadır. Token'lar arasında yapılan seçimler, aslında konunun bilgisel yüküne olan hakimiyetten daha çok bir sonraki token'in tahmini ile ilerlemektedir (3).

Multimodal Görüntü-Dil Modelleri

İlk kuşak LLM'ler yalnızca metinler ile çalışırken, multimodal (büyük çok-kipli) modeller metnin yanında görüntüyü de girdi olarak alabilir. Nükleer tıp kliniği açısından bu, pozitron emisyon tomografisi (PET) veya tek foton emisyon bilgisayarlı tomografisi (SPECT) görüntülerinin metinsel raporlarla birlikte yorumlanabilmesi potansiyeli demektir (3). PET/bilgisayarlı tomografi (BT) incelemelerinin görüntü değerlendirmesinden raporlamaya kadar tüm süreçlerini gerçekleştirmeye yönelik çok kipli sistemler geliştirilmektedir. Ancak bu sistemler henüz erken araştırma ve geliştirme aşamasındadır. Klinik uygulamada güvenilir ve etkin biçimde kullanılabileceklerini gösteren kapsamlı doğrulama çalışmaları henüz tamamlanmamıştır (4).

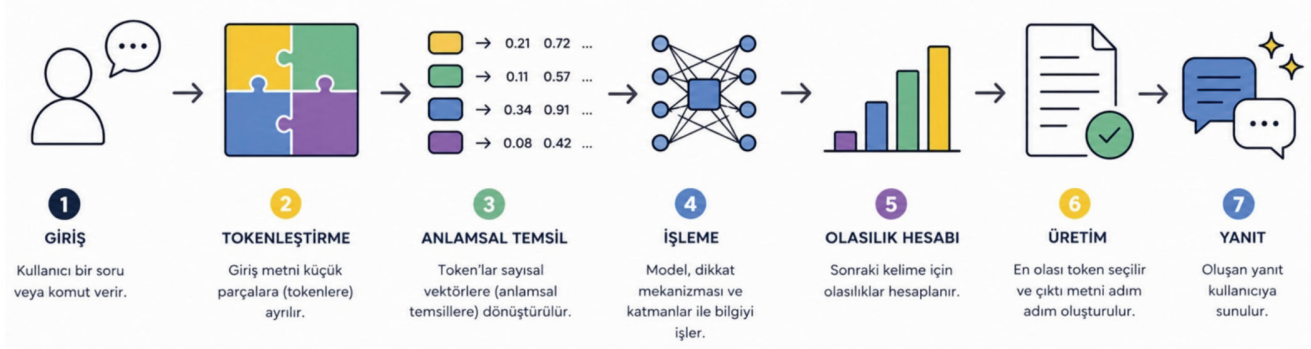
Yaygın LLM'ler

Günümüzde klinik ve akademik ortamlarda karşılaşılan başlıca genel amaçlı modeller arasında OpenAI tarafından geliştirilen ChatGPT, Anthropic tarafından geliştirilen Claude, Google tarafından geliştirilen Gemini ve xAI tarafından geliştirilen Grok sayılabilir. Bunların yanında, tıbbi metinler üzerinde özelleştirilmiş alan-özgü modeller (örneğin, Radiology-GPT, Radiology-Llama2) yer almaktadır. Modeller ve sürümleri hızla değişmekte olup performans değerlendirmelerinin kısa sürede güncelliğini yitirebileceği akılda tutulmalıdır.

Nükleer Tıpta LLM Kullanım Alanları

Klinik Karar Desteği

LLM'ler, farklı kaynaklardan gelen bilgiyi sentezleyerek klinisyene bağlama duyarlı öneriler sunabilir; uygun görüntüleme yönteminin seçilmesi ve karmaşık olguların yorumlanmasında yardımcı olabilir (5). Nükleer tıp kliniğine özgü örneklerde, onkolojik veri kümeleri üzerinde eğitilen modeller PET/BT'de tutulum örüntülerini özetleyip olası ayırıcı tanılar önerebilmekte; lenfoma değerlendirmesinde Deauville skorlaması için ince ayarlı modeller yüksek doğruluk gösterebilmektedir (5). Erişim-artırımlı üretim (*retrieval-augmented generation*, RAG) yaklaşımı, modeli kurumun kendi rapor arşivine bağlayarak doğruluğu belirgin biçimde artırmaktadır; 211.000'den fazla PET raporundan oluşan bir veri tabanıyla çalışan bir RAG sisteminde benzer olguların erişiminde %84 başarı bildirilmiştir (5,6).



Şekil 1. Büyük dil modellerinin çalışma prensibi

Akademik Yazım

LLM'ler; makale taslağı hazırlama, dil düzeltme ve metin özetleme gibi görevlerde araştırmacılara yardımcı olabilmektedir (2). Ancak bu kullanım, yazarlık, intihal ve akademik dürüstlük konularında ciddi sorular doğurmaktadır. Erken dönemde ChatGPT'nin bazı yayınlarda ortak yazar olarak listelenmesi tartışma yaratmış, birçok dergi yapay zeka destekli yazıma ilişkin editoryal politikalar geliştirmek zorunda kalmıştır (1,2).

Modellerin ikna edici ancak uydurma kaynaklar içeren özetler üretebildiği ve bunların zaman zaman hakemleri yanıltabildiği gösterilmiştir. Dolayısıyla LLM'ler akademik yazımda bir araç olarak kullanılabilirse de üretilen her ifadenin ve kaynağın yazar tarafından doğrulanması zorunludur ve bu sorumluluk tamamen yazara aittir (1,2).

Raporlama

Otomatik rapor üretimi, LLM'lerin en dönüştürücü uygulamalarından biridir. Modeller ilk izlenim taslaklarını hazırlamada, bulguları özetlemede ve rapor tutarlılığını sağlamada yardımcı olabilir (2,3). PACS veya RIS sistemleriyle entegre edildiğinde dikte süresini kısaltarak hekimin daha karmaşık olgulara odaklanmasına olanak tanır. LLM'ler ayrıca geçmiş raporları tarayarak çelişkileri, eksik bulguları ve tutarsız takip önerilerini saptayabilir (2,5). Bununla birlikte, LLM tarafından üretilen izlenimler tamlık ve doğrulukta güçlü olsa da özlülük ve gerçekçilik (*verisimilitude*) açısından hekim raporlarının gerisinde kalabilmektedir. Bu nedenle rapor yazma prompt'u ile elde edilen her çıktı için hekim denetimi gereklidir.

Literatür Tarama

LLM'ler, geniş literatürü tarayıp özetleyerek ve eğitim gören hekimlere kişiselleştirilmiş rehberlik sağlayarak günümüzde fazlasıyla kullanılmaktadır (2). RAG yaklaşımıyla güvenilir kaynaklara bağlandığında, örneğin; teranostik, özellikle peptit reseptör radyonüklid tedavisi gibi alt alanlarda yüksek doğrulukta yanıtlar üretilebildiği bildirilmiştir (5). Yine de modellerin var olmayan atıflar üretebilme eğilimi nedeniyle, literatür taramasında elde edilen her kaynağın birincil metinden teyit edilmesi gerekir.

İdari Süreçler ve Eğitim

Randevu planlaması, hasta hazırlık talimatları, DRG kodlaması ve sigorta yazışmaları gibi idari görevler, LLM'lerin en güvenli ve en yüksek getirili kullanım alanı olarak öne çıkmaktadır (5). Bu görevlerde hasta zararı riski düşük, iş yükü kazancı ise yüksektir. Prospektif olarak toplanan gerçek hasta sorularının kullanıldığı bir çalışmada, idari sorulara verilen LLM yanıtları tüm ölçütlerde uzman yanıtlarına eşdeğer ya da üstün bulunmuş; uzman olmayan değerlendiriciler idari soruların %86'sında LLM yanıtını insan yanıtına tercih etmiştir (7).

Kısıtlılıklar, Etik Sorunlar ve Veri Güvenliği

Doğruluk ve Halüsinasyon

Halüsinasyon LLM'lerin en temel kısıtlılığı olarak ele alınmakta olup modelin akla yatkın ancak yanlış içeriği yüksek bir özgüven ile üretmesi şeklinde tanımlanmaktadır (2,3). Erken bir değerlendirmede ChatGPT, Avrupa Nükleer Tıp Board Sınavı örnek sorularının yalnızca %34'ünü doğru yanıtlamış (rastgele şans yaklaşık %24) ve düzeltildikten sonra bile seçeneklerde/şıklarda yer almayan yanlış yanıtlar üretmiştir (1). Gerçek dünya koşullarında hasta sorularını değerlendiren daha önce değinilen prospektif bir çalışmada ise LLM yanıtları idari sorularda uzman performansını yakalamış veya aşmış; buna karşılık tıbbi

soruların %33'ünde uydurma/tahrif edilmiş bilgi ve %7'sinde potansiyel zarar riski saptanmıştır (7). Modelin kendi bilgi sınırının farkında olması (*self-awareness*) boyutu ise zayıf bulunmuştur (7).

Açıklanabilirlik, Önyargı ve Sayısal Veri Sınırı

LLM çıktılarının nasıl üretildiğinin şeffaf olmaması, klinisyen güvenini zedeleyen önemli bir engeldir. Zincirleme düşünme (*chain-of-thought*) ve belirsizlik ölçümü (*uncertainty quantification*) gibi tekniklerle şeffaflığın artırılması önerilmektedir. Modellerin eğitiminde kullanılan verilerdeki yanlılık önemli sorunlara sebep olabilmektedir. Bu da klinik kararlarda eşitsizliğe yol açabilir (2,5). Ayrıca dil temelli modeller ham sayısal veriyi çözümlemede ve istatistiksel hesaplamada görece zayıf olarak raporlanmış olup bu nedenle nükleer tıptaki asıl katkıları niceliksel görüntü değerlendirmesinden çok metin analizi ve rapor üretimiyle sınırlı kalmaktadır.

Bugün için LLM'lerden görüntünün kendisini yorumlamaları beklenmekten çok, en güvenilir katkıları sayısal ve görsel analiz sonuçlarının yazıya dökülmesi ve raporlanması olacaktır.

Veri Güvenliği ve Mevzuat

LLM'lerin klinik iş akışlarına entegrasyonu, hasta verisinin gizliliği ve Kişisel Verilerin Korunması Kanunu, *Health Insurance Portability and Accountability Act* gibi düzenlemelere uyum açısından önemli sorunlar doğurmaktadır. Elektronik sağlık kayıtlarının işlenmesinde veri güvenliği, yerinde (*on premises*) veya federatif öğrenme gibi gizliliği koruyan yaklaşımların benimsenmesini gerektirmektedir. Mevzuata uygunluk, sürekli doğrulama ve denetim, sorumlu bir benimseme için vazgeçilmezdir (2,5).

Etik ve Sorumluluk

Sorumluluk sorunu bu noktada karşımıza çıkabilecek en önemli ve henüz net biçimde çözülmemiş hukuki ve etik sonuçlar barındıran problemdir. Tıbbi düzenleyiciler hekimlerin kendi bilgi ve yetkinlik sınırları içinde uygulama yapmasını beklerken, LLM'ler bu sınırı bilmeksizin yüzeysel ve yanıltıcı yanıtlar verebilmektedir. Bu konuda yapılmış hemen hemen her çalışmada yer alan ortak vurgu sistemlerinin etik zorluklarının sistematik biçimde ve acilen ele alınması gerektiğidir (2,5).

Gelecek Perspektifi

Nükleer tıpta LLM araştırmalarının önümüzdeki dönemde birkaç öncelikli eksende yoğunlaşması beklenmektedir. Birincisi, görüntüleme, klinik notlar ve laboratuvar verisini birleştiren multimodal modeller, özellikle karmaşık olgularda tanısal kesinliği artırma potansiyeli taşımaktadır. İkincisi, elektronik sağlık kaydına entegre modellerle hastaya özgü, bağlama duyarlı öneriler sunan kişiselleştirilmiş karar desteği geliştirilebilir (2,5). Üçüncüsü, kaynak kısıtlı ortamlar için hafif (*lightweight*) modeller ve gizliliği koruyan federatif öğrenme yoluyla ölçeklenebilir dağıtım hedeflenmelidir. Son olarak, teranostik uygulamaları nükleer tıp ve onkoloji kliniklerinin merkezine yerleştikçe, üretken yapay zekanın ilaç tasarımı, hedef tahmini ve bireyselleştirilmiş tedavi protokollerine katkısı önem kazanacaktır. Tüm bu ilerlemelerin ortak koşulu, prospektif ve çok merkezli çalışmalarla, klinik sonuç odaklı ve standardize değerlendirme çerçeveleri altında sağlam kanıt üretilmesidir (2,5).

Sonuç

LLM, nükleer tıp kliniğinde iş yükünü azaltma, raporlamayı standardize etme, klinik karar desteğini güçlendirme ve eğitime katkı sunma bakımından belirgin bir potansiyel taşımaktadır. Bununla birlikte mevcut kanıtlar, faydanın göreve göre büyük ölçüde değiştiğini ortaya koymaktadır. İdari işlerde ve yapılandırılmış metin görevlerinde LLM'ler halihazırda insan performansını yakalayabilirken, klinik muhakeme, sertifikasyon düzeyinde bilgi ve hasta güvenliği gerektiren alanlarda henüz denetimsiz kullanıma hazır değildir.

Bu nedenle günümüzdeki esas soru "insan mı, yapay zeka mı" değil, "hangi görevin hangi düzeyde denetimle kime bırakılacağıdır". Halüsinasyon, önyargı, açıklanabilirlik eksikliği, veri güvenliği ve sorumluluk gibi sorunlar çözülmeden LLM'ler tıbbi kararda tek başına güvenilir kabul edilmemelidir. Bu modellerin klinikte kullanımı, insan denetimini merkeze alan, sorumluluğun hekimde olduğu ve son kararı yine hekimin verdiği bir benimseme yaklaşımını zorunlu kılmaktadır.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Dil düzeltme ve metin düzenleme desteği alınmıştır.

Kaynaklar

1. Alberts IL, Mercolli L, Pyka T, et al. Large language models (LLM) and ChatGPT: what will the impact on nuclear medicine be? Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2023;50:1549-1552.
2. Hirata K, Matsui Y, Yamada A, et al. Generative AI and large language models in nuclear medicine: current status and future prospects. Ann Nucl Med. 2024;38:853-864. Erratum in: Ann Nucl Med. 2025;39:404-405.
3. Bradshaw TJ, Tie X, Warner J, Hu J, Li Q, Li X. language models and large multimodal models in medical imaging: a primer for physicians. J Nucl Med. 2025;66:173-182.
4. Choi H, Bae S, Na KJ. End-to-end PET/CT interpretation and quantification with an LLM-orchestrated AI agent: a real-world pilot study. J Nucl Med. 2026;67:1668-1674.
5. Papageorgiou PS, Christodoulou RC, Pitsillos R, et al. The role of large language models in improving diagnostic-related groups assignment and clinical decision support in healthcare systems: an example from radiology and nuclear medicine. Appl Sci. 2025;15:9005.
6. Choi H, Lee D, Kang YK, Suh M. Empowering PET imaging reporting with retrieval-augmented large language models and reading reports database: a pilot single center study. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2025;52:2452-2462.
7. Latifoltojar A, Orunmuyi A, Wang M, et al. Real-world evaluation of large language model for patients medical and administrative queries in nuclear medicine. NPJ Digit Med. 2026;9:754.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.28290
Nucl Med Semin 2026;12:239-246

Bilimsel Araştırma ve Makale Yazımında Yapay Zeka

Artificial Intelligence in Scientific Research and Article Writing

Fadime Demir[1], Emine Göknur Işık[2]

[1]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kayseri Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Kayseri, Türkiye
[2]İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Öz

Yapay zeka (YZ), özellikle büyük dil modelleri ve üretken YZ sistemlerinde son yıllarda yaşanan hızlı gelişmelerle birlikte bilimsel araştırma ve akademik yazım süreçlerinde giderek daha geniş bir kullanım alanı bulmaktadır. Bu derlemede YZ'nin araştırmanın planlanmasından literatür taramasına, hipotez geliştirmeden metodoloji ve istatistiksel yöntemlerin belirlenmesine, veri analizi ve görselleştirmeden makale taslağının oluşturulmasına kadar bilimsel üretimin farklı aşamalarındaki kullanım alanları ele alınmıştır. Ayrıca referans yönetimi, akademik çeviri, dil ve anlatım düzenlemesi, uygun derginin seçimi ve hakem değerlendirmelerine yanıt hazırlanması gibi yayın sürecinin farklı basamaklarında sağladığı katkılar değerlendirilmiştir. ChatGPT, Claude, DeepSeek, Gemini ve Copilot gibi genel amaçlı büyük dil modellerinin yanı sıra Consensus, Elicit, SciSpace ve Paperpal gibi akademik kullanıma yönelik araçlar, araştırmacılara özellikle zaman yönetimi, erişilebilirlik ve üretkenlik açısından önemli kolaylıklar sunmaktadır. Bununla birlikte, bu sistemlerin bilimsel araştırmalarda kullanımı önemli sınırlılıkları ve etik sorunları da beraberinde getirmektedir. İleri düzey analizlerde ortaya çıkabilecek hatalar, uydurma veya hatalı atıflar, veri gizliliği ve fikri mülkiyet sorunları, algoritmik yanlılık, bilimsel özgünlüğün korunması ve YZ araçlarına aşırı bağımlılık başlıca riskler arasındadır. Sonuç olarak YZ, araştırmacının bilimsel muhakemesinin yerini alan bağımsız bir karar mekanizması olarak değil, uzman denetimi altında kullanılan tamamlayıcı bir araştırma ve yazım aracı olarak değerlendirilmelidir. YZ'nin bilimsel üretime güvenli ve etik biçimde entegrasyonu; kaynakların doğrulanması, verilerin uygun şekilde kimliksizleştirilmesi, kullanımın şeffaf biçimde beyan edilmesi ve araştırmacıların YZ okuryazarlığının geliştirilmesi ile mümkün olacaktır.

Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, büyük dil modelleri, bilimsel yazım, akademik yayıncılık, araştırma etiği, üretken yapay zeka

Abstract

Artificial intelligence (AI), particularly with the rapid advances in large language models and generative AI systems in recent years, has found an increasingly broad range of applications in scientific research and academic writing processes. This review examines the applications of AI across different stages of scientific production, ranging from research planning, literature review, and hypothesis generation to the selection of methodological and statistical approaches, data analysis and visualization, and manuscript drafting. In addition, its contributions to various stages of the publication process, including reference management, academic translation, language and style editing, journal selection, and preparation of responses to peer-review comments, are discussed. Alongside general-purpose large language models such as ChatGPT, Claude, DeepSeek, Gemini, and Copilot, academic-oriented tools including Consensus, Elicit, SciSpace, and Paperpal offer researchers important advantages, particularly in terms of time efficiency, accessibility, and productivity. However, the use of these systems in scientific research also introduces important limitations and ethical concerns. Potential errors in advanced analyses, fabricated or inaccurate citations, data privacy and intellectual property issues, algorithmic bias, preservation of scientific originality, and overreliance on AI tools are among the major risks. In conclusion, AI should not be regarded as an independent decision-making mechanism that replaces the researcher's scientific reasoning, but rather as a complementary research and writing tool used under expert supervision. The safe and ethical integration of AI into scientific production requires verification of sources, appropriate de-identification of data, transparent disclosure of AI use, and improvement of researchers' AI literacy.

Keywords: Artificial intelligence, large language models, scientific writing, academic publishing, research ethics, generative artificial intelligence

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Doç. Dr. Fadime Demir, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Kayseri Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, Kayseri, Türkiye
E-posta: fadime.demir@hotmail.com **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-9799-6398

Geliş Tarihi/Received: 30.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 05.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026

Cite this article as/Atıf: Demir F, Işık EG. Artificial intelligence in scientific research and article writing. Nucl Med Semin. 2026;12:239-246

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş

Günümüzde yapay zeka (YZ) teknolojilerindeki hızlı gelişim, bilimsel araştırma süreçlerini ve makale yazım pratiklerini köklü biçimde değiştirmiştir. Büyük veri kümelerinin hızlı şekilde analiz edilebilmesi, karmaşık istatistiksel analizlerin otomatik olarak yapılabilmesi ve metin yazma araçlarının yaygınlaşması, araştırmacılara önemli kolaylıklar sunmaktadır.

YZ'nin bilimsel araştırmalarda ve makale yazımında kullanımının başlangıcının 1960-1990'lı yıllarda ELIZA ve benzeri doğal dil programlarının gelişimi ile bilgisayarların insan diliyle konuşabileceğinin gösterildiği dönem olduğunu söyleyebiliriz (1,2). Ardından makine öğrenmesi, derin öğrenme ve veri madenciliğinin geliştiği 1990-2017 yılları gelmiştir. Bu dönemde bilimsel makale yazımında doğrudan YZ değil de, dilbilgisi denetleyicileri, yazım denetimi, istatistik yazılımları ve atıf yöneticileri (Zotero, EndNote, Mendeley) gibi araçlar araştırmacının üretkenliğini artırdı (2). Ancak bunlar metin üreten YZ araçları değil, daha çok otomasyon ve yönetim araçlarıydı. (3). Üçüncü dönem ise 2018'den günümüze kadar gelen süreci kapsıyor olup, artık metin üretimi, hipotez ve taslak yazımında YZ araçlarının kullanıldığı döneme girildi. Bu dönemde sinir ağı mimarisi türü olan Transformer mimarisinin keşfi ve GPT (*Generative Pre-trained Transformer*) gibi büyük dil modellerinin (BDM) ortaya çıkışı, YZ'nin akademik yazımdaki rolünü destekleyici araç konumundan içerik üreten konumuna taşımıştır (4,5). Tüm bu gelişmeler yaşanırken bir yandan da bilimsel bütünlük, özgünlük ve etik sorumluluk konularında yeni tartışmaları beraberinde getirmiştir. YZ kullanılan içeriklerde orijinallik ve intihal riski önemli etik meseleler olarak gündeme gelmiş ve YZ'nin üretim sürecinde ne kadar katkıda bulunduğunun açıkça belirtilmesi gerekliliği vurgulanmıştır (6). Bu bağlamda akademik çevrelerde YZ'ye yönelik etik düzenlemeler giderek şekillenmekte olup, YZ'nin sorumlu kullanımını teşvik etmek amacıyla rehber ilkeler ve politikalar geliştirilmektedir (7).

Bilimsel Yazım Sürecinde YZ Desteği

Yazım Öncesi Hazırlık

Bilimsel araştırma ve makale yazımında önemli noktalardan biri hazırlık aşamalarının doğru ve eksiksiz yapılmasıdır. BDM ve üretken YZ (ÜYZ) sistemlerinin gelişimiyle birlikte YZ, bilimsel yazımın yalnızca dilsel düzenleme aşamasında kullanılan yardımcı bir araç olmaktan çıkmış; araştırmanın kavramsallaştırılması ve planlanmasından başlayarak bilimsel araştırma sürecinin daha erken evrelerinde kullanılmaya başlanmıştır (7,8,9). YZ araştırmacılara yenilikçi hipotez önerileri sunar ve mevcut literatürde henüz keşfedilmemiş araştırma boşluklarını belirlemede bir düşünce ortağı işlevi görür (10). Bu süreçte ChatGPT, DeepSeek, Claude, Copilot ve Gemini gibi YZ destekli BDM'ler, yaratıcı düşünmeyi teşvik edebilir ve potansiyel araştırma konuları önerebilir (7). Literatür tarama sürecinde ise; geleneksel anahtar kelime aramalarının aksine, semantik arama motorları ve YZ tabanlı akademik araçlar (örneğin; *Consensus, Elicit, Semantic Scholar*) makaleleri yalnızca kelime eşleşmesine göre değil, kavramsal bağlamlarına göre indeksler. Bu araçlar doğrudan taranmış ve doğrulanmış yayınlardan özetler çıkararak literatür sentezini hızlandırır (11). Yazım öncesinde bir diğer kritik adım, doğru metodoloji ve istatistiksel testlerin belirlenmesidir. ÜYZ modelleri, değişkenlerin özellikleri ve araştırma tasarımı doğrultusunda olası analiz yöntemlerinin belirlenmesine de katkı sağlayabilir (12).

Veri Analizi ve Görselleştirme

Bilimsel araştırmalarda veri analizi, deney veya gözlem yoluyla elde edilen bilgilerin anlamlandırılmasını sağlar. YZ özellikle BDM gelişimiyle birlikte, bilimsel araştırmalarda veri analizinin planlanması, istatistiksel yöntemlerin uygulanması, programlama kodlarının oluşturulması ve araştırma bulgularının görselleştirilmesi süreçlerinde araştırmacılara destek sağlayan önemli bir araç haline gelmiştir. ChatGPT, Julius AI, Akkio, Polymer ve Claude gibi platformlar; kullanıcıların doğal dille verdikleri komutlar veya doğrudan yükledikleri yapılandırılmış veri setlerini herhangi bir kod üretimine gerek olmadan kapsamlı analizler yapmalarına olanak tanımaktadır. Bu araçlar; ortalama, medyan ve standart sapma gibi tanımlayıcı istatistiklerin yanı sıra t-testi, varyans analizi, ki-kare testleri ve lojistik/doğrusal regresyon gibi temel ve orta düzey analizleri otomatik olarak yürütebilmektedir (12,13). Dahası, bu yenilikçi platformlar; Kaplan-Meier eğrileri ve Cox orantılı riskler modeli gibi sağkalım analizleri, çok değişkenli regresyonlar, zaman serisi modellemeleri ve faktör analizleri gibi ileri düzey biyometrik ve ekonometrik görevleri de başarıyla gerçekleştirebilmektedir (10). ChatGPT-4'ün epidemiyolojik bir veri setinin analizindeki performansını SAS, SPSS ve R ile karşılaştırıldığı bir çalışmada; özellikle tanımlayıcı istatistiklerde yüksek düzeyde sonuç uyumu gösterdiğini, gruplar arası karşılaştırma ve korelasyon analizlerinde ise bazı küçük farklılıklar bulunmakla birlikte analiz sürecini belirgin

ölçüde kolaylaştırabildiğini bildirmiştir. Daha ileri düzey istatistiksel yöntemlerde sonuç tutarlılığının azalabilmesi için ise, bu sistemlerin bağımsız bir biyostatistiksel analiz aracı olarak değil, uzman denetimi altında kullanılan tamamlayıcı araçlar olarak değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamıştır (14). Bir çalışmada GPT-5, Claude ve DeepSeek'i 32 yapılandırılmış tıbbi istatistik problemi üzerinden karşılaştırılmış, üç model de uygun istatistiksel testi belirlemede %100 doğruluk göstermişlerdir. İstatistiksel analizlerin uygulanmasına yönelik kodların oluşturulmasında Claude için doğruluk %93,8-96.9, DeepSeek için %87,5-93,8, ChatGPT için %90,6 olarak bulundu. Yazarlar, bu modellerin uygulamalı istatistiksel muhakemede yardımcı araç olarak kullanılabileceğini, ancak inferansı etkileyebilecek kavramsal hataların tamamen ortadan kalkmadığını vurguladı (15).

Veri görselleştirme, karmaşık veri yapılarının anlaşılmasını kolaylaştırarak değişkenler arasındaki ilişkilerin ortaya konmasını ve araştırma bulgularının etkili biçimde sunulmasını sağlar. BDM'lerdeki son gelişmeler, doğal dilde tanımlanan araştırma sorularının doğrudan grafiksel çıktılara veya bu grafikleri üretecek programlama kodlarına dönüştürülmesini mümkün hale getirmiştir. Araştırmacı, oluşturulmak istediği görseli doğal dil ile tarif ederken; YZ sistemi bu veri yapısına ve kullanıcı talebine göre bar grafikleri, dağılım grafikleri, histogramlar, korelasyon matrisleri, ısı haritaları ve diğer görselleştirmeleri oluşturacak kod veya görselleştirme kılavuzu üretebilmektedir. Farklı BDM'nin görsel oluşturma performansının karşılaştırdığı çalışmalarda; görselleştirme doğruluğunun kullanılan modele, grafik tipine ve prompt tasarımına göre anlamlı ölçüde değişebildiğini göstermiş, ÜYZ'nin bilimsel görselleştirmede araştırmacının doğal dildeki talebini R, Python veya benzeri programlama ortamlarında uygulanabilir grafik kodlarına dönüştürerek önemli ölçüde zaman kazandırabileceğini; ancak oluşturulan görsellerin bilimsel doğruluğunun otomatik olarak garanti edilemeyeceğini ortaya koymaktadır (16,17).

Taslak Oluşturma ve Yapılandırma

Bilimsel makale yazım sürecinde araştırmacının bilişsel yükünü en çok artıran unsurlardan biri yazının genel hatlarını belirleme ve taslak oluşturma süreçleridir. YZ ve özellikle BDM bilimsel makale yazımının erken aşamalarında taslak oluşturma aşamasında giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bu araçlar, yazarların başlangıç taslağını hızlıca oluşturmasına, literatür özetleri hazırlamasına ve metinler arası tutarlılığı sağlamasına olanak tanımaktadır. BDM (ChatGPT, Claude, vb.) araştırmanın ana hatlarını belirleme ve paragraf taslaklarına dönüştürmede en yaygın kullanılan araçlardır. Ancak, bu tür programların eleştirel düşünme yeteneği gerektiren görevlerde ve doğruluk açısından dikkatli kullanılması önemlidir (18,19). Diğer yandan uzmanlaşmış araçlar (SciSpace, Consensus, Elicit, Paperpal vb.) genel amaçlı sohbet robotlarıyla karşılaştırıldığında, atıf doğruluğu ve literatür tarama bağlamında daha iyi sonuçlar sunmaktadır (20,21). SciSpace doğrulanmış referans sunabilirken, Consensus yayıncılarla iş birliği sayesinde tam metin erişimiyle alıntı sayfası numaralarına kadar izlenebilirlik sağlamaktadır. Elicit yöntem ve sonuçları tablo halinde çıkararak veri sentezini hızlandırmaktadır. Paperpal ise akademik İngilizce için dil bilgisi, yeniden ifade etme ve çeviri konularında destek olur.

YZ destekli tıbbi yazımda kullanılan bu programlar, taslak oluşturma, literatür özetleme ve tutarlı dokümantasyon sağlamada büyük avantajlar sunarken aynı zamanda etik kaygılar, veri gizliliği ve insan denetimi gerekliliği gibi hususların da göz önünde tutulmasını gerektirmektedir (22). Yazarların YZ'nin önerdiği içerikleri dikkatli değerlendirmesi, doğrulaması ve kendi eleştirel bakış açılarıyla entegre etmesi gerekmektedir. Aksi takdirde orijinallik ve bağımlılık gibi bazı etik riskleri de beraberinde getirir (23).

Referansların Düzenlenmesi

Bilimsel makale yazımında referansların doğru seçilmesi, metin içi atıflarla kaynakça arasındaki uyumun sağlanması ve kaynakların hedef derginin yazım kurallarına uygun biçimde düzenlenmesi, yayın sürecinin önemli ancak zaman alıcı aşamalarından biridir. EndNote, Zotero, Mendeley vb. geleneksel referans yönetim programları uzun süredir bibliyografik kayıtların saklanması, sınıflandırılması, yinelenen kayıtların belirlenmesi ve kaynakçanın farklı atıf stillerine dönüştürülmesi amacıyla kullanılmaktadır (24). Örneğin, Zotero'nun otomatik referans importu kolaylığı ve Mendeley'in PDF yönetim özellikleri ön plandayken, RefWorks ise ürettiği atıflarda yüksek doğruluk sağlamasıyla öne çıkar. Ancak, bu programlar bazen kullanıcı dostu olmayabilir veya doğruluk ve erişilebilirlik konularında sınırlamalar barındırabilir (25,26,27). Son yıllarda YZ ve BDM gelişiminin bu sürece eklenmesiyle; bibliyografik bilgilerin yapılandırılması, metin içi atıf-kaynakça

uyumsuzluklarının saptanması, referansların belirli bir dergi veya atıf stillerine göre yeniden biçimlendirilmesi ve eksik bibliyografik alanların belirlenmesi gibi işlemlerin kısmen otomatikleştirilmesi mümkün hale gelmiştir. Örneğin, CiteWell gibi YZ destekli sistemler PubMed gibi güvenilir veri tabanlarıyla entegre çalışarak referansların doğruluğunu otomatik olarak kontrol eder, kullanıcı dostu arayüzü ile yeni kullanıcıların adaptasyonunu kolaylaştırır ve çeşitli dergi stiline uyumlu biçimlendirme imkanı sunar. Ayrıca SemanticCite ve OpenCitations bu amaçla kullanılan platformları olmasına rağmen, CiteWell gibi sistemlerin aksine, YZ'nin ürettiği yanlış veya var olmayan (sahte) atıfları otomatik doğrulama işlevine sahip değildir (27). YZ destekli referans düzenleme, bilimsel makale yazım sürecinde hız ve doğruluk artışı sağlasa da, akademik dürüstlük ve kaynakların doğruluğu açısından insan kontrolü şarttır. Bilimsel yayınların güvenilirliği için YZ araçlarıyla yapılan referans yönetiminde etik standartlara uyulması, kaynağın orijinalliğinin ve geçerliliğinin doğrulanması gerekmektedir (28,29).

Çeviri Yapma

Akademik dünyada araştırmaların küresel ölçekte paylaşılabilmesi için İngilizce hakimiyeti kritik önem taşımaktadır. Amano ve ark.'nın (29) sekiz ülkeden 900'ü aşkın araştırmacıyla yürüttüğü ankette, ana dili İngilizce olmayan bilim insanlarının bir makaleyi okumak için yaklaşık %91, yazmak için %51 daha fazla zaman harcadığı; makalelerinin yalnızca dil gerekçesiyle 2,5 kat daha sık reddedildiği ve 12,5 kat daha sık dil düzeltmesi talebiyle geri döndüğü bildirilmiştir (30). Dil kaynaklı dezavantaj hakemlik sürecine de yansımakta, içerik eşdeğer olduğunda dahi değerlendirmelerde dilsel yanlılık gözlenebilmektedir (31). Dolayısıyla BDM'lerin çeviri alanındaki katkısı yalnızca bir kolaylık değil, potansiyel bir bilimsel eşitlik aracı olarak değerlendirilmelidir, nitekim güncel derlemeler de bu teknolojinin en savunulabilir kullanım alanının dil desteği olduğu konusunda birleşmektedir (12,32).

Geleneksel kelime tabanlı çeviri sistemleri cümle düzeyinde eşleme yaparken, günümüz BDM'leri metnin bağlamını analiz ederek akademik dile en uygun terminolojiyi önerebilmektedir. YZ destekli dil araçları (Grammarly, DeepL Write, Scribbr, Writefull Academizer, Ref-n-Write vb.) yalnızca basit imla ve dilbilgisi hatalarını düzeltmekle kalmaz; aynı zamanda metnin akademik üslubunu, akıcılığını ve okunabilirliğini de ciddi oranda artırmaktadır. Bununla birlikte, bu teknolojilerin çeviri kalitesi, yanlış anlamalara yol açabilecek hatalar ve YZ'nin ürettiği içeriğin güvenilirliği gibi sınırlamaları da söz konusudur (33). Bu nedenle çeviri sonrası, yazarın kaynak metinle cümle cümle karşılaştırma (geri-çeviri kontrolü) yapması, ihmal edilemez bir adım olarak benimsenmelidir.

Dilbilgisi ve Yazım Hatalarının Düzenlenmesi

YZ destekli dil araçları (Grammarly, DeepL Write, Scribbr, Writefull, Ref-n-Write vb.) yalnızca imla ve dilbilgisi hatalarını düzeltmekle kalmaz; metnin akademik üslubunu ve okunabilirliğini de artırır. Bununla birlikte bu araçlar ile BDM'ler arasında düzey farkı vardır: kural temelli araçlar esas olarak cümle içi hataları hedeflerken, BDM'ler paragraf ve bölüm düzeyinde yeniden yazım, tutarlılık denetimi ve akış düzenlemesi yapabilmektedir (34). Dil düzenlemenin sınırı iyi çizilmelidir. BDM'lerin "aşırı cilalama" eğilimi, metni yazarın kendi akademik sesinden uzaklaştırabilir; kesin olmayan bulgular için kullanılan temkinli ifadelerin yerini iddialı ifadeler alabilir. Bu nedenle düzenleme sonrası metnin özgün taslakla karşılaştırmalı olarak gözden geçirilmesi önerilir.

Dergi Seçimi, Revizyon ve Yeniden Gönderim Süreci

Doğru akademik dergiyi seçmek, makalenin kabul edilme ihtimalini doğrudan etkileyen ve haftalar sürebilen stratejik bir adımdır. Günümüzde YZ tabanlı dergi bulma ve yayın destek sistemleri bu süreci belirgin biçimde kısaltmaktadır. Bu araçlar, makalenin başlık ve özetini analiz ederek OpenAlex, Crossref veya Web of Science gibi veri tabanlarında semantik eşleştirme yapar. Genel amaçlı BDM'ler de bu aşamada (SubmitWise, Paperpal ve Trinka gibi yayıncı bağımsız araçlar ile Elsevier ve Wiley gibi yayınevlerinin kendi dergi bulucuları) kapsam-uyumu analizi, dergi basamaklandırma, kapak mektubu taslağı ve biçimsel kontrol listesi hazırlamada zaman kazandırır.

Revizyon aşamasında BDM'ler özellikle uzun ve dağınık hakem raporlarının numaralandırılmış maddelere ayrıştırılması, her maddeye karşılık gelen metin değişikliğinin izlenmesi ve "madde madde yanıt" belgesinin standart bir biçimde hazırlanması gibi kolaylıklar nedeniyle yararlıdır. Buna karşılık, yanıt metninin bilimsel içeriği (hangi analizin yeniden yapılacağı, hangi sınırlılığın kabul edileceği gibi) tümüyle yazarların sorumluluğundadır; modelin ürettiği, ikna edici görünen ancak veriyle desteklenmeyen savunmalar, ikinci tur değerlendirmede güvenilirlik kaybına yol açar.

Bu aşamada özel önem taşıyan bir etik konu, sürecin karşı tarafında yer alan hakemlerin YZ kullanımıdır.

Uluslararası Tıp Dergileri Editörleri Komitesi'nin (ICMJE) Ocak 2026 güncellemesi, hakemlerin gizliliği güvence altına alamayan platformlara makale yüklememesi ve değerlendirme sürecinde YZ kullanımını dergiye beyan etmesi gerektiğini belirtmektedir (35,36,37). Ulusal Sağlık Enstitüleri, 23 Haziran 2023 tarihli NOT-OD-23-149 sayılı duyurusuyla, hakemlerin proje başvurularını çevrimiçi ÜYZ araçlarına yüklemesini gizlilik ihlali sayarak açıkça yasaklamıştır (38). Science ve JAMA gibi dergiler, makale metninin bu araçlara girilmesini gizlilik sözleşmesinin ihlali olarak tanımlamıştır (32,39). Nitekim güncel bir derleme, uluslararası kuruluşların uzlaşısına karşın tek tek dergi politikalarının "tümüyle yasaklayıcı" ile "aktif teşvik edici" arasında geniş bir yelpazede dağıldığını vurgulanmaktadır (32). Bu tablo, yazarların her gönderim öncesinde hedef derginin güncel politikasını ayrıca kontrol etmesini zorunlu kılmaktadır.

***Prompt* Tasarımı ve Bilimsel Araştırmalarda Etkili Kullanımı**

Büyük dil modellerine verilen komutların (*prompt*) kapsamı, özgüllüğü ve yapısı, üretilen yanıtların doğruluğunu, tekrarlanabilirliğini ve araştırma amacına uygunluğunu etkileyebilir. Etkili bir bilimsel komutta görev ve araştırmanın bağlamı açıkça tanımlanmalı; kullanılacak kaynaklar veya veri türü, beklenen çıktı biçimi, yöntemsel kısıtlar ve doğrulama gereklilikleri belirtilmelidir. Özellikle sistematik derlemelerde veri çıkarımına ilişkin araştırmalar, iyi tasarlanmış promptların yararlı olabileceğini ancak karmaşık sonuçların bağımsız uzman kontrolünü gerektirdiğini göstermektedir (40,41).

Bilimsel araştırmalarda uygulanabilecek örnek promptlar şunlardır: (i) literatür sentezi: "yalnızca sağladığım makaleleri kullanarak araştırma sorusu hakkında örneğin; çalışma tasarımı, örneklem büyüklüğü, temel sonuçlar ve sınırlılıkları içeren bir tablo hazırla; kaynakta belirtilmeyen bilgileri "raporlanmamış" olarak işaretle." (ii) Veri çıkarımı: "eklediğim çalışmadan hasta sayısı, birincil sonlanım noktası, etki büyüklüğü ve %95 güven aralığını çıkar; her bilginin geçtiği sayfa veya tabloyu belirt ve çıkarılamayan verileri tahmin etme." (iii) Akademik yazım: "aşağıdaki tartışma paragrafını bilimsel İngilizce açısından düzenle; sayısal bulguları, atıfları ve belirsizlik bildiren ifadeleri aynen koru; yapılan değişiklikleri ayrı bir listede açıkla". Bu örneklerde YZ çıktısı bir ön taslak olarak değerlendirilmeli; referanslar, sayısal veriler ve çıkarımlar özgün kaynaklarla doğrulanmalıdır (40,41).

Sınırlılıklar ve Etik Boyut

YZ makale yazım sürecinde yadsınamaz bir avantaj sağlasa da, kullanımı yayın etiği açısından çeşitli sınırlılıklar barındırmaktadır. Başta Yayın Etiği Komitesi (COPE) ve ICMJE olmak üzere bilimsel standartları belirleyen kuruluşlar bu sınırları kesin kurallarla tayin etmiştir (37,42).

Halüsinasyon (Uydurma Veri ve Atıflar)

ÜYZ modelleri olasılıksal tahminlerle çalışır. Halüsinasyon, dilsel olarak tutarlı ancak gerçeklikte karşılığı olmayan içerik üretilmesidir ve bilimsel yazımda en somut biçimde uydurma kaynaklar olarak ortaya çıkar. Walters ve Wilder'ın (42) 42 konuda üretilen 636 kaynağı incelediği çalışmada GPT-3.5 kaynaklarının %55'i, GPT-4 kaynaklarının %18'i tümüyle uydurma bulunmuş; gerçek kaynakların da sırasıyla %43 ve %24'ünde cilt, sayı veya sayfa numarası gibi esaslı hatalar saptanmıştır.

Halüsinasyonun tehlikeli yönü, çıktının biçimsel olarak kusursuz görünmesidir. Uydurma kaynaklar gerçek dergi adları, makul yazar isimleri ve geçerli biçimde yapılandırılmış DOI'lerle sunulur; bazı olgularda DOI gerçektir ancak tümüyle ilgisiz bir makaleye yönlendirir (43,44). Kaynak uydurmanın yanı sıra, gerçek bir makaleye ait olmayan bulguların atfedilmesi, geri çekilmiş çalışmaların güncelmiş gibi aktarılması ve sayısal verilerin (duyarlılık, özgüllük, olgu sayısı) hatalı özetlenmesi de sık görülen halüsinasyon biçimleridir. *Naunyn-Schmiedeberg's Archives of Pharmacology* editörleri, 2023 ortasından itibaren derleme makalesi başvurularında belirgin bir artış gözlediklerini; bu makalelerin bir bölümünde hakemlerin yetersiz kaynak listeleri, kilit referansların eksikliği, genel geçer bir dil ve açık bilimsel hatalar saptadığını; yayım sonrası analizde bazı makalelerin büyük ölçüde YZ tarafından üretilmiş olduğundan şüphelendiklerini bildirmiştir (45). Bu nedenle yazarlara düşen sorumluluk doğrulanmamış hiçbir çıktının metne girmemesidir. Bunun için kaynakların doğrudan modelden istenmesi yerine, PubMed/Web of Science taramasıyla elde edilen kaynakların modele sağlanması, her kaynağın DOI ve PMID üzerinden bağımsız doğrulanması, *Retraction Watch/Crossref* üzerinden geri çekilme kontrolü ve sayısal her ifadenin özgün makale metniyle karşılaştırılması gereklidir.

Gizlilik ve Şeffaflık

Gizliliğin ilk ekseni hasta verisidir. Ham veri setleri, görüntüler, patoloji ve radyoloji raporları doğrudan

kişisel sağlık verisi niteliğindedir; bu verilerin ticari BDM arayüzlerine yüklenmesi, verinin nerede saklandığı ve model eğitiminde kullanılıp kullanılmadığı bilinemediği için ihlal oluşturabilir. Kurum etik kurul onayının yalnızca verinin araştırmada kullanılmasını kapsamakta, üçüncü taraf bir hizmete aktarılmasını kapsamamaktadır. Bu nedenle veri modele verilmeden önce tümüyle kimliksizleştirilmeli (isim, protokol numarası, tarih, kurum bilgisi ve DICOM üst verisi dahil), mümkün olduğunda kurum içi yerel modeller veya veri saklamama garantisi veren kurumsal sürümler tercih edilmelidir.

Henüz yayınlanmamış araştırma taslaklarının, ham verilerin veya tescilli yöntemlerin kamuya açık YZ sistemlerine (örneğin; ChatGPT'nin ücretsiz sürümleri) yüklenmesi, fikri mülkiyet haklarının kaybına ve veri gizliliği ihlallerine yol açar. Bu veriler modellerin eğitimi için kullanılabilmektedir (38). En kritik yasaklardan biri hakem süreçlerindedir. COPE, hakemlerin değerlendirme aşamasındaki gizli taslakları analiz etmek veya hakem raporu yazdırmak amacıyla YZ araçlarına yüklemesini kesinlikle kabul etmemektedir (42). Bu eylem, akademik hakemliğin en temel kuralı olan gizlilik anlaşmasının doğrudan ihlalidir.

Şeffaflık boyutunda uluslararası uzlaşı iki kural etrafında şekillenmektedir. Birincisi, ICMJE, sohbet robotlarının çalışmanın doğruluğu, bütünlüğü ve özgünlüğü konusunda sorumluluk üstlenemeyecekleri için yazar olarak listelenemeyeceğini belirtir (37); yazarlık tam hukuki ve etik sorumluluk gerektirir ve YZ'nin böyle bir hukuki varlığı yoktur. İkincisi, beyan şartı: dil düzeltme, çeviri, veri analizi veya görselleştirme amacıyla ÜYZ kullanıldıysa bu hem kapak mektubunda hem de makalenin ilgili beyan bölümünde bildirilmeli; kullanılan aracın adı, sürümü, üreticisi ve kullanım amacı belirtilmelidir (46).

Yanlılık ve Bilimsel Özgünlük

BDM düşük ve orta gelirli ülkelerden ya da İngilizce dışı dillerde yayımlanmış literatürü eksik temsil eder (43). Bu da yanlılığa yol açar. Bir diğer konu da literatür taraması, argüman kurgusu ve tartışma yazımı gibi işlerin modele devredilmesi, özellikle eğitim aşamasındaki araştırmacılarda bilimsel muhakeme becerisinin gelişimini sekteye uğratabilir. Bu nedenle asistan ve doktora eğitiminde YZ kullanımının, yasaklama yerine yapılandırılmış ve denetimli bir çerçevede öğretilmesi önerilmektedir (47,48). Sorumlu kullanımın ölçütü, aracın araştırmacının muhakemesinin yerine değil, üzerine eklenmesidir.

Sonuç ve Öneriler

Literatürdeki güncel çalışmalar ve etik kılavuzlar, YZ'nin akademik yayıncılığı hızlandırdığını, ancak insan gözetimi ve nihai sorumluluğunun asla yerini alamayacağını açıkça göstermektedir. Araştırmacılar, YZ'yi bir yazar veya bağımsız karar mekanizması olarak değil; dil kalitesini artıran ve teknik süreçleri hızlandıran gelişmiş bir "yazım asistanı" olarak konumlandırmalıdır. Teknolojinin en tartışmasız katkısı ise, İngilizcenin bilimin ortak dili olmasından kaynaklanan yapısal eşitsizliği azaltma potansiyelidir. Yazım, revizyon ve dergi seçimi aşamalarında her adımda şeffaflık korunmalı, YZ kullanımı beyan edilmeli ve modellerin sunduğu tüm çıktılar insan aklı ve uzmanlığıyla süzgeçten geçirilmelidir. Bu dengeli yaklaşım, akademik bütünlüğü korurken bilimsel üretkenliği maksimuma ulaştırmanın en güvenli yoludur. İleriye dönük olarak üç öncelik öne çıkmaktadır. Birincisi, kurumsal düzeyde açık politikalar: üniversiteler ve hastaneler, hasta verisinin hangi araçlara hangi koşullarda girilebileceğini tanımlayan yazılı kurallar oluşturmalı ve mümkünse veri güvenliği sağlanmış kurumsal çözümler sunmalıdır. İkincisi, dergi ve fonlayıcı kuruluşların yazar ve hakem tarafındaki kullanım için standart, denetlenebilir beyan formatları benimsemesidir. Üçüncüsü ve belki de en önemlisi, YZ okuryazarlığının lisans ve uzmanlık eğitimi müfredatına dahil edilmesidir; zira bu araçların sınırlarını bilmeden kullanmak, hiç kullanmamaktan daha yüksek risk taşımaktadır. Sonuç olarak, YZ bilimsel araştırma ve makale yazım süreçlerini kolaylaştıran güçlü bir araç olmakla birlikte; akademik etik sorumluluklar çerçevesinde dikkatle kullanılması gereken bir teknolojidir. Yazar denetimi ve etik farkındalık, bu yeni teknolojik dönemin en önemli yapıtaşları olmaya devam edecektir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Metin düzenleme, dil düzeltme ve literatür desteği alınmıştır. Makalenin bilimsel içeriği ve doğruluğuna ilişkin sorumluluk yazarlara aittir.

Kaynaklar

1. Radanliev P. Artificial intelligence: reflecting on the past and looking towards the next paradigm shift. J Exp Theor Artif Intell. 2025;37:1045-1062.
2. Xu Y, Liu X, Cao X, et al. Artificial intelligence: a powerful paradigm for scientific research. Innovation (Camb). 2021;2:100179.
3. Okey-Kalu OJ. Ethical ways of using artificial intelligence in academic writing and research. Shodh Sari. 2025;4:72-77.
4. Vaswani A, Shazeer N, Parmar N, et al. Attention is all you need. Adv Neural Inf Process Syst. 2017;30:5998-6008.
5. Brown TB, Mann B, Ryder N, et al. Language models are few-shot learners. Adv Neural Inf Process Syst. 2020;33:1877-1901.
6. Vaishya R, Misra A, Vaish A. Scientific writing in the age of artificial intelligence: trust on trial? Postgrad Med J. 2026;102:1068-1077.
7. Clark TA. Ethical use of artificial intelligence (AI) in scholarly writing. J Pediatr Surg Nurs. 2025;14:85-91.
8. Celik SU. Integrating artificial intelligence into scientific writing: a narrative review for clinical and surgical researchers. Am J Surg. 2025;250:116657.
9. Schryen G, Marrone M, Yang J. Exploring the scope of generative AI in literature review development. Electron Mark. 2025;35:13.
10. Alowais SA, Alghamdi SS, Alsuhebany N, et al. Revolutionizing healthcare: the role of artificial intelligence in clinical practice. BMC Med Educ. 2023;23:689.
11. Eysenbach G. The role of ChatGPT, generative language models, and artificial ıntelligence in medical education: a conversation with ChatGPT and a call for papers. JMIR Med Educ. 2023;9:e46885.
12. Salvagno M, Taccone FS, Gerli AG. Can artificial intelligence help for scientific writing? Crit Care. 2023;27:75. Erratum in: Crit Care. 2023;27:99.
13. Meskó B. The impact of multimodal large language models on health care's future. J Med Internet Res. 2023;25:e52865.
14. Huang Y, Wu R, He J, Xiang Y. Evaluating ChatGPT-4.0's data analytic proficiency in epidemiological studies: a comparative analysis with SAS, SPSS, and R. J Glob Health. 2024;14:04070.
15. Sebo P, Wang T. Evaluating the performance of ChatGPT-5, Claude, and DeepSeek for statistical analysis in medicine. Intern Emerg Med. 2026;21:1227-1237.
16. Chen N, Zhang Y, Xu J, Ren K, Yang Y. VisEval: a benchmark for data visualization in the era of large language models. IEEE Trans Vis Comput Graph. 2025;31:1301-1311.
17. Wang X, Liang C, Zheng S, et al. Visualization generation with large language models: an evaluation. arXiv. 2024.
18. Jeyaraman M, Ramasubramanian S, Balaji S, Jeyaraman N, Nallakumarasamy A, Sharma S. ChatGPT in action: harnessing artificial intelligence potential and addressing ethical challenges in medicine, education, and scientific research. World J Methodol. 2023;13:170-178.
19. Wang Z, Danek B, Yang Z, Chen Z, Sun J. Making large language models reliable data science programming copilots for biomedical research. Nat Biomed Eng. 2026;10:1732-1746.
20. Lim JS. Introduction to generative artificial intelligence tools for academic article writing. Sci. Ed. 2026;13:58-62.
21. Singh S, Kumar R, Maharshi V, et al. Harnessing artificial intelligence for advancing medical manuscript composition: applications and ethical considerations. Cureus. 2024;16:e71744.
22. Thaichana P, Oo MZ, Thorup GL, Chansakaow C, Arworn S, Rerkasem K. Integrating artificial intelligence in medical writing: balancing technological innovation and human expertise, with practical applications in lower extremity wounds care. Int J Low Extrem Wounds. 2026;25:407-413.
23. Pratiwi H, Suherman, Hasruddin, Ridha M. Between shortcut and ethics: navigating the use of artificial intelligence in academic writing among Indonesian doctoral students. Eur J Educ. 2025;60:e70083.
24. Sungur MO, Seyhan TÖ. Writing references and using citation management software. Turk J Urol. 2013;39(Suppl 1):25-32.
25. Zhang Y. Comparison of select reference management tools. Med Ref Serv Q. 2012;31:45-60.
26. Gilmour R, Cobus-Kuo L. Reference management software: a comparative analysis of four products. Issues Sci Technol Librariansh. 2011.
27. Jin JG, Lee SG, Park JH, et al. Comparison of reference management software with new artificial intelligence-based tools. J Educ Eval Health Prof. 2026;23:2.
28. Baltezarević R, Stošić L, Mikhailova OB. AI-assisted academic writing: Balancing linguistic enhancement with legal and ethical oversight. Russian Journal of Linguistics. 2026;30:105-123.
29. Dinçer S. The use and ethical implications of artificial intelligence in scientific research and academic writing. EduRE. 2024;1:139-144.
30. Amano T, Ramírez-Castañeda V, Berdejo-Espinola V, et al. The manifold costs of being a non-native English speaker in science. PLoS Biol. 2023;21:e3002184.
31. Politzer-Ahles S, Girolamo T, Ghali S. Preliminary evidence of linguistic bias in academic reviewing. J Engl Acad Purp. 2020;47:100895.
32. Joo H, Radnaabaatar M, Jung J. Large language models and the future of peer-reviewed medical publishing: challenges, editorial responses, and a framework for responsible integration. J Korean Med Sci. 2026;41:e306.
33. Qoyyimah U, Bargallie D. Scientific knowledge structures: problematising AI-powered translation tools in EFL academic writing. LLT J Lang Lang Teach. 2025;28:634-651.
34. Luo X, Chen F, Zhu D, et al. Potential roles of large language models in the production of systematic reviews and meta-analyses. J Med Internet Res. 2024;26:e56780.

35. Yadav S. Enhancing research ıntegrity and publication ethics: an analysis of the latest International Committee of Medical Journal Editors Recommendations. Cureus. 2024;16:e56193.
36. Alfonso F, Crea F. New recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors: use of artificial intelligence. Eur Heart J. 2023;44:2888-2890.
37. International Committee of Medical Journal Editors. 의학학술지에 게재되는 학술 저작물의 생산, 보고, 편집 및 출판에 대한 권고안(2024년 1월 개정): 국제의학학술지편집인위원회 [Recommendations for the conduct, reporting, editing and publication of scholarly work in medical journals (revised in January 2024): a Korean translation]. Ewha Med J. 2024;47:e48. Korean.
38. National Institutes of Health (NIH). The use of generative artificial intelligence technologies is prohibited for the NIH peer review process [Internet]. Bethesda (MD): NIH; 2023. Notice No.: NOT-OD-23-149. Available from: https://grants.nih.gov/grants/guide/notice-files/NOT-OD-23-149.html
39. Flanagin A, Kendall-Taylor J, Bibbins-Domingo K. Guidance for authors, peer reviewers, and editors on use of AI, language models, and chatbots. JAMA. 2023;330:702-703.
40. Tripathi S, Alkhulaifat D, Lyo S, Sukumaran R, Li B, Acharya V, McBeth R, Cook TS. A Hitchhiker's guide to good prompting practices for large language models in radiology. J Am Coll Radiol. 2025;22:841-847.
41. Murton M, Boulton E, Cross S, et al. Harnessing large-language models for efficient data extraction in systematic reviews: the role of prompt engineering. Cochrane Evid Synth Methods. 2025;3:e70058.
42. Committee on Publication Ethics (COPE). Authorship and AI tools: COPE position statement [Internet]. 2023. Available from: https://publicationethics.org/guidance/cope-position/authorship-and-ai-tools
43. Walters WH, Wilder EI. Fabrication and errors in the bibliographic citations generated by ChatGPT. Sci Rep. 2023;13:14045.
44. Bhattacharyya M, Miller VM, Bhattacharyya D, Miller LE. High Rates of fabricated and inaccurate references in ChatGPT-generated medical content. Cureus. 2023;15:e39238.
45. Seifert R, Hartman E, Wang K, Yildiz D. Authors must follow the editorial guidelines on the use of large language models in review papers. Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmacol. 2025;398:7655-7656.
46. Zielinski C, Winker MA, Aggarwal R, et al.; WAME Board. Chatbots, generative AI, and scholarly manuscripts: WAME recommendations on chatbots and generative artificial intelligence in relation to scholarly publications. Curr Med Res Opin. 2024;40:11-13.
47. Harrer S. Attention is not all you need: the complicated case of ethically using large language models in healthcare and medicine. EBioMedicine. 2023;90:104512.
48. Lund BD, Wang T, Mannuru NR, Nie B, Shimray S, Wang Z. ChatGPT and a new academic reality: artificial intelligence-written research papers and the ethics of the large language models in scholarly publishing. J Assoc Inf Sci Technol. 2023;74:570-581.

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.74946
Nucl Med Semin 2026;12:247-254

Sağlık Politikaları ve Yapay Zeka

Health Policies and Artificial Intelligence

Murat Fani Bozkurt[1], Mehmet Nadir Erhan[2], Lütfiye Özlem Atay[3]

[1]Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
[2]Ekeanalitik Analitik Zihinler Limited Şirketi, AIPA Yapay Zeka Politikaları Derneği Sağlık Komisyonu Başkanı, Ankara, Türkiye
[3]Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

Öz

Yapay zeka, modern sağlık sistemlerinin sunumunda, tanı ve tedavi süreçlerinde ve sağlık politikalarının operasyonel olarak hayata geçirilmesinde köklü bir dönüşüm yaratmaktadır. Bu anlatısal derleme makalesi, yapay zeka teknolojilerinin sağlık politikası oluşturma ve uygulama süreçlerindeki dönüştürücü rolünü, beraberinde getirdiği kurumsal, yasal ve operasyonel riskleri ve bu teknolojilerin sürdürülebilir biçimde ölçeklenmesi için gerekli olan politika çerçevelerini incelemektedir. Amaca yönelik olarak, teknolojik evrim süreci kapsamında tıp alanındaki başlıca yapay zeka uygulamaları ve küresel ölçekteki sağlık politikası çerçeveleri değerlendirilmiştir. Makalenin temel odak noktası, yapay zekanın sadece klinik bir araç değil, aynı zamanda "sağlık politikası uygulama boşluğunu" kapatmak için stratejik bir bileşen olarak nasıl konumlandırıldığıdır. Bu bağlamda, yapay zeka alanında Amerika Birleşik Devletleri, Avrupa Birliği, Birleşik Krallık, Çin ve Singapur'un yapay zeka stratejileri ile Türkiye'nin sağlık alanında yapay zeka çözümleri ve çok yakın tarihte tebliğ edilen "2026-2030 Yapay Zeka Eylem Planı"nın sağlık alanına özel kapsamı hakkında genel bilgilendirme yapılmıştır. Sonuç olarak, yapay zekanın sağlık politikalarındaki başarısının teknolojik yetkinlikten çok; sağlam düzenleyici altyapılara, kanıta dayalı değerlendirme mekanizmalarına ve multidisipliner bir yönetişim anlayışına bağlı olduğu ve sağlık politikaları optimizasyonunun ancak insan merkezli, şeffaf ve hasta odaklı dinamik bir politika anlayışı ile mümkün olabileceği vurgulanmaktadır.
Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, sağlık politikası, tıp

Abstract

Artificial intelligence is creating a fundamental transformation in the delivery of modern healthcare systems, in diagnostic and therapeutic processes, and the operational implementation of health policies. This narrative review examines the transformative role of artificial intelligence technologies in the formulation and implementation of health policy along with the institutional, legal, and operational risks they bring, and the policy frameworks required for these technologies to scale sustainably. For this objective, the main artificial intelligence applications in medicine and related global health policy frameworks were evaluated within the context of technological evolution. The article's central focus is how artificial intelligence is positioned not merely as a clinical tool but also as a strategic component for closing the "health policy implementation gap." In this context, a general overview is provided from the artificial intelligence strategies of the United States, the European Union, the United Kingdom, China, and Singapore, as well as of Türkiye's artificial intelligence solutions in the health sector and the health-specific scope of the "2026-2030 Artificial Intelligence Action Plan," which was officially declared. In conclusion, the article emphasizes that the success of artificial intelligence in health policy depends more on robust regulatory infrastructures, evidence-based evaluation mechanisms, and a multidisciplinary governance approach rather than technological competence, and that the optimization of health policies can only be achieved through a human-centered, transparent, and patient-focused dynamic policy approach.
Keywords: Artificial intelligence, health policy, medicine

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Prof. Dr. Murat Fani Bozkurt, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye
E-posta: muratfani.bozkurt@hacettepe.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0003-2016-2624
Geliş Tarihi/Received: 02.10.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026
Cite this article as/Atıf: Bozkurt MF, Erhan MN, Atay LÖ. Health policies and artificial intelligence. Nucl Med Semin. 2026;12:247-254

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.
Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş

Yapay zeka (YZ); bilişim teknolojilerindeki devasa ilerlemeler, işlemci kapasitelerinin artışı ve büyük veri analitiğinin olgunlaşması ile sağlık hizmetlerinde yeni bir dönemi başlatmış olup; makine öğrenmesi, derin öğrenme ve doğal dil işleme yetenekleriyle tıp ve sağlık yönetimi alanlarında yapısal bir dönüşümün öncüsü konumuna gelmiştir. Günümüzde YZ, sağlık politikalarının oluşturulmasında ve uygulanmasında, iş gücü kısıtlılıklarını aşmak, parçalı bilgi sistemlerini birleştirmek ve idari karmaşıklığı yönetmek için temel bir köprü görevi üstlenmektedir. YZ'nin sağlık alanındaki asıl dönüştürücü potansiyeli, klinik alanın ötesinde sağlık politikalarının uygulama biliminde yatmaktadır ve teknolojik dönüşüm, sadece klinik başarılarla değil, aynı zamanda etik, hukuki ve mali düzenlemelerin hızıyla da şekillenmektedir. Geleneksel olarak sağlık politikalarının tasarımı ile sahada uygulanması arasında; verilerin güncel olmaması, idari bürokrasi ve kaynak yetersizliği gibi nedenlerle giderilmesi zor bir boşluk oluşmaktadır. Sağlık politikaları çoğu zaman bu uygulama boşlukları nedeniyle hedeflerine ulaşamamaktadır. Bu anlatısal derleme makalede, YZ alanında ulusal ve uluslararası ölçekte sağlık politikaları konusunda genel bilgilendirme sunmak ve özellikle YZ'nin bu boşluğu nasıl doldurabileceğini irdeleyerek küresel ve yerel politikaların bu yöndeki gelişimini ele almak amaçlanmıştır (1,2,3,4,5,6,7,8).

Teknolojik Evrim ve Klinik Uygulama Alanları

Son on yılda YZ, nükleer tıp alanını da içeren tıbbi görüntüleme teknolojilerinden karmaşık klinik karar destek sistemlerine kadar geniş bir yelpazede evrim göstermiştir. Nükleer tıp özelinde, pozitron emisyon tomografi ve tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi görüntülemelerinde YZ destekli yazılımlar sayesinde daha düşük radyasyon dozlarıyla daha nitelikli sonuçlar elde edilmesi, hasta güvenliğini doğrudan artıran bir politika başarısıdır (1,7).

Ayrıca, radyofarmasi iş akışlarında kalite kontrol, envanter yönetimi ve radyokimyasal sentez süreçlerinin optimizasyonu, sağlık hizmetlerinin operasyonel verimliliğini artıran unsurlar olarak öne çıkmaktadır. Kişiselleştirilmiş tıp ve teranostik alanındaki gelişmeler ise YZ destekli dozimetri sayesinde tedavi planlamasını daha hassas hale getirmiştir (7).

Radyolojik görüntüleme alanında da YZ uygulamaları hatırı sayılır derecede kabul görmüştür. Küresel ölçekte mamografi ve akciğer grafileri veya bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden YZ algoritmaları ile kanser şüpheli lezyonların otomatik tespiti en yaygın kullanım alanı bulan uygulamalardan sayılabilir (9).

Kardiyovasküler hastalık tanı ve izlem süreçleri de YZ algoritmalarının en fazla çalışıldığı klinik alanlardan biri durumundadır (6).

Dünyada YZ ile İlgili Sağlık Politikaları

Dünya genelindeki YZ düzenleyici çerçeveleri, teknolojinin hızına yetişmeye çalışan ve ülkeler arasında farklılık gösteren dinamik bir yapı sergilemektedir. Bu çerçeveler etik ilkelerden yasal zorunluluklara ve teknik değerlendirme standartlarına kadar geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır.

- **Amerika Birleşik Devletleri (ABD):** ABD'de düzenlemeler daha çok sektörel denetim kurumları üzerinden yürütülmektedir. Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), YZ'yi "Tıbbi Cihaz Olarak Yazılım" (SaMD) kapsamında değerlendirir. FDA, Uluslararası Tıbbi Cihaz Düzenleyicileri Forumu tarafından önerilen ve hastanın kırılganlığı ile yazılımın karar verme sürecindeki rolüne dayanan risk kategorilerini benimsemiştir. ABD'de "21. Yüzyıl Tedavi Yasası" çıkartılmış olup; bazı idari ve klinik destek araçlarını FDA denetimi dışında bırakan bu yasadan kaynaklanan boşlukları doldurmak için yerel doğrulama ve risk kontrol komitelerinin oluşturulması önerilmektedir. Geri ödeme ve kayıt sistemleri de YZ ile uyumlu hale getirilmeye çalışılmaktadır (1,10,11).
- **Avrupa Birliği:** Avrupa Birliği YZ Yasası (Tüzük 2024/1689), YZ uygulamalarını kabul edilemez, yüksek, sınırlı ve asgari olmak üzere dört risk düzeyine ayırarak yüksek riskli sistemlerin piyasaya arzını sıkı uygunluk değerlendirmesi ve kalite güvence mekanizmalarına bağlamıştır (12). Sağlık alanı açısından belirleyici hüküm, Tıbbi Cihaz Tüzüğü (MDR) kapsamında Sınıf IIa ve üzeri olarak sınıflandırılan tıbbi cihaz yazılımlarının Yasa'nın 6(1). maddesi uyarınca otomatik olarak yüksek riskli sayılmasıdır; bu durum üreticiye çifte uygunluk değerlendirmesi yükü getirmektedir. Avrupa Birliği ayrıca, genel amaçlı YZ geliştiricileri için güvenlik ve emniyet odaklı, gönüllülük esaslı bir araç olan "Genel Amaçlı YZ Uygulama Kuralları"nı (*GPAI Code of Practice*) yayımlamıştır (13).
- **Birleşik Krallık:** Brexit sonrasında Birleşik Krallık, Avrupa Birliği'nin yatay ve bağlayıcı tüzük modeli yerine, sektörel düzenleyicilerin mevcut yetkileri üzerinden yürüyen esnek ve "yenilik yanlısı" bir yaklaşım benimsemiştir. Tıbbi cihaz yazılımlarına ilişkin

çerçeve, İlaç ve Sağlık Ürünleri Düzenleme Kurumu'nun yayımladığı rehberler aracılığıyla şekillendirilmekte; YZ'ye özgü bağlayıcı tek bir mevzuat bulunmamaktadır (14). Bu iki modelin karşılaştırılması, düzenleyici tasarımdaki temel gerilimi görünür kılmaktadır: Avrupa Birliği öngörülebilirliği ve tek tip korumayı önceleyerek uyum yükünü artırmakta, Birleşik Krallık ise esnekliği ve piyasaya erişim hızını önceleyerek belirsizlik maliyetini üstlenmektedir.

• **Çin Halk Cumhuriyeti:** YZ alanına gelişmiş teknoloji ve insan gücü altyapısı ile öncülük eden ülkelerin başında gelen Çin Halk Cumhuriyeti, kapsamlı yatırım planları ve merkezi veri setleri aracılığıyla YZ uygulamalarını sağlık sisteminin stratejik bir bileşeni haline getirmiştir. Çin'in öncülük ettiği Doğu Asya'daki bu ve benzeri politik modeller, verinin merkezi yönetimi ve geniş ölçekli tarama programları üzerinde yoğunlaşmaktadır (10).

• **Singapur:** Singapur, sağlıkta YZ için ayrı bir yasal rejim kurmak yerine, mevcut tıbbi cihaz mevzuatı ile rehber temelli yönetişimi birlikte kullanan bir model geliştirmiştir. Sağlık Bilimleri Kurumu (HSA), tıbbi cihaz yazılımlarına ilişkin GL-04 düzenleyici rehberini Aralık 2025'te güncelleyerek tanımları uyumlaştırmış, siber güvenlik ve makine öğrenmesi gerekliliklerini netleştirmiş ve yazılım değişiklikleri için bir değişiklik yönetimi programı kapsamında hızlandırılmış bir yol tanımlamıştır (15). Sağlık Bakanlığı ile HSA, 10 Mart 2026'da Sağlıkta YZ Kılavuzu'nun ikinci sürümünü (AIHGle 2.0) yayımlamıştır. AIHGle 2.0'ın ayırt edici yanı, sorumluluğu geliştirici, devreye alan kuruluş ve kullanan sağlık profesyoneli olmak üzere üç ayrı role bölerek tanımlamasıdır; kılavuz tasarımdan hizmetten çıkarmaya kadar yaşam döngüsünün tamamını kapsamakta, üretken YZ ile doğrudan tüketiciye yönelik uygulamaları ayrıca ele almaktadır (16).

• **Güney Kore:** Güney Kore, dijital sağlık ürünleri için ayrı bir yasal kategori kuran ilk ülkelerden biridir. 23 Ocak 2024'te kabul edilen ve hükümlerinin büyük bölümü 24 Ocak 2025'te yürürlüğe giren Dijital Tıbbi Ürünler Kanunu (*Digital Medical Products Act*), dijital tıbbi cihazları, ilaç-dijital birleşik ürünleri ve dijital sağlık destek cihazlarını geleneksel tıbbi cihazlardan ayrı yollarla düzenlemektedir; yetkili otorite Gıda ve İlaç Güvenliği Bakanlığı'dır. Böylece YZ tabanlı tanı yazılımları, dijital terapötikler ve buluta bağlı ürünler, kendilerine özgü sınıflandırma, siber güvenlik ve yaşam döngüsü gereklilikleriyle ele alınmaktadır (17).

Kore modelinin ikinci ayağı, düzenleyici onay ile geri ödemenin eşgüdümlü yürütülmesidir. Yenilikçi olarak nitelenen cihazlarda klinik değerlendirmenin tamamlanması, geri ödeme inceleme sürecini de başlatmakta; ürünler üç yıllık bir piyasaya arz sonrası gözetim döneminin ardından kalıcı geri ödeme statüsüne bağlanmakta ve beklenenden yüksek etkililik gösterenler daha yüksek geri ödemeye hak kazanabilmektedir. Bu yapı Türkiye bakımından ayrıca dikkate değerdir: düzenleyici onay ile Sağlık Uygulama Tebliği (SUT) süreçlerinin birbirinden bağımsız ilerlemesi, yerli geliştiriciler için en önemli belirsizlik kaynaklarından biridir.

Politika Süreçlerinde Uluslararası Kuruluşların Rolü

YZ'nin sağlık alanındaki kullanımı üzerine küresel düzeyde etik ve yönetişim standartlarını belirlemede uluslararası kuruluşlar da kritik rol oynamaktadır. Bu kuruluşlar arasında Dünya Sağlık Örgütü (WHO) ve Ekonomik İşbirliği ve Kalkınma Örgütü (OECD) gelmektedir. OECD ve WHO tarafından, YZ'nin sağlık alanındaki kullanımı için etik ilkeler üzerine kurulu politika ve uygulama rehberleri yayımlanmıştır. Özellikle OECD, güçlü denetim mekanizmalarının ve şeffaf yönetişim çerçevelerinin gerekliliğini vurgulamaktadır. Sonuç olarak, küresel düzenleme eğilimi şeffaflık, hesap verebilirlik, teknik doğrulama ve sürekli izleme prensipleri etrafında şekillenmektedir. Uzmanlar, sorumluluğun büyük kısmını geliştiricilere ve hükümetlere verirken, risklerin kullanıcılar ve halk üzerinde yoğunlaştığı bir "moral hazard" (ahlaki tehlike) durumuna dikkat çekerek daha koordineli uluslararası düzenlemeler talep etmektedir (18,19).

Türkiye'de Sağlık Alanında YZ Politikaları

Türkiye, sağlıkta dijital dönüşüm süreçlerinde YZ uygulamalarını stratejik bir öncelik olarak tanımlamış ve bu alanda önemli kurumsal yapılar oluşturmuştur.

• **Ulusal Politika Çerçevesi:** Türkiye'nin bu alandaki politika zemini, 2021-2025 dönemini kapsayan Ulusal Yapay Zeka Stratejisi'nin ardından, 2026-2030 Türkiye Yapay Zeka Eylem Planı ile yeniden tanımlanmıştır. 13 Haziran 2026'da Türkiye Yapay Zeka Zirvesi'nde kamuoyuyla paylaşılan plan, 18 Ağustos 2026 tarihli ve 2026/9 sayılı Cumhurbaşkanlığı Genelgesi ile Resmî Gazete'de yayımlanarak yürürlüğe girmiş; tüm kamu kurum ve kuruluşlarına plan kapsamındaki görevlerini yerine getirme yükümlülüğü getirilmiştir. Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı koordinasyonunda hazırlanan Plan, "fark et, istifade et, üret ve yönet" başlıkları altında

yapılandırılmakta ve temel yaklaşımını insan odaklılık, güvenilirlik, etik sorumluluk, dijital egemenlik ve sürdürülebilir kalkınma ilkeleri üzerine kurmaktadır. Eylemlerin takibi ve koordinasyonunda Ulusal Yapay Zeka Kurulu'na merkezi bir rol öngörülmektedir. Plan, sağlığı hem sektörel temel model geliştirilecek öncelikli alanlardan biri olarak hem de kamu veri setlerinin erişime açılacağı alanlar arasında tanımlamaktadır; Ulusal Veri Kütüphanesi üzerinden en az 2000 kamu veri setinin kullanıma sunulması hedeflenmektedir. Sağlık politikası bakımından planın en dikkate değer aracı ise düzenleyici deney alanlarıdır (*regulatory sandbox*): en az beş öncelikli sektörde, yenilikçi çözümlerin denetimli koşullarda test edilmesine imkan tanıyan bu mekanizmanın sağlıkta uygulanması, klinik yazılımların gerçek ortamda değerlendirilmesi için bugün mevcut olmayan bir yol açabilir. İnsan kaynağı tarafında ise iki yılda beş milyon kişiye YZ eğitimi verilmesi, on bin ileri düzey uzman ve yüz bin uygulama profesyoneli yetiştirilmesi hedeflenmektedir; bu hedeflerin sağlık çalışanları bakımından nasıl somutlaşacağı henüz açıklığa kavuşmamıştır (20).

Kurumsal Yapılanma: Sağlık Bakanlığı bünyesinde "Yapay Zeka ve Giyilebilir Teknolojiler Birimi" kurulmuş, Türkiye Sağlık Enstitüleri Başkanlığı çatısı altında "Türkiye Yapay Zeka Veri Araştırmaları ve Uygulamaları Enstitüsü" faaliyete geçirilmiştir. Bu kurumlar, ulusal projelerin koordinasyonunu sağlamakta ve gereksiz tetkiklerin azaltılması, maliyet tasarrufu gibi hedeflere yönelik araştırmaları desteklemektedir (21).

• **"Neyim Var" Uygulaması:** Eylül 2021'de kullanıma sunulan bu sistem, hastaların şikayetlerini 3 boyutlu bir model üzerinde işaretlemesine ve sağlık geçmişi verileriyle doğru polikliniğe yönlendirilmesine olanak tanımaktadır (22).

• **Kamu-Özel İşbirliği Modelleri ve Teleradyoloji:** Kamu-özel iş birliği (KÖİ) modelleriyle işletilmek üzere kurulan şehir hastanelerinde, teleradyoloji sistemlerine entegre edilen YZ destekli tanı sistemleri aktif olarak kullanılmaktadır. Özellikle yardım masası süreçlerinde kullanılan Etkileşimli Sesli Yanıt sistemleri, sağlık personeline destek sağlamak ve hizmet kalitesini en üst düzeye çıkarmak için YZ altyapısıyla güçlendirilmektedir. Pandemi döneminde BT görüntülerinin YZ ile analizi, koronavirüs hastalığı-2019 pnömonisi başta olmak üzere ciddi komplikasyonların tanısında hızı ve doğruluğu artırmıştır. Ayrıca, mamografi görüntülerinde lezyon tespiti yapan "Mamografi CAD" gibi uygulamalar tarama programlarına katkı sağlamaktadır. Teleradyoloji hizmetlerinin KÖİ destekli sağlık kurumları dışındaki hastanelerde de kullanımı teşvik edilmekte ve yaygınlaşmaktadır (10).

• **Akılcı Tedarik Yönetimi:** Aşı, ilaç, tıbbi cihaz ve tıbbi sarf malzemelerinin yönetiminde verimliliği artırmak için YZ tabanlı uygulamalardan yararlanılması planlanmaktadır (10).

• **Düzenleyici Yetki ve SaMD:** Sağlık alanındaki YZ uygulamalarının Türkiye'de klinik kullanıma girmesinin fiili yolu, kurumsal koordinasyon yapılarından değil, tıbbi cihaz mevzuatından geçmektedir. Avrupa Birliği'nin 2017/745 sayılı MDR ve 2017/746 sayılı İn Vitro Tanı Amaçlı Tıbbi Cihaz Tüzüğü ile paralel olarak hazırlanan ve 2 Haziran 2021 tarihli Resmî Gazete'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Yönetmeliği ile İn Vitro Tanı Amaçlı Tıbbi Cihaz Yönetmeliği yürürlüktedir; yetkili otorite Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'dur (TİTCK) ve ürünler Ürün Takip Sistemi'ne (ÜTS) kaydedilmektedir. Bir yazılımın tıbbi cihaz sayılıp sayılmayacağı, MDR'nin yazılım kalifikasyon ve sınıflandırma ölçütlerine göre belirlenmekte; tanı veya tedavi amacıyla veri işleyen ve çıktı üreten yazılımlar cihaz kapsamına girmektedir (23,24).

Bu çerçevenin YZ bakımından iki açık sorunu bulunmaktadır. Birincisi, klinik karar destek yazılımlarının sınıflandırılmasındaki belirsizliktir: hekimin nihai kararını değiştirmeksizin yalnızca bilgi sunan araçlar ile karara doğrudan katılan sistemler arasındaki sınır, uygulamada net biçimde çizilebilmiş değildir ve sektörde önemli bir gri alan oluşturmaktadır. İkincisi, mevcut uygunluk değerlendirmesi mimarisinin, zaman içinde davranışı değişen sistemler için tasarlanmamış olmasıdır. Bir algoritmanın performansının veri kayması nedeniyle bozulması veya üreticinin yazılım güncellemesiyle model davranışının değişmesi, klasik "sabit cihaz" paradigmasının öngörmediği durumlardır. ABD'de geliştirilen ve algoritmanın önceden onaylanmış sınırlar içinde değişmesine izin veren önceden belirlenmiş değişiklik kontrol planı (*predetermined change control plan*) yaklaşımı bu soruna yönelik ilk düzenleyici yanıtlardan biridir (25). Türkiye'de TİTCK tarafından yayınlanmış bir kılavuz henüz bulunmamaktadır.

Dijital Terapötikler: YZ'nin sağlık politikası bakımından en zorlayıcı ürün kategorisi, tanı desteği sunan yazılımlar değil, kendisi bir tedavi müdahalesi olan dijital terapötiklerdir. Klinik kanıta dayalı olarak belirli

bir endikasyonda tedavi amacıyla kullanılan bu ürünler, düzenleyici bakımdan ilaç ile tıbbi cihaz arasında bir konumda bulunmakta; ilaç gibi endikasyon, doz ve klinik etkililik kavramlarıyla tanımlanırken, yazılım yaşam döngüsü ve siber güvenlik gereklilikleriyle cihaz gibi yönetilmektedir (26). Türkiye'de bu ürünler mevzuatta ayrı bir kategori olarak tanımlanmamış olup, yalnızca tıbbi cihaz sınıflandırması üzerinden değerlendirilmektedir.

Bu boşluğun pratik sonucu geri ödeme alanında görülmektedir. SUT, esas olarak hekim tarafından gerçekleştirilen işlemler ve kullanılan tıbbi malzemeler üzerine kurulu bir ödeme mimarisine sahiptir; süreklilik gösteren, hastanın kendi kullanımına dayalı ve etkisi zaman içinde ölçülen bir yazılım müdahalesinin bu yapı içinde nasıl kodlanacağı tanımlı değildir. Türkiye bakımından bu, yalnızca teknik bir kodlama sorunu değildir: geri ödeme yolu tanımlanmadığı sürece yerli dijital terapötik geliştiricilerinin klinik kanıt üretmek için gerekli yatırımı yapması ekonomik olarak savunulabilir olmayacaktır.

• **Düzenleyici Kurumun Kendi Dönüşümü:** Sağlıkta YZ tartışması genellikle sağlayıcıların ve kliniklerin dönüşümü üzerinden yürütülmekte, düzenleyici kurumun kendi kapasitesi çoğunlukla veri olarak varsayılmaktadır. Oysa bir otoritenin, YZ içeren ürünleri değerlendirebilmesi için kendi süreçlerinde karşılık gelen bir yetkinliğe sahip olması gerekmektedir. Değerlendirici kadronun makine öğrenmesi doğrulama yöntemlerini okuyabilmesi, başvuru dosyalarındaki model kartlarını ve performans iddialarını sınayabilmesi, piyasaya arz sonrası gözetimde performans kaymasını izleyebilmesi, kurumun kendi teknik altyapısına bağlıdır. Bu ihtiyaç uluslararası düzeyde de kabul görmüştür. FDA, kendi değerlendirme süreçlerinde büyük dil modeli tabanlı araçları devreye alarak düzenleyici işin kendisini dönüştürme yönünde adım atmıştır (27). Türkiye bakımından benzer bir kurumsal dönüşüm gündemi, en az üç başlıkta somutlaşmaktadır: (i) başvuru değerlendirme ve teknik dosya incelemesinde YZ destekli ön eleme, (ii) piyasaya arz sonrası gözetim ve advers olay bildirimlerinde örüntü tespiti, (iii) düzenleyici kadronun YZ okuryazarlığının yapılandırılmış bir program haline getirilmesi. Bu üçünün ortak koşulu, kurumun kendi veri varlıklarının—ÜTS, Elektronik Başvuru Sistemi ve advers olay kayıtlarının—analiz edilebilir bütünlükte olmasıdır. Düzenleyici kapasitenin bir ön koşul olarak ele alınması, yazının önceki bölümlerinde tartışılan uygulama boşluğu kavramının Türkiye'ye özgü görünümünü de açıklamaktadır. Sağlıkta YZ'nin yaygınlaşmasının önündeki engel, çoğu durumda algoritmaların teknik yetersizliği değil, bu algoritmaları değerlendirecek, sınıflandıracak, geri ödemeye bağlayacak ve zaman içinde izleyecek düzenleyici mimarinin henüz kurulmamış olmasıdır. Bu çerçevede 2026-2030 Eylem Planı'nın öngördüğü düzenleyici deney alanları, sağlık sektöründe öncelikli olarak uygulanabilecek araçlar arasında değerlendirilmeyi hak etmektedir.

Sağlık Politikası Uygulamasında YZ Çerçevesi

YZ'nin sağlık politikalarındaki rolü ve optimum sağlık politikası üretimindeki kullanımının, beş temel uygulama alanı üzerinden ele alınması önerilebilir:

1. Süreç Yürütme: Uygunluk tarama araçlarının otomatikleştirilmesi ve belgelerin büyük dil modelleri tabanlı asistanlar tarafından incelenmesi bu temel alana girmektedir. McGinty ve ark. (1), YZ araçlarının kamu ve özel sağlık programlarının yönetiminde karmaşık idari süreçleri yürütebileceği önermesini öne sürmektedir. Bu sayede, bürokratik gecikmeler en aza indirilerek operasyonel verimlilik sağlanabilir.

2. Hedefleme: Politika değişikliklerinden olumsuz etkilenme riski olan veya sağlık sigortası kapsamı dışına düşme ihtimali yüksek bireylerin tahminsel modellerle belirlenmesi çalışmaları bu temel alan üzerinde gerçekleştirilmektedir. Politika hedeflemesi, belirli bir sağlık politikasından yararlanacak, politikaya tabi olacak veya muaf tutulacak kişilerin hatasız biçimde belirlenmesidir. YZ destekli tahmine dayalı analitik modeller, hangi bireylerin bu şartlara tabi olduğunu veya hangi dezavantajlı grupların yasal olarak bu şartlardan muaf tutulması gerektiğini doğru analiz ederek, politikanın başarısızlığı durumunda mağdur olabilecek yüksek riskli popülasyonları erkenden tespit edebilmektedir (1,2).

3. İletişim: Bireylerin diline, okuma seviyesine ve tercihlerine uygun, kişiselleştirilmiş bilgilendirme mesajlarının üretilmesi politik iletişim temel uygulama alanına giren çalışmalara örnek olarak verilebilir (1).

4. İzleme: YZ, uygulama verilerini gerçek zamanlı bir şekilde toplayıp özetleyerek dinamik bir izleme altyapısı sunma olanağı sunmaktadır (1).

5. Uyumlama: İzleme basamağından elde edilen geri bildirimler ve yeni veriler doğrultusunda uygulama stratejilerinin hızla güncellenerek verimli çıktılar alınmasını sağlamak üzere gerçekleştirilecek uyumlama çalışmalarını kapsamaktadır (1).

YZ Alanında Uygun Sağlık Politikaları Üretimi için Öneriler

YZ, sağlık sistemi için önemli bir potansiyele sahip olmakla beraber, parçalanmış veri altyapıları, birbiriyle uyumsuz politika ve uygulamalar ile ölçeklenebilirliğin önündeki yapısal ve yönetişim engelleri sağlık alanında YZ'nin yaygın, etkin ve güvenilir şekilde kullanımını olumsuz şekilde etkileyebilmektedir. OECD Mart 2026 verilerine göre YZ, OECD üye ülkelerinin tamamında (%100) idari alanda kullanılıyor olsa da, tıbbi görüntüleme uygulamalarında yalnızca %10 oranında kullanımının örnek olarak verildiği bir ölçeklenme sınırlaması göstermektedir. Günümüzde, sağlık alanında YZ kullanımıyla ilişkili belli riskler bulunmaktadır; bunlar arasında verilerin çarpıtılması, gizlilik ve güvenlik riskleri, yetersiz şeffaflık ve YZ kullanımının artışı ile işten çıkarılma ve personelsiz çalışmaya geçiş potansiyel riskleri sayılabilir. YZ kullanımında temkinli davranma ilkesel olarak önerilse de, potansiyel risklere karşı harekete geçmemenin de kendine has bir riski vardır. YZ alanında sağlık politikaları üretimi için OECD tarafından 4 ana başlıkta öneriler sunmaktadır (3):

1. Kolaylaştırıcıların Tesisi: Bu öneri başlığı altında verilerin daha iyi kullanımı, YZ ölçeklemesini mümkün kılacak rehberlik ve kapasite geliştirme yer alır. YZ'nin sağlık alanında etkin şekilde kullanımı için veri olması şarttır. Ancak bu verilerin FAIR kısaltması ile nitelendirilen bulunabilir (*findable*), erişilebilir (*accesible*), birlikte çalışılabilir (*interoperable*) ve yeniden kullanılabilir (*reusable*) olması özelliklerinin yanı sıra alındığı popülasyonu birincil ve analitik kullanımda temsil edebilir özellikte olması gerekir. Verilerin daha iyi kullanımının düzenlenmesi için ülke düzeyinde yönetilen sağlık veri otoritelerinin veya buna eşdeğer yönetişim yapılarının kurulması örnek olarak verilebilir. YZ'nin pilot uygulamadan yaygın kullanıma geçişinde YZ geliştiricisi olan sektör ve hükümetlerle, sağlık çalışanları, kamunun yer aldığı uygulayıcıları desteklemek için özel olarak hazırlanmış politika rehberliğine ihtiyaç vardır. YZ çözümlerinin ulusal ve uluslararası düzeyde uygulanması ve ölçeklendirilmesi için güvenli, birlikte çalışabilir ve uyarlanabilir bir teknik altyapı ve iş gücü şarttır.

2. Koruyucuların Uygulanması: Bu ana başlığın bileşenleri arasında ortak hedefler üzerinde uzlaşma ile gözetim, ölçüm ve izleme bulunmaktadır. Sağlıkta YZ'nin geliştirilme ve uygulanma akışının düzenlenmesini sağlayan ortak koruma mekanizmalarının, stratejilerin ve kolektif faaliyetlerin geliştirilmesini desteklemek üzere yedi OECD ülkesi tarafından stratejiler geliştirilmiş olup, birkaçı da halihazırda geliştirilme aşamasındadır.

3. Kamu/Sağlık Hizmeti Sağlayıcı/Sektörle Anlamlı Etkileşim: Sağlık alanında YZ'ye olan güveni artırmak, kamuyu sürece dahil etmek ve aktif katılımı artırmak kamu meclislerinin oluşturulması önerilmektedir. Sağlık alanındaki hizmet sağlayıcıların müfredatlarında YZ eğitiminin zorunlu kılınması etkin YZ kullanımı için önemlidir. Sektörle iş birliği ve etkileşim, YZ çözümlerinde bilgi birikimini, ortak anlayışı ve uyumu desteklemektedir.

4. Güvenilirlik: YZ'nin güvenilir kullanımı sağlık ekosistemine dahil edilen her YZ çözümünün merkezinde insanların ve sağlığın geliştirilmesinin yer almasını sağlamak, bunu yaparken de zarar vermemek ilkesine dayanır. Yeniliği güvenlikle, ekonomik fırsatları da kamu güveni oluşturmakla dengelemek için tutarlı ve sınır ötesi uyumlu politikalar oluşturulması gerekmektedir.

Sonuç ve Öneriler

YZ sağlık hizmetlerinin kalitesini, hızını ve verimliliğini artırmak için eşsiz bir fırsat sunmaktadır; ancak bu potansiyelin gerçekleşmesi teknolojinin kendisinden çok, onu çerçeveleyen politikalara bağlıdır. Güvenli ve sürdürülebilir bir entegrasyon için aşağıdaki stratejik adımların atılması önerilmektedir:

1. Hukuki ve Etik Altyapı: Türkiye gibi gelişmekte olan ülkeler, uluslararası standartlarla uyumlu ancak yerel veri yapılarına duyarlı özgün düzenlemeler oluşturmalıdır.

2. Eğitim ve Yetkinlik: Sağlık çalışanlarının dijital okuryazarlığı artırılmalı ve YZ araçlarını bir "karar ortağı" olarak kullanabilecek yetkinliğe getirilmelidir.

3. Kanıta Dayalı Değerlendirme ve Kontrollü Pilot Uygulamalar: YZ araçları klinik uygulamaya girmeden önce şeffaf ve bağımsız testlerden geçirilmelidir ve kontrollü küçük ölçekli pilot çalışmalar tabi tutulmalıdır.

4. Finansal Teşvikler: YZ'nin getirdiği verimlilik ve kalite artışını teşvik eden yeni ödeme modelleri hayata geçirilmelidir.

5. İnsan Odaklı Tasarım: Algoritmaların eğitimi, saha değerlendirmesi ve yanlılık kontrolleri süreçlerine tıp, hukuk ve halk sağlığı uzmanları aktif olarak dahil edilmelidir. Öngörülen fayda ve risk değerlendirmesi sürecinde insan odaklı bir yaklaşım olmazsa olmazdır.

6. Güven ve Topluluk Temelli Hibrit Modeller: YZ tek başına kamu programlarına yönelik toplumsal güveni inşa edemez. Bu nedenle, dijital asistanlar süreçleri

kolaylaştırırken, dezavantajlı hasta gruplarına yönelik sosyal yardım etkinliklerinde topluluk temelli güvenilir sivil toplum kuruluşları ve insan gücü korunmalı, YZ bu gücün bir ikamesi değil destekçisi olarak konumlandırılmalıdır.

7. Kurumsal Öğrenme İş Birlikleri: Sağlık otoriteleri (örneğin; Sağlık Bakanlıkları, WHO, Ulusal Geri Ödeme Kurumları), YZ entegrasyon deneyimlerinin ve değerlendirme sonuçlarının ülkeler, kurumlar arasında şeffafça paylaşılacağı "öğrenme iş birlikleri" ve ortak veri yönetişim ağları kurmalıdır.

Sonuç olarak, YZ'nin sağlık alanındaki değeri, teknolojik üstünlüğünden çok insan merkezli, şeffaf ve hasta odaklı dinamik bir politika anlayışı ile uygulanmasına bağlı olacaktır.

Teşekkürler

Yapay Zeka Politikaları Derneği (AIPA) Yönetim Kurulu Başkanı Sayın Zafer Küçükşabanoğlu'na şükranlarımızı sunarız.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Kaynaklar

1. McGinty EE, Zhang Y, Wang F, Ayanian JZ, Schpero WL. Closing the health policy implementation gap with artificial intelligence. JAMA Health Forum. 2026;7:e262515.
2. Powis M, Ladak AM, Lakey A, et al. Framework for artificial intelligence implementation research in healthcare: synthesizing current evidence on barriers and facilitators. NPJ Digit Med. 2026;9:543.
3. Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD). Scaling artificial intelligence in health [Internet]. Paris: OECD Publishing; 2026. Available from: https://doi.org/10.1787/a436e12d-en
4. World Health Organization Regional Office for Europe. AI governance in cardiovascular care and public health frameworks. Copenhagen: WHO Regional Office for Europe; 2025.
5. Weill Cornell Medicine. Commentary: AI could help to implement health policy [Internet]. New York: Weill Cornell Medicine; 2026. Available from: https://phs.weill.cornell.edu/news/commentary-ai-could-help-implement-health-policy
6. European Commission, Directorate-General for Health and Food Safety. Communication from the commission to the European Parliament, the Council, the European Economic and Social Committee and the Committee of the Regions on an EU Cardiovascular Health Plan: the safe hearts plan. Strasbourg: European Commission; 2025. COM(2025) 1024 final. Available from: https://health.ec.europa.eu/publications/communication-eu-cardiovascular-health-plan-safe-hearts-plan_en
7. Jha AK, Bradshaw TJ, Buvat I, et al. Nuclear medicine and artificial intelligence: best practices for evaluation (the RELAINCE guidelines). J Nucl Med. 2022;63:1288-1299.
8. Fontaine G, Di Lalla O, Michie S, et al. Tracking the evolving role of artificial intelligence in implementation science: protocol for a living scoping review of applications, evaluation approaches and outcomes. F1000Res. 2026;14:1135.
9. Recht MP, Dewey M, Dreyer K, et al. Integrating artificial intelligence into the clinical practice of radiology: challenges and recommendations. Eur Radiol. 2020;30:3576-3584.
10. Uslu Y, Gencer Göksu M, Ibrayembayeva A. Sağlık hizmetlerinde yapay zekâ kullanımının sağlık politikaları açısından değerlendirilmesi. Sağlık Ekon Polit Derg. 2026;1:1-11.
11. Changaris MC, Niameh FV. Human-centered AI in healthcare teams: integrating clinical oversight, EHR auditability, and reimbursement pathways for responsible adoption. Front Digit Health. 2026;8:1761009.
12. European Parliament, Council of the European Union. Regulation (EU) 2024/1689 of 13 June 2024 laying down harmonised rules on artificial intelligence and amending Regulations (EC) No 300/2008, (EU) No 167/2013, (EU) No 168/2013, (EU) 2018/858, (EU) 2018/1139 and (EU) 2019/2144 and Directives 2014/90/EU, (EU) 2016/797 and (EU) 2020/1828 (Artificial Intelligence Act). Official Journal of the European Union [Internet]. 2024;L2024/1689. Available from: https://eur-lex.europa.eu/legalcontent/EN/TXT/PDF/?uri=OJ:L_202401689
13. European Commission, Directorate-General for Communications Networks, Content and Technology. The general-purpose AI code of practice [Internet]. Brussels: European Commission; 2025. Available from: https://digital-strategy.ec.europa.eu/en/policies/contents-code-gpai
14. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency (MHRA). Impact of AI on the regulation of medical products [Internet]. London: MHRA; 2024. Available from: https://www.gov.uk/government/publications/impact-of-ai-on-the-regulation-of-medical-products
15. Health Sciences Authority (HSA). Guidance documents for medical devices [Internet]. Singapore: Health Sciences Authority; 2026. Available from: https://www.hsa.gov.sg/medical-devices/guidance-documents/
16. Singapore Ministry of Health. Updated MOH Artificial Intelligence in Healthcare Guidelines (AIHGle 2.0) [Internet]. Singapore: Ministry of Health; 2026. Circular No.: MOH MHC 0024/2026. Available from: https://www.hcsa.gov.sg/licensable-healthcare-services/moh-mhc-cir-0024-2026-updated-moh-artificial-intelligence-in-healthcare-guidelines--aihgle-2-0-/moh-mhc-cir-0024-2026-updated-moh-artificial-intelligence-in-healthcare-guidelines--aihgle-2-0-/

17. Ministry of Food and Drug Safety (MFDS). Guidance on the review and approval of artificial intelligence (AI)-based medical devices [Internet]. Cheongju: Ministry of Food and Drug Safety; 2023. Available from: https://www.mfds.go.kr/eng/brd/m_40/view.do?seq=72627
18. Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD). OECD Due Diligence Guidance for Responsible AI [Internet]. Paris: OECD Publishing; 2026. Available from: https://www.oecd.org/en/publications/2026/02/oecd-due-diligence-guidance-for-responsible-ai_7831bb49.html
19. World Health Organization (WHO). Ethics and governance of artificial intelligence for health: guidance on large multi-modal models. Geneva: World Health Organization; 2024. Available from: https://iris.who.int/server/api/core/bitstreams/e9e62c65-6045-481e-bd04-20e206bc5039/content
20. Türkiye Cumhuriyeti Cumhurbaşkanlığı. Resmî Gazete: 18 Ağustos 2026 tarihli ve 33344 sayılı Resmî Gazete [İnternet]. Ankara: T.C. Cumhurbaşkanlığı; 2026. Erişim linki: https://www.resmigazete.gov.tr/fihrist?tarih=2026-08-18
21. Türkiye Sağlık Enstitüleri Başkanlığı (TÜSEB). Türkiye Sağlık Veri Araştırmaları ve Yapay Zekâ Uygulamaları Enstitüsü (TÜYZE) [Internet]. İstanbul: TÜSEB; 2026. Erişim linki: https://tuyze.tuseb.gov.tr/
22. Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı. Neyim Var Uygulaması [Internet]. Ankara: T.C. Sağlık Bakanlığı. Erişim linki: https://www.turkiye.gov.tr/neyim-var-uygulamasi-6007
23. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu. Tıbbi Cihaz Yönetmeliği. Resmî Gazete [Internet]. 2021;31499 (1. Mükerrer). Erişim linki: https://www.resmigazete.gov.tr/fihrist?tarih=2021-06-02&mukerrer=1
24. Medical Device Coordination Group (MDCG). Guidance on qualification and classification of software in Regulation (EU) 2017/745 - MDR and Regulation (EU) 2017/746 - IVDR [Internet]. 2019. MDCG 2019-11. Available from: https://health.ec.europa.eu/system/files/202009/md_mdcg_2019_11_guidance_en_0.pdf
25. U.S. Food and Drug Administration. Predetermined Change Control Plans for Machine Learning-Enabled Medical Devices: Guiding Principles [Internet]. Silver Spring, MD: U.S. Food and Drug Administration; 2023. https://www.fda.gov/medical-devices/software-medical-device-samd/predetermined-change-control-plans-machine-learning-enabled-medical-devices-guiding-principles
26. Wang C, Lee C, Shin H. Digital therapeutics from bench to bedside. NPJ Digit Med. 2023;6:38.
27. U.S. Food and Drug Administration (FDA). FDA launches agency-wide AI tool to optimize performance for the American people [Internet]. 2025. Available from: https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-launches-agency-wide-ai-tool-optimize-performance-american-people

DERLEME
DOI:10.4274/nts.galenos.2026.84856
Nucl Med Semin 2026;12:255-261

Nükleer Tıpta Yapay Zeka: Etik ve Yasal Sorunlar

Artificial Intelligence in Nuclear Medicine: Ethical and Legal Issues

Müge Öner Tamam[1], Mehmet Can Şahin[1], Muhlis Can Tamam[2]

[1]Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Prof. Dr. Cemil Taşcıoğlu Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, İstanbul, Türkiye
[2]Bryant Üniversitesi, Veri Bilimi ve Biyoloji Lisans Programı, İşletme Yan Dalı, Rhode Island, ABD

Öz

Yapay zeka (YZ), nükleer tıpta görüntü rekonstrüksiyonu, kantifikasyon, otomatik segmentasyon, radyomik, klinik karar desteği ve teranostik dozimetri gibi alanlarda giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bununla birlikte, YZ'nin klinik karar süreçlerine yaklaşması; mahremiyet, aydınlatılmış onam, veri sahipliği ve ikincil kullanım, algoritmik yanlılık, genellenebilirlik, açıklanabilirlik, otomasyon yanlılığı, mesleki sorumluluk ve sağlık hizmetlerinde adalet gibi etik sorunları öne çıkarmaktadır. Bu etik ağırlıklı derlemede YZ'nin nükleer tıptaki başlıca klinik kullanım alanları kısaca özetlenmiş; veri etiği, adalet, şeffaflık, insan gözetimi, klinik doğrulama ve yaşam döngüsü yönetişimi ayrıntılı olarak ele alınmıştır. Türkiye açısından 6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu, Kişisel Verileri Koruma Kurumu rehberleri, Yükseköğretim Kurulunun üretken YZ etik rehberi ve kullanım amacına göre Tıbbi Cihaz Yönetmeliği temel düzenleyici çerçeveyi oluşturmaktadır. Üretken YZ ve büyük dil modelleri eğitim ve araştırmada yarar sağlayabilse de, halüsinasyon, kaynak uydurma, mahremiyet ve akademik dürüstlük riskleri uzman denetimini zorunlu kılar. Güvenilir nükleer tıp YZ'si; temsil edici veri, görev-özgül ve çok merkezli doğrulama, alt grup performansının şeffaf raporlanması, belirsizlik iletişimi, insan gözetimi, veri güvenliği ve sürekli performans izlemi ile tanımlanmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Yapay zeka, nükleer tıp, etik, mahremiyet, yanlılık

Abstract

Artificial intelligence (AI) is increasingly used in nuclear medicine for image reconstruction, quantification, automated segmentation, radiomics, clinical decision support, and theranostic dosimetry. As AI systems move closer to patient management, ethical concerns involving privacy, informed consent, secondary data use, algorithmic bias, generalizability, explainability, automation bias, professional accountability, and health equity become central. This ethics-focused review briefly summarizes major clinical applications of AI in nuclear medicine and discusses data ethics, fairness, transparency, human oversight, clinical validation, and lifecycle governance. In Türkiye, Law No. 6698 on the Protection of Personal Data, guidance from the Personal Data Protection Authority, the Council of Higher Education's ethical guide on generative AI, and, depending on intended purpose, the Medical Device Regulation constitute the principal framework. Generative AI may support education and research, but hallucination, fabricated references, privacy, and academic-integrity risks require expert verification. Trustworthy AI in nuclear medicine should therefore rely on representative data, task-specific and multicenter validation, transparent subgroup performance, uncertainty communication, human oversight, data security, and continuous performance monitoring.

Keywords: Artificial intelligence, nuclear medicine, ethics, privacy, bias

Sorumlu Yazar/Corresponding Author
Prof. Dr. Müge Öner Tamam, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Prof. Dr. Cemil Taşcıoğlu Şehir Hastanesi, Nükleer Tıp Kliniği, İstanbul, Türkiye
E-posta: muge.onertamam@sbu.edu.tr **ORCID ID:** orcid.org/0000-0002-3793-0178

Geliş Tarihi/Received: 29.09.2026 **Kabul Tarihi/Accepted:** 04.11.2026 **Yayınlanma Tarihi/Publication Date:** 26.11.2026

Cite this article as/Atıf: Öner Tamam M, Şahin MC, Tamam MC. Artificial intelligence in nuclear medicine: ethical and legal issues. Nucl Med Semin. 2026;12:255-261

Copyright© 2026 Yazar(lar). Türkiye Nükleer Tıp Derneği adına Galenos Yayınevi tarafından yayımlanmıştır.
Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 (CC BY-NC 4.0) Uluslararası Lisansı ile lisanslanmış, açık erişimli bir makaledir.

Copyright© 2026 The Author(s). Published by Galenos Publishing House on behalf of Turkish Society of Nuclear Medicine.
This is an open access article under the Creative Commons Attribution Non-Commercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) License.

Giriş

Nükleer tıp, fonksiyonel ve moleküler veriyi nicel parametrelerle birleştiren yapısı nedeniyle yapay zeka (YZ) uygulamaları için özellikle elverişlidir. Güvenilir YZ ekosistemine ilişkin *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (SNMMI) Görev Gücü çalışması, tanı, tedavi, dozimetri ve iş akışına uzanan fırsatları tanımlarken güvenilirliğin yalnızca model performansına değil, YZ'nin tüm yaşam döngüsündeki insanlar, süreçler ve yönetişim mekanizmalarına bağlı olduğunu vurgulamaktadır (1). 2015-2025 dönemini inceleyen güncel bir derleme, teknik ilerlemeye rağmen klinik kanıtların önemli bir bölümünün retrospektif, tek merkezli olduğunu ve dış doğrulamanın sınırlı kaldığını göstermektedir (2). Derin öğrenme, görüntü edinimi ve rekonstrüksiyon sürecinden gürültü azaltma, kayıt, segmentasyon, lezyon saptama ve bilgisayar destekli tanıya kadar görüntüleme zincirinin hemen her basamağında kullanılabilmektedir (3). Nükleer tıp bağlamında makine öğrenimi ve derin öğrenmenin temel prensipleri, klinik uygulama açısından ayrıntılı olarak ele alınmıştır (4,5).

Bu derlemenin amacı, nükleer tıpta YZ uygulamalarını etik ve hukuki açıdan değerlendirmek ve özellikle veri mahremiyeti, algoritmik yanlılık, açıklanabilirlik, hesap verebilirlik, insan gözetimi ile Türkiye'deki güncel etik ve düzenleyici çerçeveye ilişkin seçilmiş literatürü incelemektir.

Klinik Uygulamalar: Etik Tartışmanın Klinik Zemini

Etik risklerin ortaya çıktığı bağlamı tanımlamak için, YZ'nin klinik kullanım alanlarını özetlemek önemlidir. Radyomik, görüntülerden yüksek boyutlu nicel özellikler çıkararak tümör heterojenliği, tedavi yanıtı ve prognozla ilişkili örüntüleri analiz eder; ancak görüntüleme protokolü, cihaz ve segmentasyon farklılıkları tekrarlanabilirliği etkileyebilir (6). Kardiyak tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi/bilgisayarlı tomografide (SPECT/BT) ve pozitron emisyon tomografi/BT'de (PET/BT) YZ; perfüzyon analizi, risk katmanlaması ve çok modlu veri entegrasyonu için kullanılmakta; Avrupa Kardiyovasküler Görüntüleme Derneği'nin ve Avrupa Nükleer Tıp Derneği'nin (EANM) ortak pozisyon belgesi klinik uygulama öncesi titiz doğrulamanın gerekliliğine dikkat çekmektedir (7). Geniş nükleer tıp literatürü de onkoloji, nöroloji ve kardiyolojideki klinik potansiyelin yanında genellenebilirlik ve gerçek iş akışına aktarım sorunlarını vurgulamaktadır (8).

Teranostik ve dozimetri uygulamalarında YZ kaynaklı hataların klinik sonuçları daha ciddi olabileceğinden, bu alanlar etik ve hasta güvenliği açısından özel önem taşır; çünkü segmentasyon, farklı zaman noktalarındaki görüntülerin kaydı, zaman-aktivite eğrisi ve absorbe doz hesabındaki hatalar tedavi planlamasına doğrudan yansıyabilir. *Research Consortium for Medical Image Analysis* gibi platformlar otomatik segmentasyon ve PET kantifikasyonu (nicel ölçümü) için araştırma altyapısı sunmuş, çok merkezli standardizasyonun önemini görünür kılmıştır (9). Referans standart, gizli test seti, dış doğrulama ve düzenleyici gereksinimlerin başlangıçtan itibaren planlanması YZ odaklı klinik araştırma tasarımında önerilmektedir (10).

Etik ve Hukuki Boyutlar

Sağlıkta YZ etiği üzerine yakın tarihli sistematik inceleme, adalet, algoritmik önyargı, veri gizliliği ve güvenliği, hesap verebilirlik, açıklanabilirlik ve özerkliği literatürde en sık öne çıkan temalar arasında göstermektedir (11). Bu başlıklar nükleer tıp için özellikle önemlidir, çünkü PET/SPECT görüntüleri hem yüksek boyutlu kişisel sağlık verisi içerir hem de YZ çıktıları doğrudan tanı, prognoz, dozimetri veya tedavi kararına bağlanabilir.

Temel Etik İlkeler ve Güvenilir YZ

Nükleer tıpta YZ etiğinin başlangıç noktası özerklik, yararlılık, zarar vermeme ve adalet ilkeleridir. Currie ve Hawk (12), etik ve hukuki sorunları veri kullanımı, algoritmanın özellikleri ve klinik uygulama biçimi üzerinden ele almış; mahremiyet, şeffaflık, sorumluluk ve insan karar vericinin rolünü öne çıkarmıştır. Currie ve ark. (13), bu çerçeveyi güvenlik, güvenilirlik, veri güvenliği, mahremiyet, yanlılığın azaltılması, şeffaflık, açıklanabilirlik, insan değerleri, insan-döngüde karar verme, hesap verebilirlik, yönetişim ve kapsayıcılık gibi ilkelerle genişletmiştir.

Açıklanabilirliğin bağımsız bir beşinci biyoetik ilke olup olmadığı tartışmalıdır. Ursin ve ark. (14), açıklanabilirliğin özerklik, zarar vermeme ve adalet ilkelerini destekleyen teknolojik bir güvenlik katmanı olarak işlev gördüğünü savunmaktadır. Güvenilir tıbbi YZ literatürü, etik ilkelerin veri kalitesi, klinik fayda, şeffaflık

ve hesap verebilirlik mekanizmalarına dönüştürülmesi gerektiğini vurgular (15,16,17). Hukuki sorumluluk tek bir aktöre indirgenemez; geliştirici, kurum, klinisyen ve düzenleyici rollerinin açık biçimde tanımlanması gerekir (18,19). Avrupa-Kuzey Amerika Ortak Bildirisi, YZ'nin faydayı artırması, zararı azaltması, adaleti gözetmesi ve nihai hesap verebilirliğin insanlarda kalması gerektiğini belirtmiştir (20). Türkiye'deki tıp etiği literatürü de eğitim verilerindeki önyargıların ayrımcılık biçimlerini modele taşıyabileceğini vurgulamaktadır (21).

Kara Kutu, Şeffaflık ve Belirsizlik

Derin öğrenme modellerinin kara kutu niteliği, kararın hangi girdilere ne ölçüde dayandığının tam olarak izlenememesini ifade eder. Bu opaklık, YZ tabanlı yazılımın tıbbi cihaz olarak değerlendirilmesiyle klinik ve düzenleyici bir soruna dönüşür (22). Teknik şeffaflık tek başına yeterli değildir; bağımsız denetim, hesap verebilirlik ve yönetişim mekanizmaları da gereklidir (23). Herington ve ark.'nın (24,25) SNMMI adına hazırladığı iki çalışma, etik sorunları klinik dağıtım/yönetişim ve veri toplama, geliştirme ve değerlendirme aşamalarında ayrı ayrı ele almaktadır.

Açıklanabilirlik araçları yardımcı olabilir, ancak ısı haritaları veya özellik önem skorları gerçek bir neden-sonuç açıklaması değildir. Etik açıdan daha işlevsel olan, amaçlanan kullanımın, doğrulanmış performansın, yanlış pozitif-yanlış negatif dengesinin, alt grup performansının ve model belirsizliğinin kullanıcıya açık biçimde sunulmasıdır. Onkolojik uygulamalarda yüksek genel doğruluk tek başına güvenli kullanımın kanıtı sayılamaz (26). Bu opaklığın bir başka doğrudan sonucu aydınlatılmış onam sürecidir: hekimin YZ sisteminin çıktısının dayanaklarını ve temel sınırlılıklarını yeterince değerlendirememesi, hastaya YZ'nin klinik karardaki rolünün anlaşılır biçimde açıklanmasını ve aydınlatılmış onam sürecinin niteliğini olumsuz etkileyebilir. Ayrıca YZ tabanlı görüntü rekonstrüksiyonu ve görüntü iyileştirme süreçlerinde gerçekte var olmayan yapıların üretilmesi veya mevcut klinik bulguların değiştirilmesi (halüsinasyon) olasılığı da hasta güvenliği açısından önemli bir risk oluşturur; nükleer tıp görüntülemesinde YZ kaynaklı halüsinasyonların bu kapsamda ayrıca değerlendirilmesi gerekmektedir (27).

Algoritmik Yanlılık, Adalet ve Sağlık Eşitsizlikleri

Eğitim verilerindeki demografik, klinik ve kurumsal dengesizlikler YZ sistemleri tarafından yeniden üretilebilir. Sağlıkta makine öğrenmesi etiği, yetersiz temsil edilen gruplarda düşük performansın mevcut eşitsizlikleri derinleştirebileceğini vurgular (28). Bu risk, nükleer tıpta cihaz üreticisi, rekonstrüksiyon (görüntü yeniden yapılandırması) parametreleri, radyofarmasötik, hastalık prevalansı ve sağlık hizmetlerine erişimdeki farklılıklarla artar. YZ modellerinde karşılaşılan bir diğer temel sorun, modelin sadece eğitildiği dar veri grubuna aşırı uyum (*overfitting*) göstermesidir. Aşırı uyum (*overfitting*), modelin eğitim verisine gereğinden fazla uyum sağlayarak genellenebilir örüntüler yerine o veriye özgü ayrıntıları ve gürültüyü öğrenmesidir; tipik olarak eğitim verisinde yüksek, bağımsız veride düşük başarıyla kendini gösterir. Bundan kavramsal olarak farklı olan alan kayması (*domain shift*) ise, eğitim verisi ile uygulama (klinik) verisinin istatistiksel dağılımlarının birbirinden ayrışmasını ifade eder ve farklı cihaz, protokol veya hasta grubuna aktarımda karşılaşılan başlıca genelleme sorununu oluşturur. Model, eğitildiği ortamın spesifik koşullarını (cihaz markası, çekim ayarları, hasta popülasyonu) "genel görüntüler" olarak öğrenir; örneğin, yalnızca güncel dijital PET/SPECT verileriyle eğitilen bir model, daha eski veya analog cihazlara genellenemeyebilir. Farklı bir cihaza, kuruma veya teknik koşula maruz kaldığında ise bu alan kayması nedeniyle modelin performansı değişen ölçüde düşebilir; ancak bu, modelin her farklı cihazda mutlaka başarısız olacağı anlamına gelmez ve etkinin büyüklüğü uygulanan uyumlaştırma (harmonizasyon) ve doğrulama önlemlerine bağlıdır. Bu hatayı önlemek için geliştirilen algoritmaların tek bir merkezin verisiyle değil, çok merkezli ve çeşitlendirilmiş veri setleriyle test edilmesi gerekir. Obermeyer ve ark.'nın (29) çalışması, Amerika Birleşik Devletleri sağlık sisteminde yaygın olarak kullanılan bir ticari sağlık algoritmasının, gerçek sağlık ihtiyacı yerine geçmiş sağlık harcamalarını vekil değişken olarak kullanması nedeniyle siyahi hastaları sistematik olarak dezavantajlı bıraktığını göstermiştir. Bu örnek, "tarafsız" görünen hedef değişkenlerin dahi yapısal eşitsizliği algoritmaya taşıyabileceğini göstermektedir.

Adalet yalnızca alıcı işletim karakteristiği eğrisi altında kalan alan veya doğruluk değerlerine ulaşmak değildir.

Bir model tüm alt gruplarda benzer performans gösterse bile, pahalı altyapı gereksinimi, eğitimli personel eksikliği veya yalnızca yüksek kaynaklı merkezlerde erişilebilir olması dağıtım adaletsizliğine yol açabilir. Bu nedenle veri temsiliyeti, erişim, yerel doğrulama ve kurumsal kapasite birlikte ele alınmalıdır.

Mahremiyet, Onam ve İkincil Veri Kullanımı

Nükleer tıp veri setleri PET/SPECT görüntülerinin yanı sıra BT/manyetik rezonans bileşenleri, demografik bilgiler, patoloji sonuçları, tedavi verileri ve takip sonuçlarını da içerebilir. Büyük veri araştırmalarında geleneksel tek seferlik onamın tüm gelecekteki kullanımları kapsamakta yetersiz kalabileceği, sistemik gözetim, sürekli hesap verebilirlik ve kurumsal veri yönetişimi gerektiği öne sürülmüştür (30). Medikal görüntülerde kimliksizleştirme (de-identifikasyon), *Digital Imaging and Communications in Medicine* başlıklarının temizlenmesini, kimlik belirleyici öğelerin kaldırılmasını ve yeniden kimliklendirme riskinin değerlendirilmesini gerektirir (31). Bu önlemler personel eğitimi ve kalite kontrolü ile tamamlanmalıdır (32).

Federe öğrenme, ham veriyi kurum dışına taşımadan çok merkezli model geliştirmeyi mümkün kılar ve mahremiyet açısından önemli bir seçenek sunar; ancak veri heterojenliği, model güncellemelerinden kaynaklanan bilgi sızıntısı ve kurumsal yetki paylaşımı gibi riskleri tamamen ortadan kaldırmaz. Dolayısıyla "veri kurumdan çıkmıyor" ifadesi tek başına etik uygunluk kanıtı değildir.

Teranostik ve Dozimetride Özgül Etik Riskler

Teranostik uygulamalarda YZ, organ/tümör segmentasyonu, farklı zaman noktalarındaki görüntülerin kaydı, zaman-aktivite eğrisi uyumu, absorbe doz hesabı ve tedavi planlamasına katkı sağlayabilir (1,2). Burada hata yalnızca yanlış sınıflandırma değil, yanlış aktivite veya doz kararına dönüşebilir. Bu nedenle doğrulama metriklerinin segmentasyon başarısının ötesine geçerek absorbe doz hatası, klinik karar etkisi ve hata propagasyonunu da içermesi gerekir. Radyofarmasi süreçlerinde sentez optimizasyonu, kalite kontrol desteği ve stok planlaması yararlı olabilir; ancak güvenlik açısından kritik çıktılar, bağımsız bir insan tarafından doğrulanmadan kullanılmamalıdır.

Düzenleyici Çerçeveler ve Türkiye

Avrupa'da tıbbi YZ; veri koruma, tıbbi cihaz güvenliği ve YZ'ye özgü yönetişim ilkelerinin kesişiminde değerlendirilmektedir. Avrupa YZ stratejisi üzerine yapılan değerlendirme; mahremiyet, siber güvenlik, doğruluk ve açıklanabilirlik arasında yeni ödünleşimler doğduğunu vurgulamaktadır (33). Nükleer tıp uzmanlarının YZ'nin geliştirilmesi ve klinik entegrasyonunda aktif rol alması gerektiği, EANM'nin ayrı bir pozisyon belgesinde de belirtilmektedir (34). Düzenleyici literatürün derlemesi ülkeler arası standardizasyon ve algoritma/test verisi şeffaflığının önemli boşluklar olmaya devam ettiğini göstermektedir (35). Biyomedikal YZ yönetişimi için uyarlanabilir, kapsayıcı ve sürekli izlemeye dayalı sistemik gözetim modelleri önerilmiştir (36).

Avrupa Birliği'nde YZ'ye özgü temel düzenleyici çerçeve, *Regulation* (EU) 2024/1689 ile oluşturulan Yapay Zeka Tüzüğü'dür (EU AI Act). Tüzük risk temelli bir yaklaşım benimsemekte; kullanım amacı ve mevzuattaki koşullara bağlı olarak, tıbbi cihazlar gibi Birlik uyum mevzuatı kapsamındaki ürünlerin güvenlik bileşeni olan veya bizzat bu ürün niteliğini taşıyan ve üçüncü taraf uygunluk değerlendirmesine tabi YZ sistemlerini yüksek riskli olarak sınıflandırabilmektedir (37). Tüzüğün genel uygulama tarihi 2 Ağustos 2026 olmakla birlikte, 2026 yılında yapılan değişiklik sonrasında Ek I kapsamındaki düzenlenmiş ürünlere entegre yüksek riskli YZ sistemlerine ilişkin kuralların 2 Ağustos 2028'den itibaren uygulanması öngörülmektedir (38). Bu çerçeve doğrudan Türk mevzuatı olmamakla birlikte, Avrupa Birliği pazarına sunulan YZ tabanlı tıbbi cihazlar ve ilgili uygunluk süreçleri bakımından dikkate alınması gereken güncel bir düzenleyici çerçevedir.

Türkiye'de nükleer tıpta YZ'yi tek başına düzenleyen bağımsız bir mevzuat yerine, kişisel veri koruma, bilimsel araştırma etiği ve tıbbi cihaz düzenlemeleri birlikte değerlendirilmelidir. 6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu (KVKK) kapsamında sağlık verileri özel nitelikli kişisel veridir (39). Kişisel Verileri Koruma Kurumu tarafından yayımlanan Yapay Zeka Teknolojilerine Akademik Bakış çalışmasında, YZ uygulamalarında veri koruma ilkeleri, mahremiyet, yönetişim ve teknik veri koruma yöntemlerinin önemi ele alınmaktadır (40). Tanı, prognoz, tedavi veya hasta yönetimine yönelik bilgi üreten yazılım, kullanım amacı ve işlevine bağlı olarak Tıbbi

Cihaz Yönetmeliği kapsamında tıbbi cihaz yazılımı niteliği kazanabilir (41). Belirleyici olan yazılımın YZ kullanması değil, kullanım amacı ve klinik riskidir.

Yükseköğretim Kurulunun (YÖK) 2024 tarihli üretken YZ (ÜYZ) etik rehberi, bilimsel çalışmalarda şeffaflık, dürüstlük, özen, adalet ve saygı, gizlilik/mahremiyet ile hesap verebilirliği temel etik değerler olarak tanımlamaktadır. Rehber, kullanılan ÜYZ aracının hangi aşamada ve ne ölçüde kullanıldığının açıklanmasını, çıktıların araştırmacı tarafından doğrulanmasını, etik kurul başvurusunda kullanım amacı ve kapsamı hakkında bilgi verilmesini ve nihai bilimsel sorumluluğun araştırmacılarda kalmasını istemektedir (42). Bu yaklaşım, etik kurul onayı, KVKK uygunluğu ve Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'nun yetki alanındaki tıbbi cihaz mevzuatına uygunluğun birbirinin yerine geçmeyen ayrı süreçler olduğunu vurgulamaktadır. Bu nedenle etik kurul onayı, kişisel verilerin korunmasına ilişkin yükümlülükler ve tıbbi cihaz mevzuatına uygunluk birbirinden bağımsız ancak tamamlayıcı süreçler olarak değerlendirilmelidir.

ÜYZ, Büyük Dil Modelleri ve Akademik Etik

ChatGPT ve benzeri büyük dil modelleri eğitim materyali hazırlama, soru üretme, metin düzenleme ve literatür ön taraması gibi alanlarda kullanılmaktadır. Bununla birlikte, halüsinasyon, yanlış veya uydurma kaynak üretimi ve güven verici bir üslupla hatalı bilgi sunma riski akademik dürüstlük açısından önemlidir (43). Kişisel Verileri Koruma Kurumu'nun ÜYZ rehberi, kişisel veri işlemenin tüm yaşam döngüsü boyunca değerlendirilmesini ve insan merkezli, şeffaf ve denetlenebilir bir kullanım yaklaşımını vurgulamaktadır (44). YÖK rehberi ise ÜYZ'nin hipotez geliştirme, yorumlama ve karar verme gibi üst düzey bilişsel süreçlerde araştırmacının yerini almaması gerektiğini belirtmektedir (42).

Bu nedenle ÜYZ çıktısı bilimsel kanıtın yerine geçmemeli; her iddia özgün kaynaktan doğrulanmalı, tanımlanabilir hasta verileri kamuya açık modellere yüklenmemeli ve YZ kullanımı dergi/kurum politikaları uyarınca şeffaf biçimde beyan edilmelidir.

Mesleki Dönüşüm ve Nükleer Tıp Hekiminin Rolü

Klinik karar desteğine YZ entegrasyonu bilişsel yükü azaltabilir; ancak otomasyon yanlılığı, kullanıcıların makine çıktısına gereğinden fazla güvenmesine yol açabilir (1,24,25). Avrupa Radyoloji Derneği'nin EuroAIM anketi, radyologların YZ'nin gelecekteki etkisini önemli gördüğünü ancak mesleki roller konusunda farklı beklentilere sahip olduğunu göstermiştir (45). Klinik iş akışına entegrasyonda teknik uyum kadar organizasyon kültürü, kullanıcı güveni ve sorumluluk paylaşımı da belirleyicidir (46). Mevcut YZ eğitim fırsatlarının heterojenliği, standart bir yeterlilik gereksinimini ortaya koymaktadır (47).

Mesleki kimlik ve insan-makine ilişkisi üzerindeki YZ etkileri de önemlidir (48). 2026 tarihli nükleer tıp eğitimi rehberi, YZ'nin insan yargısı, hesap verebilirlik, eleştirel düşünme, mahremiyet ve kaynak doğrulamasını koruyan; kaynakla temellendirilmiş ve uzman tarafından gözden geçirilmiş iş akışlarında kullanılmasını önermektedir (49). Nükleer tıp hekimi bu nedenle algoritmanın görev-özgül performansını, hastanın değerlerini, belirsizliği, cihaz/protokol farklılıklarını ve klinik bağlamı birleştiren son insan denetim noktasıdır. Yukarıda ele alınan etik boyutlar, başlıca risk ve uygulama gereksinimleri ekseninde Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1. Güvenilir nükleer tıp YZ'si için uygulama önerileri

Etik alan	Başlıca risk	Uygulama gereksinimi
Mahremiyet/onam	Yeniden kimliklendirme, izinsiz ikincil kullanım	Veri minimizasyonu, uygun hukuki sebep, erişim/aktarım kontrolü
Adalet/yanlılık	Alt gruplarda sistematik hata	Temsil edici veri, alt grup analizi, yerel ve çok merkezli doğrulama
Şeffaflık	Kara kutu, bilinmeyen sınırlılıklar	Amaçlanan kullanım, performans, belirsizlik ve başarısızlık modlarının açıklanması
İnsan gözetimi	Otomasyon yanlılığı, beceri kaybı	*Human-in-the-loop* (insanın karar sürecinde yer aldığı/insan denetimli sistem), eğitim, bağımsız klinik değerlendirme
Yaşam döngüsü	*Model drift* (model kayması), güncelleme, siber risk	Sürüm kontrolü, sürekli kalite güvencesi, algoritmik denetim
Hesap verebilirlik	Sorumluluk boşluğu	Geliştirici-kurum-klinisyen-düzenleyici rollerinin tanımlanması

YZ: Yapay zeka

Sonuç

Nükleer tıpta görüntü üretiminden klinik karara ve teranostik tedavi planlamasına uzanan zincirin yeniden şekillendirilmesinde YZ önemli bir potansiyele sahiptir. Ancak güvenilirlik, algoritmik performansın sonradan eklenen bir kontrolü değil, sistem tasarımının başlangıç koşulu olmalıdır. Temsil edici veri, mahremiyetin tasarımdan itibaren korunması, görev-özgül ve çok merkezli doğrulama, alt grup performansının şeffaflığı, belirsizlik iletişimi, insan gözetimi, paylaşılan hesap verebilirlik ve yaşam döngüsü boyunca performans izleme temel gereksinimlerdir. Türkiye'de 6698 sayılı Kanun, Kişisel Verileri Koruma Kurumu rehberleri, KVKK Kurumu rehberleri, YÖK etik rehberi ve kullanım amacına göre Tıbbi Cihaz Yönetmeliği birlikte değerlendirilmelidir. Bu süreçte hukuki uygunluk etik uygunluğun yerine geçmez; etik değerlendirme, kişisel verilerin korunması ve tıbbi cihaz mevzuatına uyum süreçlerinin birlikte yürütülmesi gerekir. Temel etik amaç, YZ'nin hekimi ikame etmesi değil; hasta merkezli, kanıta dayalı ve adil karar vermeyi daha güvenli, şeffaf ve denetlenebilir hale getirmektir.

Dipnotlar

Çıkar Çatışması: Yazarlar tarafından çıkar çatışması bildirilmemiştir.

Finansal Destek: Yazarlar tarafından finansal destek almadıkları bildirilmiştir.

Yapay Zeka (AI) Kullanım Beyanı: Dil düzeltme desteği alınmıştır. Makalenin bilimsel içeriği ve doğruluğuna ilişkin sorumluluk yazarlara aittir.

Kaynaklar

1. Saboury B, Bradshaw T, Boellaard R, et al. Artificial intelligence in nuclear medicine: opportunities, challenges, and responsibilities toward a trustworthy ecosystem. J Nucl Med. 2023;64:188-196.
2. Alpizar-Rojas M, Jaromirski-Segura H, Herrera-Jiménez LG, et al. Artificial intelligence in nuclear medicine (2015-2025): clinical applications, regulatory governance, and pharmacotherapeutic implications. Cureus. 2026;18:e113457.
3. Decuyper M, Maebe J, Van Holen R, Vandenberghe S. Artificial intelligence with deep learning in nuclear medicine and radiology. EJNMMI Phys. 2021;8:81.
4. Currie G, Rohren E. Intelligent imaging in nuclear medicine: the principles of artificial intelligence, machine learning and deep learning. Semin Nucl Med. 2021;51:102-111.
5. Tamam MO, Tamam MC. Artificial intelligence technologies in nuclear medicine. World J Radiol. 2022;14:151-154.
6. Aktolun C. Artificial intelligence and radiomics in nuclear medicine: potentials and challenges. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2019;46:2731-2736. Erratum in: Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:513.
7. Slart RHJA, Williams MC, Juarez-Orozco LE, et al. Position paper of the EACVI and EANM on artificial intelligence applications in multimodality cardiovascular imaging using SPECT/CT, PET/CT, and cardiac CT. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2021;48:1399-1413.
8. Visvikis D, Lambin P, Beuschau 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.
9. Trägårdh E, Borrelli P, Kaboteh R, et al. RECOMIA-a cloud-based platform for artificial intelligence research in nuclear medicine and radiology. EJNMMI Phys. 2020;7:51.
10. Delso G, Cirillo D, Kaggie JD, Valencia A, Metser U, Veit-Haibach P. How to design ai-driven clinical trials in nuclear medicine. Semin Nucl Med. 2021;51:112-119.
11. Islıcık S. Sağlıkta yapay zekâ ve etik konular: sistematik bir inceleme. GÜSBD. 2026;15:679-698.
12. Currie G, Hawk KE. Ethical and legal challenges of artificial intelligence in nuclear medicine. Semin Nucl Med. 2021;51:120-125.
13. Currie G, Hawk KE, Rohren EM. Ethical principles for the application of artificial intelligence (AI) in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020;47:748-752.
14. Ursin F, Timmermann C, Steger F. Explicability of artificial intelligence in radiology: is a fifth bioethical principle conceptually necessary? Bioethics. 2022;36:143-153.
15. Zhang J, Zhang ZM. Ethics and governance of trustworthy medical artificial intelligence. BMC Med Inform Decis Mak. 2023;23:7.
16. Akinci D'Antonoli T. Ethical considerations for artificial intelligence: an overview of the current radiology landscape. Diagn Interv Radiol. 2020;26:504-511.
17. Brady AP, Neri E. Artificial intelligence in radiology-ethical considerations. Diagnostics (Basel). 2020;10:231.
18. Jaremko JL, Azar M, Bromwich R, et al.; Canadian Association of Radiologists (CAR) Artificial Intelligence Working Group. Canadian Association of Radiologists White Paper on ethical and legal issues related to artificial intelligence in radiology. Can Assoc Radiol J. 2019;70:107-118.
19. Naik N, Hameed BMZ, Shetty DK, et al. Legal and ethical consideration in artificial intelligence in healthcare: who takes responsibility? Front Surg. 2022;9:862322.
20. Geis JR, Brady AP, Wu CC, et al. Ethics of artificial intelligence in radiology: summary of the Joint European and North American Multisociety Statement. J Am Coll Radiol. 2019;16:1516-1521.
21. Sağıroğlu E, Tosun H. Yapay zekânın sağlık uygulamalarındaki kullanımı ve etik açıdan tartışılması: geleneksel derleme. Türkiye Klinikleri J Med Ethics. 2023;31:140-148.

22. Pesapane F, Volonté C, Codari M, Sardanelli F. Artificial intelligence as a medical device in radiology: ethical and regulatory issues in Europe and the United States. Insights Imaging. 2018;9:745-753.
23. Cath C. Governing artificial intelligence: ethical, legal and technical opportunities and challenges. Philos Trans A Math Phys Eng Sci. 2018;376:20180080.
24. Herington J, McCradden MD, Creel K, et al. Ethical considerations for artificial intelligence in medical imaging: deployment and governance. J Nucl Med. 2023;64:1509-1515.
25. Herington J, McCradden MD, Creel K, et al. Ethical considerations for artificial intelligence in medical imaging: data collection, development, and evaluation. J Nucl Med. 2023;64:1848-1854.
26. Shreve JT, Khanani SA, Haddad TC. Artificial intelligence in oncology: current capabilities, future opportunities, and ethical considerations. Am Soc Clin Oncol Educ Book. 2022;42:1-10.
27. Xia M, Bayerlein R, Chemli Y, et al. On Hallucinations in artificial intelligence-generated content for nuclear medicine imaging (the DREAM Report). J Nucl Med. 2026;67:166-174.
28. Vayena E, Blasimme A, Cohen IG. Machine learning in medicine: addressing ethical challenges. PLoS Med. 2018;15:e1002689.
29. Obermeyer Z, Powers B, Vogeli C, Mullainathan S. Dissecting racial bias in an algorithm used to manage the health of populations. Science. 2019;366:447-453.
30. Vayena E, Blasimme A. Health research with big data: time for systemic oversight. J Law Med Ethics. 2018;46:119-129.
31. Parker W, Jaremko JL, Cicero M, et al. Canadian Association of Radiologists White Paper on de-identification of medical imaging: Part 1, General Principles. Can Assoc Radiol J. 2021;72:13-24.
32. Parker W, Jaremko JL, Cicero M, et al. Canadian Association of Radiologists White Paper on De-identification of medical imaging: part 2, practical considerations. Can Assoc Radiol J. 2021;72:25-34.
33. Cohen IG, Evgeniou T, Gerke S, Minssen T. The European artificial intelligence strategy: implications and challenges for digital health. Lancet Digit Health. 2020;2:e376-e379.
34. Hustinx R, Pruim J, Lassmann M, Visvikis D. An EANM position paper on the application of artificial intelligence in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022;50:61-66.
35. Giansanti D. The regulation of artificial intelligence in digital radiology in the scientific literature: a narrative review of reviews. Healthcare (Basel). 2022;10:1824.
36. Blasimme A, Vayena E. The ethics of AI in biomedical research, patient care, and public health. In: Dubber MD, Pasquale F, Das S, editors. The Oxford Handbook of Ethics of AI. New York: Oxford University Press; 2020:703-718.
37. European Parliament, Council of the European Union. Regulation (EU) 2024/1689 of 13 June 2024 laying down harmonised rules on artificial intelligence and amending Regulations (EC) No 300/2008, (EU) No 167/2013, (EU) No 168/2013, (EU) 2018/858, (EU) 2018/1139 and (EU) 2019/2144 and Directives 2014/90/EU, (EU) 2016/797 and (EU) 2020/1828 (Artificial Intelligence Act). Official Journal of the European Union [Internet]. 2024;L 2024/1689. Available from: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=OJ:L_202401689
38. European Parliament, Council of the European Union. Regulation (EU) 2026/1744 of 8 July 2026 amending Regulations (EU) 2024/1689, (EU) 2018/1139 and (EU) 2023/1230 as regards the simplification of the implementation of harmonised rules on artificial intelligence (Digital Omnibus on AI). Official Journal of the European Union [Internet]. 2026;L 2026/1744. Available from: https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=OJ:L_202601744
39. Türkiye Cumhuriyeti. 6698 sayılı Kişisel Verilerin Korunması Kanunu. Resmî Gazete [Internet]. 2016;(29677). Erişim linki: https://www.resmigazete.gov.tr/eskiler/2016/04/20160407-8.pdf
40. Kişisel Verileri Koruma Kurumu. Yapay Zekâ Teknolojilerine Akademik Bakış. Ankara: Kişisel Verileri Koruma Kurumu; 2025. Erişim linki: https://kvkk.gov.tr/SharedFolderServer/CMSFiles/58f74957-ac01-4d67-97bd-8edd8287bd4e.pdf
41. Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu. Tıbbi Cihaz Yönetmeliği. Resmî Gazete [Internet]. 2021;31499 (1. Mükerrer).
42. Yükseköğretim Kurulu. Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Faaliyetlerinde Üretken Yapay Zekâ Kullanımına Dair Etik Rehber. Ankara: Yükseköğretim Kurulu; 2024. Erişim linki: https://proje.yok.gov.tr/tr/page/635
43. Currie GM. Academic integrity and artificial intelligence: is ChatGPT hype, hero or heresy? Semin Nucl Med. 2023;53:719-730.
44. Kişisel Verileri Koruma Kurumu. Üretken yapay zekâ ve kişisel verilerin korunması rehberi (15 soruda) [Internet]. Ankara: Kişisel Verileri Koruma Kurumu; 2025. Yayın No: 113. Erişim linki: https://www.kvkk.gov.tr/SharedFolde rServer/CMSFiles/MTY5MjNmNmIwZWY3YTE.pdf
45. European Society of Radiology (ESR). Impact of artificial intelligence on radiology: a EuroAIM survey among members of the European Society of Radiology. Insights Imaging. 2019;10:105.
46. Kotter E, Ranschaert E. Challenges and solutions for introducing artificial intelligence (AI) in daily clinical workflow. Eur Radiol. 2021;31:5-7.
47. Schuur F, Rezazade Mehrizi MH, Ranschaert E. Training opportunities of artificial intelligence (AI) in radiology: a systematic review. Eur Radiol. 2021;31:6021-6029.
48. Coppola F, Faggioni L, Gabelloni M, et al. Human, all too human? An all-around appraisal of the "artificial intelligence revolution" in medical imaging. Front Psychol. 2021;12:710982.
49. Jacobs KM, Peacock JG. AI-empowered nuclear medicine education, part 1: theoretical and ethical foundation. J Nucl Med Technol. 2026;54:221-227.

2026 Hakem Dizini - 2026 Reviewer Index

Büşra Demirel
Elgin Özkan
Hülya Peker
Meryem Kaya
Mine Araz
Nazım Coşkun
Nur Dizdar
Seyfettin Ilgan
Seyhan Karaçavuş
Tamer Özülker
Uğuray Aydos
Ülkem Yararbaş