

přehledový článek

Dynamický PET/CT na prahu klinické praxe

Dynamic PET/CT on the brink of clinical application

Gregor Horňák¹, Jaroslav Ptáček², Libuše Quinn¹

¹Klinika nukleární medicíny LF UP a FN, Olomouc

²Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany LF UP a FN, Olomouc

Hlavní stanovisko práce

Tento přehledový článek shrnuje současný stav využití multiparametrického PET v onkologickém zobrazování. Je zde stručně popsán princip Patlakovy metody, kinetika radiofarmak, a možnosti integrace do klinických pracovních postupů, aktuální výzvy a budoucí potenciál této metody.

SOUHRN

Horňák G, Ptáček J, Quinn L. Dynamický PET/CT na prahu klinické praxe

Interpretace PET vyšetření je tradičně založena na statických obrazech pořízených po uplynutí definované dlouhé akumulační fáze. Kvantifikace obrazu je poté prováděna pomocí SUV (standardized uptake value). Nejvýznamnějším omezením tohoto přístupu je skutečnost, že SUV nelze považovat za přímý ukazatel průběhu biologických pochodů. SUV odráží pouze normovanou objemovou aktivitu daného voxelu v okamžiku akvizice obrazu. Dále poskytuje obrazy s nízkým kontrastem všude tam, kde se vyskytuje vysoká aktivita radiofarmaka.

Za předpokladu ireverzibilní akumulace radiofarmaka v cílové tkáni, lze s využitím dynamického PET zobrazování provádět pokročilou rekonstrukci obrazu založenou na Patlakově modelu. Výsledné multiparametrické PET obrazy poskytují informace o čisté míře akumulace a zdánlivém distribučním objemu, což umožňuje oddělit vázanou a volnou aktivitu radiofarmaka ve výsledném signálu.

Multiparametrický PET přináší potenciální výhody, jako je vyšší kvantitativní spolehlivost, lepší detekce ložisek a případně rozlišení mezi benigními a maligními lézemi. Širší klinické využití je však dosud omezeno technickou a časovou náročností provedení a vyhodnocení metody, a to i přes dostupnost nových (polo-) automatizovaných nástrojů.

Klíčová slova: metabolická rychlost, onkologie, PET zobrazování, Patlakova analýza.

Major statement

This review article provides an overview of the current applications of multiparametric PET in oncologic imaging. It outlines the fundamentals of the Patlak method, the kinetics of radiopharmaceuticals, and discusses opportunities for integration into clinical workflows, along with current challenges and the future potential of this approach.

SUMMARY

Horňák G, Ptáček J, Quinn L. Dynamic PET/CT on the brink of clinical application

The interpretation of PET imaging has traditionally relied on static images acquired after a predefined uptake period. Image quantification is typically based on the standardized uptake value (SUV). However, a major limitation of this approach is that the SUV does not directly reflect the underlying biological processes; it merely represents the normalized tracer concentration in a given voxel at the time of image acquisition. Moreover, SUV-based imaging tends to exhibit low contrast in regions with high radiotracer activity.

Assuming irreversible radiotracer uptake in the target tissue, dynamic PET imaging enables advanced image reconstruction based on the Patlak model. The resulting multiparametric PET images provide quantitative estimates of the net influx rate and the apparent distribution volume, allowing for the separation of trapped and free tracer activity in the measured signal.

Multiparametric PET offers potential advantages, including improved quantitative reliability, enhanced lesion detectability, and the possible differentiation between benign and malignant lesions. Nevertheless, its broader clinical adoption remains limited due to the technical complexity and time demands of both acquisition and analysis, despite the availability of new (semi-)automated tools.

Key words: metabolic rate, oncology, PET imaging, Patlak analysis.

Přijato: 31. 8. 2025

Korespondenční adresa:

MUDr. Gregor Horňák
Klinika nukleární medicíny LF UP a FN Olomouc
Zdravotníků 248/7, 779 00 Olomouc 9
e-mail: gregor.hornak@fnol.cz

Konflikt zájmů: žádný

Práce podpořena grantem IGA_LF_2025_007.

ÚVOD

Onkologická diagnostika pomocí ^{18}F -FDG PET/CT je v drtivé většině případů založena na hodnocení „metabolismu“ ^{18}F -FDG (dále jen FDG) pomocí semikvantitativního ukazatele SUV zjišťovaného v jeden časový okamžik. Tento parametr sice řeší problematiku nesnadného měření a porovnávání objemové aktivity FDG v zájmových tkáních, avšak jeho hodnota je ovlivněna celou řadou faktorů (1) (tab. 1). Jedná se tak o kompromisní metriku, která umožňuje stanovit míru akumulace FDG v dané oblasti v porovnání s průměrnou akumulací v těle pacienta (2). Skutečnému FDG metabolismu však odpovídat nemusí a lze jej považovat spíše za odhad skutečnosti. Zjištěné hodnoty SUV_{bw} (SUV normované pomocí hmotnosti pacienta) jsou zkresleny především vlivem:

- hmotnosti pacienta, kdy tuk akumuluje FDG velmi málo, a při jeho větším množství v těle tak dochází k nadhodnocení měřených SUV neadekvátním snížením průměrné objemové aktivity FDG v těle (3)
- hladinou glukózy v krvi, kdy zvýšená glykémie může významně snížit hodnoty SUV v zájmových tkáních (4)
- křížovou kalibrací PET systému vůči měřiči aplikované aktivity, kdy neprovedená nebo nesprávně provedená kalibrace neumožňuje porovnávat měřené SUV získané z různých PET/CT přístrojů daného pracoviště nebo různých pracovišť (5)
- délkou akumulační fáze mezi aplikací radiofarmaka a vyšetřením samotným, kdy rozdílná délka akumulace vede k rozdílným hodnotám SUV v zájmových tkáních, neboť akumulace FDG je obecně dynamickým jevem (6)

Kinetický model dle Patlaka má potenciál zmírnit nebo dokonce zcela odstranit některá z výše uvedených omezení. Tento model představující grafický přístup ke kinetické analýze byl původně vyvinut za účelem měření *in vivo* využití glukózy a dalších látek v mozku pomocí PET (7–9).

Patlakova metoda umožňuje rozdělit měřenou aktivitu ve voxelu na dva signály, které reprezentují volnou frakci a zachycenou frakci, a to prostřednictvím tvorby multiparametrických obrazových dat (10). Na rozdíl od konvenčního PET zobrazování však Patlakův model vyžaduje dynamická data. Distribuce

Tab. 1. Základní parametry užívané při parametrickém PET zobrazování

Table 1. Basic parameters used in parametric PET imaging

Parametr	Popis	Jednotka	Vysvětlení
SUV	standardized uptake value	g/ml	normovaná objemová aktivita radiofarmaka ve voxelu, měřená v jednom časovém bodě; představuje aktivitu pocházející z volné i navázané frakce
K_1	rychlost zachytu radiofarmaka v tkáni (směrnice lineární části Patlakova grafu)	ml/min/100 ml	rychlost, jakou je radiofarmakum nevratně zachyceno cílovou tkání (intracelulární nebo extracelulární); představuje aktivitu pocházející pouze z navázané frakce radiofarmaka
MR_{FDG}	metabolický obrát FDG	mg/min/100 ml nebo $\mu\text{mol/g/min}$	$MR_{\text{FDG}} = K_1 \cdot (\text{hladina glukózy v krvi})$; lze považovat za K_1 upravené podle aktuální glykémie pacienta; představuje aktivitu pocházející pouze z navázané frakce radiofarmaka
V_D	zdánlivý distribuční objem radiofarmaka (průsečík s osou y v Patlakově grafu)	%	objemová aktivita radiofarmaka v cílové tkáni, která se nachází v intravaskulárním prostoru nebo ve volném intersticiálním/intracelulárním prostoru, dělená koncentrací radiofarmaka v plazmě reprezentuje pouze volnou frakci radiofarmaka

radiofarmaka tak musí být snímána v několika časových bodech po aplikaci. Tento způsob vyšetření prodlužuje jeho délku a zvyšuje riziko pohybových artefaktů mezi jednotlivými snímky, což je obzvlášť patrné u celotělových PET studií (11).

Kromě toho je pro kvantifikaci nezbytné přímé měření nebo odhad arteriální vstupní funkce (AIF – arterial input function) (12). Z těchto důvodů je celotělové multiparametrické PET zobrazování ze své podstaty složitější a časově značně náročnější než běžné konvenční PET zobrazování. Nedávné inovace v oblasti hardwaru a softwaru PET skenerů však otevírají cestu pro jeho klinické aplikace.

PATLAKŮV KOMPARTMENTOVÝ MODEL

Kinetické modely radiofarmak jsou tvořeny soustavou matematických rovnic a byly popsány ve více vědeckých publikacích. Pro ilustraci a pochopení problematiky je zde uveden zjednodušený model pro nejuniverzálnější a nejčastěji užívané radiofarmakum – ^{18}F -FDG (13).

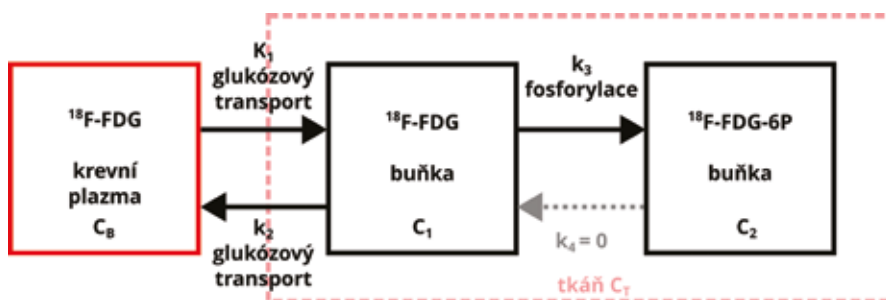
Jelikož jde o strukturální analog 2-deoxy-D-glukózy, je stejně jako glukóza FDG transportována do buňky glukózovými transportéry. Intracelulárně je následně radiofarmakum, analogicky

ke glukóze, fosforylováno hexokinázou na FDG-6-fosfát, který kvůli přítomnosti navázaného radioizotopu nepokračuje dál v glykolytické dráze a hromadí se v buňce v závislosti na intenzitě jejího glukózového metabolismu (14). Na rozdíl od statického zobrazení umožňuje dynamické PET vyšetření s FDG oddělení procesu transportu nemetabolizované FDG a skutečného metabolismu zjištění pomocí měření nárůstu aktivity ^{18}F -FDG-6-fosfátu v buňkách. K vytvoření obrazu rychlosti akumulace ^{18}F -FDG-6-fosfátu v buňkách je nutné zjistit průběh objemové aktivity FDG v plazmě.

Pro FDG lze použít jednoduchý dvoukompartmentový model kinetiky. Ten obsahuje krevní plazmu a dva další kompartmenty. Prvním je vnitrobuněčný prostor, do kterého je FDG transportována rychlostí K_1 ($\text{l} \cdot \text{min}^{-1}$). Zde dochází k fosforylaci a přeměně FDG na FDG-6P pomocí hexokinázy rychlostí k_3 . Pokud k fosforylaci nedojde, vrací se FDG do krevní plazmy rychlostí k_2 (obr. 1) (10–12).

V případě FDG platí, že $k_4 = 0$, protože ^{18}F -FDG-6P zůstává uvězněno v buňce, a kompartment C_2 je tedy ireverzibilní. Za předpokladu rovnováhy mezi objemovou aktivitou v plazmě a reverzibilním kompartmentu C_1 lze rychlost přesunu FDG z krve do C_2 popsat pomocí K_1 :

$$K_1 = K_1 \frac{k_3}{k_2 + k_3}$$



1 Dvoukompartimentový model kinetiky ^{18}F -FDG po intravenózním podání
Two-compartment model of ^{18}F -FDG kinetics following intravenous administration

K rovnováze dochází v časných fázích dynamické studie, kdy je ještě objemová aktivita v plazmě dostatečně vysoká, aby kompenzovala ztrátu objemové aktivity z C_1 v ireverzibilním procesu v C_2 . Patlakova analýza poté umožňuje stanovit K_1 grafickou cestou namísto obtížného měření rychlostí K_1 , k_2 a k_3 . S pomocí dynamickým způsobem získaných obrazových dat lze sestavit Patlakův graf s datovými body popsanými rovnicí:

$$y = K_1 \cdot x + V_D$$

Hodnoty x a y v Patlakově grafu jsou odvozeny z měření objemových aktivit FDG v intravaskulárním prostoru a v cílové tkáni. Osa y představuje poměr objemové aktivity radiofarmaka v zájmové tkáni nebo objemu v čase t ku objemové aktivitě té samé látky v plazmě v tomtéž čase. Proměnná x představuje poměr integrálu objemové aktivity radiofarmaka v plazmě od času 0 do času t ku objemové aktivitě radiofarmaka v plazmě v čase t .

Po dosažení rovnováhy mezi objemovou aktivitou a plazmě a zájmové tkáni

představují body v Patlakově grafu přímku. Směrnice této přímky odpovídá hodnotě K_1 a představuje rychlost akumulace radiofarmaka v tkáni a vyjadřuje se v jednotkách $\text{ml/min}/100\text{ ml}$. Průsečíku s osou y odpovídá V_D (zdánlivý distribuční objem).

V_D představuje objem, ve kterém se radiofarmakum distribuuje, a je vyjádřen v procentech. Například V_D 200 % znamená, že koncentrace volného radiofarmaka je 2krát vyšší než v intravaskulárním prostoru (plazmě).

Patlakovu analýzu lze provádět na úrovni jednotlivých voxelů a pro jakýkoliv objem tkáně, pro který jsou k dispozici dynamická PET data. Pokud je taková analýza součástí rekonstrukčního procesu, dává bez zásahu uživatele vzniknout sadě PET obrazů, které rozdělují celkovou měřenou aktivitu radiofarmaka ve voxelu (SUV) na složku popisující ireverzibilní záchyt (obrazy K_1), a složku zobrazující volné radiofarmakum v intra- a extravaskulárních prostorech (V_D).

V případě použití ^{18}F -FDG zobrazení lze pomocí MR_{FDG} ($\mu\text{mol/g/min}$) zohlednit vliv hladiny glukózy v krvi ($\mu\text{mol/}$

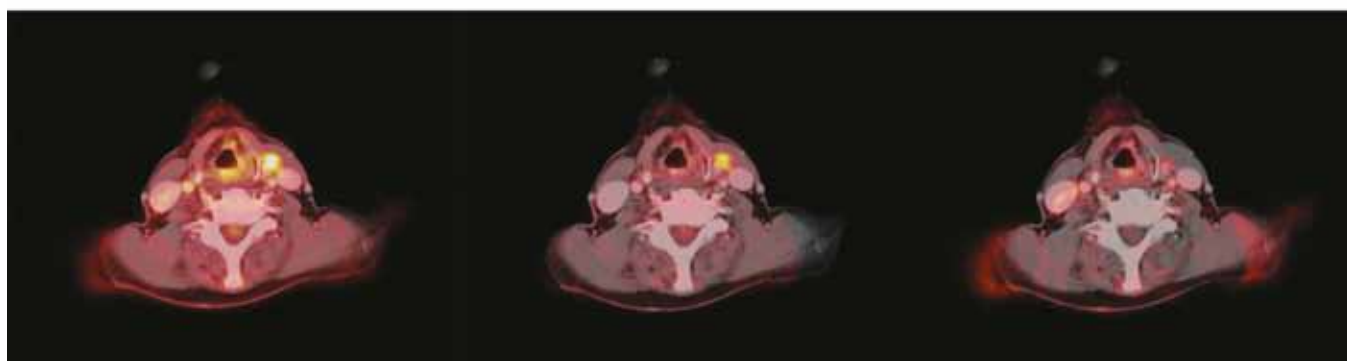
SUV



MR



DV



2 Dynamické celotělové PET/CT vyšetření provedeno 3/2025 pro nález krční lymfadenopatie nejasného origa. Signál patrný na SUV sériích v lymfatické uzlině v regiu III na krku vlevo je tvořen téměř výhradně již zachyceným a zmetabolizovaným radiofarmakem (signál na MR snímku). Na DV snímku patrný pouze chabě zvýšený počet impulzů. Vyšetření PET/CT odhalilo i primární tumor v oblasti orofaryngu vlevo. Biopsie ze zobrazené lymfatické uzliny verifikovala metastatický spinocelulární karcinom (obrázky z archivu KNM FNOL).

PET/CT scan was performed due to the presence of cervical lymphadenopathy of uncertain origin. The signal observed in the SUV series from the lymph node in region III on the left side of the neck is predominantly composed of the previously detected and metabolized radiopharmaceutical (as indicated by the signal on the MRI image). The DV image shows only a marginally elevated number of counts. PET/CT revealed a primary tumor located in the left oropharyngeal region. Histopathological analysis of the biopsied lymph node confirmed the presence of metastatic squamous cell carcinoma (images from the KNM FNOL archive).

DV – distribuční objem/distribution volume

min/100 ml) na míru ireverzibilního zachytu FDG:

$$MR_{FDG} = K_i \cdot [\text{hladina glukózy v krvi}]$$

Korekce K_i na aktuální hladinu glukózy v krvi je důležitá, protože v podmínkách hyperglykemie by měřená hodnota K_i mohla být podhodnocena. Naopak, vyšší hladiny glukózy v krvi efektivně zvyšují vypočtené hodnoty K_i .

Tato korekce je významná zvláště při hodnocení metabolické aktivity nádorů pomocí FDG, kde přesné kvantitativní měření může ovlivnit diagnostiku a sledování léčebné odpovědi. Použití MR_{FDG} místo samotného K_i tak poskytuje přesnější odhad skutečné metabolické aktivity tkáně (10–12).

POTENCIÁL A KLINICKÉ VYUŽITÍ METODY

Jednou z hlavních výhod kinetické analýzy je, že získaná hodnota K_i zájmové

tkáně by měla být nezávislá na době od aplikace radiofarmaka za předpokladu, že uplynul dostatečný čas k dosažení rovnovážného stavu mezi tkání a plazmou a že je splněn předpoklad ireverzibilního zachytu radiofarmaka.

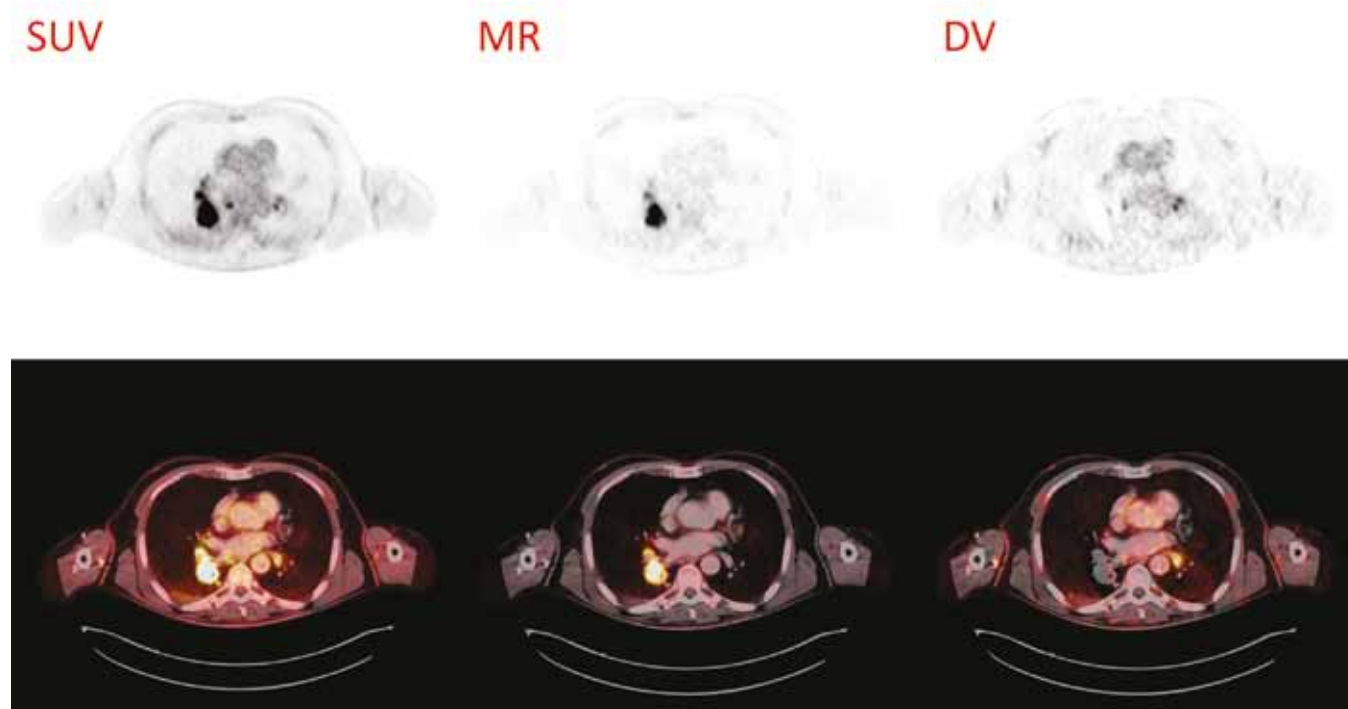
Časově proměnná akumulace radiofarmaka v nádorových tkáních v době po aplikaci je jedním z omezení SUV. Z tohoto důvodu PET protokoly pro konkrétní radiofarmaka v běžné praxi i např. v klinických studiích obvykle vyžadují přesně stanovený interval mezi aplikací a skenováním. Jeho dodržení nemusí být v provozu pracovišť vždy dosažitelné (15). Výsledná variabilita v zahájení vyšetření se pak může přímo promítnout do variability hodnot SUV, a vést tak k nepřesné interpretaci vyšetření.

Měření založená na hodnotách K_i vykazují během postinjekčního období výrazně vyšší stabilitu než měření založená na SUV (16). Protože K_i odráží rychlost ireverzibilního zachytu radiofarmaka, jeho hodnota by také, na rozdíl od hodnoty SUV, měla být relativně

nezávislá na parametrech rekonstrukce obrazu, jako jsou počet iterací a subsetů a postrekonstrukční filtrace. Z tohoto důvodu může být K_i spolehlivějším ukazatelem pro sledování avidity lézí v čase, zejména při hodnocení léčebné odpovědi (17).

V případě PET vyšetření s FDG lze hodnotu K_i převést na MR_{FDG} , čímž se do značné míry eliminuje vliv hyperglykemie na hodnocení avidity nádoru pro FDG. Ve studiích opakovatelnosti (studie test-retest) MR_{FDG} předčilo prosté K_i . Ince et al. ve své studii naznačuje, že metriky založené na MR_{FDG} u avidních lézí vykazují reprodukovatelnost srovnatelnou s ekvivalentními metrikami SUV získaných v pozdních časových bodech postinjekčně. Metriky založené na MR_{FDG} tak mohou být vhodnější ke sledování odpovědi na onkologickou léčbu (18).

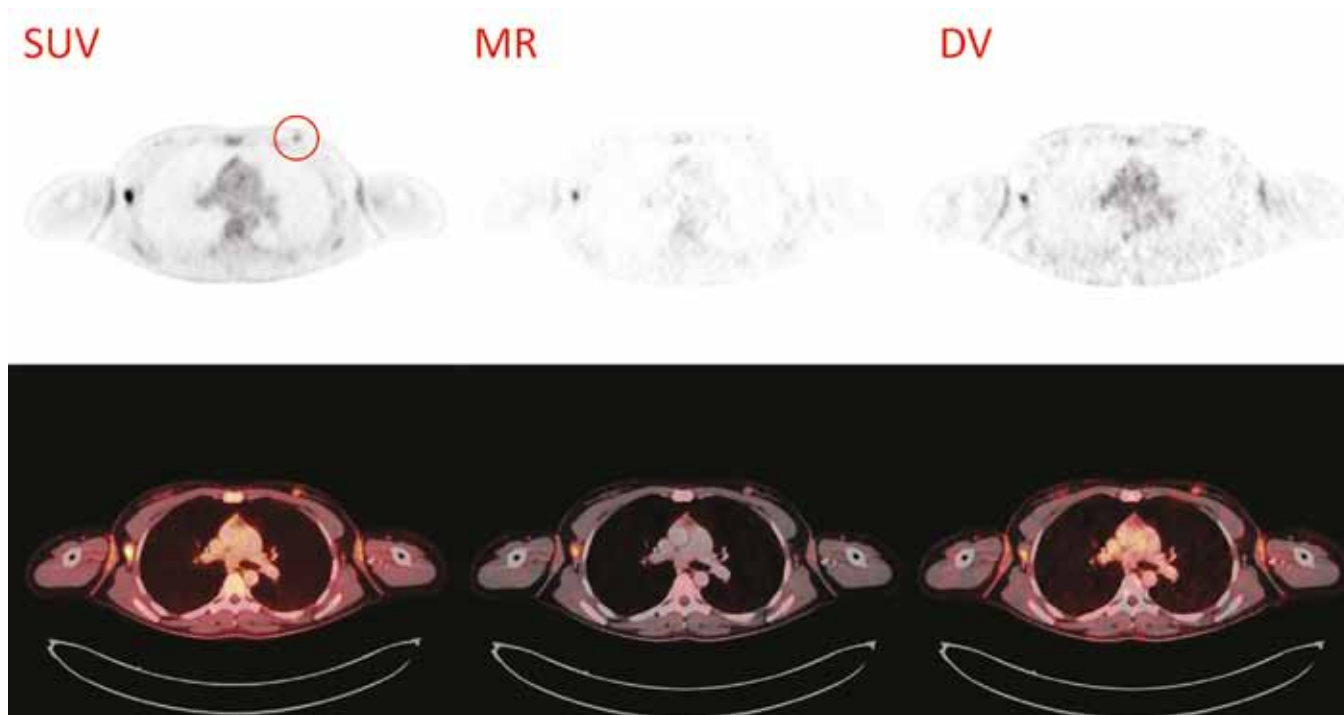
Kinetická analýza má využití i u jiných radiofarmak než ^{18}F -FDG. Ilan et al. ve své studii u pacientů s dobře diferencovanými neuroendokrinními tumory (NET) vyšetřovanými pomocí PET radiofarmak cílených na somatostatinové



3 Dynamické celotělové PET/CT vyšetření provedeno 8/2024 z indikace došetření centrálního ložiska pravé plic. Signál na SUV sériích v ložisku je tvořený signálem patrným pouze na MR sériích – charakteristický obraz pro maligní ložisko. Dle histologické verifikace se jedná o spinocelulární karcinom. Pacient indikován multidisciplinární komisí k neoadjuvantní terapii s následným chirurgickým řešením. Zvýšený signál v kontralaterální hilové lymfatické uzlině je tvořen signálem patrným na DV sériích – obraz reaktivních změn (obrázky z archivu KNM FNOL).

Dynamic whole-body PET/CT scan was performed in 8/2024 for further evaluation of a central lesion in the right lung. The signal observed in the SUV series within the lesion is composed of the signal visible only on the MRI series, which is characteristic of a malignant lesion. Histological verification confirmed the diagnosis of squamous cell carcinoma. The patient has been indicated by the multidisciplinary board for neoadjuvant therapy, followed by surgical intervention. The increased signal in the contralateral hilar lymph node is derived from the signal visible on the DV series, indicating reactive changes (images from the KNM FNOL archive).

DV – distribuční objem/distribution volume



4 Dynamické celotělové PET/CT vyšetření provedeno 8/2024 z indikace stagingu karcinomu pravého prsu. Na všech sériích patrný zvýšený signál v pravé axile – nález metastatické uzliny histologicky verifikován. Vedlejší nález mírně akumulujícího ložiska v levém prsu. Signál patrný na SUV obraze je tvořený signálem patrným převážně na DV sériích, na MR sériích pouze mírně zvýšený signál. Nález označen za benigní lézi. Po zhodnocení multidisciplinární komisí zvoleno pouze konzervativní sledování (obrázky z archivu KNM FNOL).

PET/CT scan was performed for staging of right breast cancer. On all series, an increased signal was visible in the right axilla, which corresponded to a metastatic lymph node, confirmed by histological verification. An incidental finding of a mildly accumulating lesion in the left breast was noted. The signal visible in the SUV image was primarily composed of the signal seen on the DV series, with only a mildly increased signal on the MRI series. The finding was classified as a benign lesion. After evaluation by the multidisciplinary board, conservative monitoring was chosen as the follow-up approach (images from the KNM FNOL archive).

DV – distribuční objem/distribution volume

receptory (^{68}Ga -DOTATOC, ^{68}Ga -DOTA-TATE) uvádí, že K_i může být přesnějším ukazatelem denzity somatostatinových receptorů v nádoru než SUV. Měření K_i tedy mohou být v této populaci vhodnější při kvantitativních hodnoceních (19).

I přes výše uvedené bylo dosud publikováno relativně málo studií, které by hodnotily dopad parametrických rekonstrukcí přímo na interpretaci PET/CT u onkologických pacientů

Días et al. ve své studii zahrnující 103 pacientů, kteří podstoupili dynamické FDG PET/CT vyšetření, uvádí, že interpretace obrazů MR_{FDG} a V_D prokázala o čtyři falešně pozitivní nálezy méně (tj. benigní léze mylně označené jako ložiska nádorového postižení) než interpretace založená pouze na základě obrazů SUV (20). Ve všech čtyřech případech šlo o podkožní měkkotkáňová ložiska akumulace FDG, která měla odpovídající nález na V_D obrazech, ale nikoliv na MR_{FDG} obrazech. V takových situacích se jedná o volně (intra- nebo extravaskulárně)

Tab. 2. Souhrn publikovaných studií s výčtem výhod parametrického zobrazování (K_i získané pomocí Patlakovy analýzy) ve srovnání s tradičním ukazatelem SUV u různých nádorových typů a PET radiofarmak

Table 2. Summary of published studies highlighting the advantages of parametric imaging (K_i derived from patlak analysis) compared to the traditional SUV metric across various tumor types and PET radiotracers

Nádor/radiofarmakum	Přínos parametrického zobrazování	Limity SUV	Zdroje/poznámky
karcinom prsu/ ^{18}F -fluorodeoxyglukóza (FES)	vyšší kontrast a zřetelnost lézí	nižší schopnost odlišit ložiska při nízké expresi estrogenových receptorů	(24)
neuroendokrinní tumory (NET)/SSTR PET radiofarmaka	přesnější odhad denzity somatostatinových receptorů (SSTR), lepší kvantifikace	nižší senzitivita vůči rozdílům v receptorové expresi	(25)
benigní vs. maligní léze/FDG	snížení počtu falešně pozitivních nálezů (zejména u zánětlivých či podkožních ložisek)	vyšší riziko falešné interpretace zánětlivých nebo nespecifických ložisek	(20) – porovnání SUV, MR_{FDG} a V_D obrazů
obecné onkologické využití/různé	lepší robustnost napříč různými pacienty, protokoly a fázemi léčby	horší porovnatelnost mezi vyšetřeními, horší reprodukovatelnost	(21–25, 27–29) – souhrnné poznatky

se nacházející radiofarmakum, nikoliv o radiofarmakum zachycené a metabolizované nádorem. Tato studie dále poukazuje na vyšší poměr nádor–pozadí

(*tumor-to-background ratio*) na MR_{FDG} obrazech ve srovnání s obrazy SUV. Navzdory potenciálu MR_{FDG} obrazů zlepšit kontrast lézí nebyl v této studii

Tab. 3. Souhrn výsledků vybraných studií porovnávajících význam metrik K_i a SUV jako prediktivních hodnot u různých typů nádorůTable 3. Summary of results from selected studies comparing the predictive value of K_i and SUV metrics in various tumor types

Typ nádoru	Použité radiofarmakum	Zkoumaný parametr	K_i/MR_{FDG} – prediktivní hodnota	SUV – prediktivní hodnota	Zdroj
DLBCL	FDG	PFS a OS	byl prediktivní (multivariační analýza)	nebyl prediktivní	(29)
NSCLC	FDG	PFS	byl prediktivní (jako surrogate marker)	nebyl prediktivní	(26)
plicní karcinom léčený imunoterapií	FDG	léčebná odpověď/OS	byl prediktivní	méně přesné	(27)
GIST	FDG	odezva na tyrosinkinázové inhibitory	byl prediktivní	slabší korelace	(28)

PFS – progression-free-survival, OS – overall survival

Tab. 4. Přehled technických výzev spojených s multiparametrickou PET akvizicí (31–33)

Table 4. Overview of technical challenges associated with multiparametric PET acquisition (31–33)

Výzva/omezení	Popis	Dopad na obraz/kvantifikaci	Možné řešení/strategie
vyšší šum v datech jednotlivých časových bodů	slabší PET signál přispívajících ke každému snímku	zhoršená kvalita obrazu K_i a V_D oproti SUV	použití statistického modelování; PET skenery s vyšší citlivostí
delší doba akvizice	nutnost snímání po delší časové období	zátěž pro pacienta, logistické komplikace	optimalizace protokolu; hybridní protokoly (statická + dynamická akvizice)
pohyb pacienta mezi časovými body	fyzický nebo fyziologický pohyb (např. dýchání, končetiny)	artefakty, chyby v interpretaci a kvantifikaci	implementace korekce pohybu (zatím chybí v komerčních systémech)
voxelová analýza bez korekce pohybu	předpoklad neměnné polohy voxelů v čase	snížená přesnost výpočtů K_i a V_D	vývoj a integrace korekce pohybu do softwarových řešení

zaznamenán významný nárůst v počtu detekovaných ložisek ve srovnání s obrazy SUV.

Byla nicméně popsána řada případů, kdy FDG-avidní léze byly detekovány pouze na MR_{FDG} obrazech. To naznačuje, že kombinované hodnocení SUV a parametrických (zejména MR_{FDG}) obrazů by mohlo zvýšit senzitivitu vyšetření ve srovnání s použitím pouze jednoho typu obrazů (21–23).

Pedersen et al. v nedávné studii prokázal u pacientek s karcinomem prsu podstupujících dynamické PET/CT s $^{16}\alpha$ -fluoroestradiolem, že obrazy K_i poskytují vyšší kontrast lézí než obrazy SUV (24). Podobně tomu bylo u pacientů s neuroendokrinními tumory (NET), kteří podstoupili PET/CT s radiofarmakem cíleným na somatostatinové receptory, kdy Ilan et al. prokázal, že K_i obrazy mohou vykazovat lepší kontrast ložisek než obrazy SUV (25).

Metriky K_i a MR_{FDG} lépe korelují s biologickým chováním nádoru a tím pádem by mohly mít vyšší prognostickou hodnotu než SUV. U skupiny pacientů s nemalobuněčným karcinomem plic (NSCLC) ve fázi primárního stagingu pomocí FDG PET/CT byl ukazatel odvozený z K_i prediktorem přežití bez progresu,

zatímco SUV nikoliv (26). Metriky založené na K_i také prokázaly prognostický význam u pacientů s plicními nádory léčenými imunoterapií a u jaterních metastáz gastrointestinálních stromálních tumorů (GIST) léčených inhibitory tyrosinkinázy (27,28) (obr. 2, 3 a 4). U pacientů s difúzním velkobuněčným B-lymfomem (DLBCL), kteří podstoupili interim FDG PET/CT, byla maximální hodnota K_i prediktorem přežití bez progresu i celkového přežití, zatímco maximální SUV tuto schopnost nevykazovalo (29).

Tabulky 2 a 3 ukazují, že celotělové multiparametrické PET vyšetření může v klinické onkologii nabídnout významné výhody, které lze shrnout do několika oblastí: přesné měření (kvantifikace), zlepšení diagnostické přesnosti a lepší stanovení prognózy.

TECHNICKÉ VÝZVY A OMEZENÍ METODY

Hlavní technické výzvy jsou shrnuty v tabulce 4. Jedná o stále poměrně novou a zatím relativně málo prozkoumanou metodu, a tak se lze při její

realizaci setkat i s problémy, které při využívání konvenčního SUV zobrazování nenastávají. Jak popisuje Dias et al. ve své studii, jednotlivá PET radiofarmaka se mohou i při využití stejného cílového mechanismu lišit ve svém kinetickém profilu v závislosti na navázaném radioligandu. Pacienti s karcinomem prostaty podstoupili dynamické PSMA PET/CT a studie popisuje, že akumulace radiofarmaka byla ve fyziologických tkáních reverzibilní pro ^{68}Ga -PSMA-11, ale ireverzibilní pro ^{18}F -PSMA-1007 (30).

ZÁVĚR

Multiparametrické rekonstrukce nabízejí oproti konvenčním SUV obrazům několik potenciálních a nesporných výhod. Jejich přínos je však třeba vyvažovat s ohledem na větší časovou náročnost a složitost dynamických PET protokolů. Tato zobrazovací metoda klade vyšší nároky na technické zázemí a kvalifikovaný personál na všech úrovních pracoviště. Technologické aspekty a potenciální reverzibilní kinetika radiofarmaka mohou negativně ovlivnit jak vizuální kvalitu obrazů, tak kvantitativní spolehlivost kinetické analýzy PET. ●

LITERATURA

1. **Adams MC, Turkington TG, Wilson JM, Wong TZ.** A systematic review of the factors affecting accuracy of SUV measurements. *Am J Roentgenol.* 2010; 195(2): 310–320.
2. **Zasadny KR, Wahl RL.** Standardized uptake values of normal tissues at PET with 2-[fluorine-18]-fluoro-2-deoxy-D-glucose: variations with body weight and a method for correction. *Radiology* 1993; 189(3): 847–850.
3. **Tahari AK, Chien D, Azadi JR, Wahl RL.** Optimum lean body formulation for correction of standardized uptake value in PET imaging. *J Nucl Med.* 2014; 55(9): 1481–1484.
4. **Lindholm P, Minn H, Leskinen-Kallio S, Bergman J, Ruotsalainen U, Joensuu H.** Influence of the blood glucose concentration on FDG uptake in cancer – a PET study. *J Nucl Med.* 1993; 34(1): 1–6.
5. **Boellaard R, Krak NC, Hoekstra OS, Lammertsma AA.** Effects of noise, image resolution, and ROI definition on the accuracy of standard uptake values: a simulation study. *J Nucl Med.* 2004; 45(9): 1519–1527.
6. **Lowe VJ, DeLong DM, Hoffman JM, Coleman RE.** Optimum scanning protocol for FDG-PET evaluation of pulmonary malignancy. *J Nucl Med.* 1995; 36(5): 883–887.
7. **Logan J.** Graphical analysis of PET data applied to reversible and irreversible tracers. *Nucl Med Biol.* 2000; 27(7): 661–670.
8. **Phelps ME, Huang SC, Hoffman EJ, Selin C, Sokoloff L, Kuhl DE.** Tomographic measurement of local cerebral glucose metabolic rate in humans with (F-18)2-fluoro-2-deoxy-D-glucose: validation of method. *Ann Neurol.* 1979; 6(5): 371–388.
9. **Patlak CS, Blasberg RG.** Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constants from multiple-time uptake data. Generalizations. *J Cereb Blood Flow Metab.* 1985; 5(4): 584–590.
10. **Pantel AR, Viswanath V, Muzi M, Doot RK, Mankoff DA.** Principles of Tracer Kinetic Analysis in Oncology, Part I: Principles and Overview of Methodology. *J Nucl Med.* 2022; 63(3): 342–352.
11. **Rahmim A, Lodge MA, Karakatsanis NA, Panin VY, Zhou Y, McMillan A, et al.** Dynamic whole-body PET imaging: principles, potentials and applications. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2019; 46(2): 501–518.
12. **Dimitrakopoulou-Strauss A, Pan L, Sachpekidis C.** Kinetic modeling and parametric imaging with dynamic PET for oncological applications: general considerations, current clinical applications, and future perspectives. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2021; 48(1): 21–39.
13. **Kelloff GJ, Hoffman JM, Johnson B, Scher HI, Siegel BA, Cheng EY, et al.** Progress and promise of FDG-PET imaging for cancer patient management and oncologic drug development. *Clin Cancer Res.* 2005; 11(8): 2785–2808.
14. **Huang SC.** Anatomy of SUV. Standardized uptake value. *Nucl Med Biol.* 2000; 27(7): 643–646.
15. **Beaulieu S, Kinahan P, Tseng J, Dunnwald LK, Schubert EK, Pham P, et al.** SUV varies with time after injection in (18)F-FDG PET of breast cancer: characterization and method to adjust for time differences. *J Nucl Med.* 2003; 44(7): 1044–1050.
16. **Ince S, Laforest R, Itani M, Prasad V, Derenoncourt PR, Crandall JP, et al.** Quantitative Assessments of Tumor Activity in a General Oncologic PET/CT Population: Which Metric Minimizes Tracer Uptake Time Dependence? *J Nucl Med.* 2024; 65(9): 1349–1356.
17. **Binns DS, Pirzkal A, Yu W, Callahan J, Mileschkin L, Conti P, et al.** Compliance with PET acquisition protocols for therapeutic monitoring of erlotinib therapy in an international trial for patients with non-small cell lung cancer. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011; 38(4): 642–650.
18. **Ince S, Laforest R, Ashrafinia S, Smith AM, Wahl RL, Fraum TJ.** Test-Retest Repeatability of Patlak Slopes versus Standardized Uptake Values for Hypermetabolic Lesions and Normal Organs in an Oncologic PET/CT Population. *Mol Imaging Biol.* 2024; 26(2): 284–293.
19. **Ilan E, Velikyan I, Sandström M, Sundin A, Lubberink M.** Tumor-to-Blood Ratio for Assessment of Somatostatin Receptor Density in Neuroendocrine Tumors Using 68Ga-DOTATOC and 68Ga-DOTATATE. *J Nucl Med.* 2020; 61(2): 217–221.
20. **Dias AH, Pedersen MF, Danielsen H, Munk OL, Gormsen LC.** Clinical feasibility and impact of fully automated multiparametric PET imaging using direct Patlak reconstruction: evaluation of 103 dynamic whole-body 18 F-FDG PET/CT scans. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2021; 48(3): 837–850.
21. **Ince S, Laforest R, Itani M, Prasad V, Ashrafinia S, Smith AM, et al.** Patlak Slope versus Standardized Uptake Value Image Quality in an Oncologic PET/CT Population: A Prospective Cross-Sectional Study. *Diagnostics (Basel)* 2024; 14(9): 883.
22. **Fahrni G, Karakatsanis NA, Di Domenicantonio G, Garibotto V, Zaidi H.** Does whole-body Patlak 18 F-FDG PET imaging improve lesion detectability in clinical oncology? *Eur Radiol.* 2019; 29(9): 4812–4821.
23. **Zaker N, Kotasidis F, Garibotto V, Zaidi H.** Assessment of Lesion Detectability in Dynamic Whole-Body PET Imaging Using Compartmental and Patlak Parametric Mapping. *Clin Nucl Med.* 2020; 45(5): e221–231.
24. **Pedersen MA, Munk OL, Dias AH, Steffensen JH, Møller AL, Johnsson AL, et al.** Dynamic whole-body [18 F]FES PET/CT increases lesion visibility in patients with metastatic breast cancer. *EJNMMI Research.* 2024; 14(1): 24.
25. **Ilan E, Sandström M, Velikyan I, Sundin A, Eriksson B, Lubberink M.** Parametric Net Influx Rate Images of 68Ga-DOTATOC and 68Ga-DOTATATE: Quantitative Accuracy and Improved Image Contrast. *J Nucl Med.* 2017; 58(5): 744–749.
26. **Hofheinz F, Hoff J van den, Steffen IG, Lougovski A, Ego K, Amthauer H, et al.** Comparative evaluation of SUV, tumor-to-blood standard uptake ratio (SUR), and dual time point measurements for assessment of the metabolic uptake rate in FDG PET. *EJNMMI Res.* 2016; 6(1): 53.
27. **Wang D, Qiu B, Liu Q, Xia L, Liu S, Zheng C, et al.** Patlak-Ki derived from ultra-high sensitivity dynamic total body [18 F]FDG PET/CT correlates with the response to induction immuno-chemotherapy in locally advanced non-small cell lung cancer patients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2023; 50(11): 3400–3413.
28. **Apostolopoulos DJ, Dimitrakopoulou-Strauss A, Hohenberger P, Roumia S, Strauss LG.** Parametric images via dynamic 18 F-fluorodeoxyglucose positron emission tomographic data acquisition in predicting midterm outcome of liver metastases secondary to gastrointestinal stromal tumours. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2011; 38(7): 1212–1223.
29. **Yin J, Wang H, Zhu G, Chen N, Khan MI, Zhao Y.** Prognostic value of whole-body dynamic 18 F-FDG PET/CT Patlak in diffuse large B-cell lymphoma. *Heliyon* 2023; 9(9): e19749.
30. **Dias AH, Jochumsen MR, Zacho HD, Munk OL, Gormsen LC.** Multiparametric dynamic whole-body PSMA PET/CT using [68Ga]Ga-PSMA-11 and [18 F]PSMA-1007. *EJNMMI Res.* 2023; 13(1): 31.
31. **Verhaeghe J, Gravel P, Mio R, Fukasawa R, Rosa-Neto P, Soucy JP, et al.** Motion compensation for fully 4D PET reconstruction using PET superset data. *Phys Med Biol.* 2010; 55(14): 4063–4082.
32. **Karakatsanis NA, Lodge MA, Zhou Y, Wahl RL, Rahmim A.** Dynamic whole-body PET parametric imaging: II. Task-oriented statistical estimation. *Phys Med Biol.* 2013; 58(20): 7419–7445.
33. **Leung EK, Abdelhafez YG, Berg E, Xie Z, Zhang X, Bayerlein R, et al.** Relating 18F-FDG image signal-to-noise ratio to time-of-flight noise-equivalent count rate in total-body PET using the uEXPLORER scanner. *Phys Med Biol.* 2022; 67(12).