

ANALIZA NEMA BODY FANTOMA PRI HIBRIDNEM SLIKANJU SPECT/CT IN PET/CT

NEMA BODY PHANTOM ANALYSIS IN HYBRID IMAGING SPECT/CT AND PET/CT

Sebastijan Rep

Univerzitetni klinični center Ljubljana, Klinika za nuklearno medicino, Zaloška 7, 1000 Ljubljana

Korespondenca/Correspondence: dr. Sebastijan Rep, dipl. inž. rad., e-mail: sebastian.rep@guest.arnes.si

Prejeto/Received: 24. 6. 2019

Sprejeto/Accepted: 6. 9. 2019

IZVLEČEK

Uvod: Razporeditev radiofarmaka v telesu se lahko po aplikaciji prikaže z dvema tomografskima metodama. Prva je eno-fotonska emisijska računalniška tomografija in druga pozitronska emisijska tomografija, ki v kombinaciji z računalniško tomografijo omogočata fiziološko in morfološko informacijo o telesu.

Namen: Namen opravljene raziskave je kvalitativno ovrednotiti in kvantitativno oceniti razmerji kontrast-šum (CNR) in signal-šum (SNR) pri PET/CT in SPECT/CT slikah, dobljenih z NEMA body fantomom.

Metode: Uporabil sem NEMA body fantom in ga napolnil z vodo in ^{99m}Tc oziroma ^{18}F FDG v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8. Slikanja s fantomom sem opravil na SPECT/CT in PET/CT. Scintigrame sem kvalitativno in kvantitativno ocenil in ovrednotil z obdelovalnim programom OASIS. Kvantitativno sem ovrednotil SNR za ozadje fantoma in CNR za oceno sfer glede na ozadje. Za analizo sem uporabil programsko orodje SPSS 21.

Rezultati: Pri SPECT/CT je kvantitativna analiza sfer v NEMA body fantomu prikazala sfere s premeri 17, 22, 28 in 37 mm pri razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8. Pri razmerju 1 : 8 se je prikazala sfera s premerom 13 mm. Pri PET/CT so bile v NEMA body fantomu vidne vse sfere pri razmerjih 1 : 4 in 1 : 8, pri razmerju 1 : 2 pa samo tiste s premeri 17, 22, 28 in 37 mm. Kvantitativna vrednost SNR za ozadje je bila pri PET/CT glede na SPECT/CT višja. Primerjava CNR za PET/CT in SPECT/CT je pokazala signifikantno razliko med obema metodama ($p = 0,002$). Pri obeh metodah se je vrednost SNR višala glede na višino razmerja vode in radiofarmaka in kaže dobro korelacijo ($r = 0,85$ in $p < 0,001$).

Zaključek: Rezultati primerjave med SPECT/CT in PET/CT slikovnimi metodama so pri PET/CT pokazali boljši razmerji SNR in CNR.

Gljučne besede: NEMA body fantom, sfere, ozadje, SNR, CNR, SPECT/CT, PET/CT

ABSTRACT

Introduction: The distribution of radiopharmaceuticals in the body after administration can be demonstrated with two tomography methods. The first is a single-photon emission computed tomography and the second positron emission tomography, which (in combination with computer tomography) enables the viewing of physiological and morphological information from the body.

Purpose: The research performed aims to qualitatively and quantitatively evaluate the contrast-to-noise ratio (CNR) and the signal-to-noise ratio (SNR) in PET/CT and SPECT/CT images obtained with a NEMA body phantom.

Methods: The NEMA body phantom was filled with ^{99m}Tc and ^{18}F FDG in ratios of 1 : 2, 1 : 4, and 1 : 8. Phantom imaging was done with SPECT/CT and PET/CT. The obtained scintigrams were evaluated qualitatively and quantitatively by using the OASIS processing software. The SNR was quantitatively evaluated for the background of phantoms and CNRs for assessing the spheres according to the background. SPSS 21 software was used for analysis.

Results: Quantitative analysis of spheres in the NEMA body phantom shows spheres with diameters of 17, 22, 28 and 37 mm in ratios of 1 : 2, 1 : 4, and 1 : 8 on SPECT/CT. In a ratio 1 : 8, SPECT/CT also shows spheres with diameters of 13 mm. All spheres in the NEMA body phantom are visible on the PET/CT at ratios of 1 : 4 and 1 : 8, and at a ratio of 1 : 2 only spheres with diameters of 17, 22, 28, and 37 mm are visible. The quantitative value of the SNR for the background was higher in PET/CT according to SPECT/CT. A comparison of CNR for PET/CT and SPECT/CT showed a significant difference between the two methods ($p = 0.002$). For both methods, the SNR value is higher in relation to the height of the ratio and shows a good correlation between ($r = 0.85$ and $p < 0.001$).

Conclusion: The results of the analysis between SPECT/CT and PET/CT imaging methods showed a better SNR and CNR ratio in the PET/CT image method compared to SPECT/CT.

Keywords: NEMA body phantom, sphere, background, SNR, CNR, SPECT/CT, PET/CT

UVOD

Slikanje v nuklearni medicini temelji na akumulaciji in distribuciji radiofarmakov (RF) (Carlsson, 1995). Distribucija RF v telesu se lahko prikaže z dvo- (2D) ali tro-dimenzionalno (3D) tehniko slikanja (Visvikis et al., 2005; Hacot et al., 1993). V nuklearni medicini obstajata dve slikovni metodi, pri katerih se prikaže tomografska 3D distribucija RF. Obe metodi sta neinvazivni in zagotovita metabolične in fiziološke informacije o mnogih patofizioloških in funkcionalnih motnjah. Prva metoda je eno-fotonska emisijska računalniška tomografija (SPECT) in druga pozitronska emisijska tomografija (PET) (Dutta et al., 2013, Werner et al., 2018). Značilnost 3D SPECT in PET slikanja je njuna zmožnost, da v primerjavi z 2D slikanjem izboljšata kontrastno ločljivost. Obe metodi sta se izkazali za uporabni pri raziskavah molekularnega slikanja in pri natančnejši analizi kvantitativnih parametrov v primerjavi z 2D planarnimi slikami. Kadar se 3D slikanju doda še časovni faktor, je količina informacij, ki jih je mogoče dobiti iz analize podatkov, precej visoka (Dutta et al., 2013). V kombinaciji z računalniško tomografijo (CT) tvorita hibridni SPECT/CT in PET/CT slikanji. Razvoj hibridnega slikanja in uvajanje PET/CT in SPECT/CT preiskav v klinične in diagnostične namene so dodali nuklearno medicinski diagnostiki novo dimenzijo. Hibridni slikovni metodi omogočata večjo možnost raziskav tako funkcionalnih kot tudi morfoloških sprememb, kadar se pojavijo na različnih stopnjah napredovanja ali regresije bolezni. Značilni vidiki, ki razlikujejo hibridne slikovne metode od drugih načinov slikanja, so osnovni fizikalni principi, način pridobivanja podatkov, tehnike rekonstrukcije in popravljanja slik ter kvantifikacija in prikaz slike (Hicks et al., 2007; Jacene et al., 2008; Fueger et al., 2009). SPECT/CT in PET/CT imata nekaj podobnosti in razlik. SPECT temelji na emisiji fotona pri gama razpadu, na primer ^{99m}Tc , ^{123}I , ^{111}In , ^{67}Gd in drugih, medtem ko PET slikanje uporablja pozitronske sevalce ^{18}F , ^{11}C , ^{15}O in ^{13}N , bodisi označene ali neoznačene z drugimi spojinami, kot v nekaterih SPECT diagnostičnih spojinah (Saha et al., 1992; Saha., 2004). Najpogosteje uporabljena gama in pozitronska sevalca v nuklearno medicinski diagnostiki sta ^{99m}Tc in ^{18}F (Zole, 2007; Saha, 2004). Oba sta lahko označena s številnimi spojinami, da se usmerita na določeno fiziološko ali biokemično motnjo. V primerjavi s PET RF so SPECT RF zelo razširjeni in komercialno dostopni. Večina PET RF zahteva ciklotron v neposredni bližini, zlasti kratkoživi pozitronski RF. Kratek razpolovni čas je ena od slabosti PET RF v primerjavi z RF, ki se uporabljajo pri SPECT in imajo relativno dolgi razpolovni čas (Saha, 2004).

Drugi razliki med SPECT/CT in PET/CT sta prostorska ločljivost in občutljivost. Na splošno imajo klinični PET/CT sistemi boljše prostorsko ločljivost kot SPECT/CT. PET/CT lahko zagotovi notranjo prostorsko ločljivost približno 4 do 6 mm, SPECT/CT pa težko doseže manj kot 10 mm polne širine pri polovici maksimuma (FWHM – full width at half maximum). Tudi senzitivnost je pri PET/CT v primerjavi s SPECT/CT bistveno višja, kar odraža čas slikanja in kvaliteta pridobljenih slik (Khalil, 2011).

NAMEN

Namen opravljene raziskave je kvalitativno ovrednotiti in kvantitativno oceniti razmerji kontrast-šum (CNR) in signal-

šum (SNR) pri PET/CT in SPECT/CT slikah, dobljenih z NEMA body fantomom.

METODE

Uporabil sem kvalitativno in kvantitativno raziskavo NEMA body fantoma, ki sem ga slikal na hibridnih sistemih SIEMENS, Biograph mCT[®] 128 PET/CT in SIEMENS Intevo T2[®] SPECT/CT. PET/CT združuje 128-rezinski CT in LSO PET detektorski sistem s tremi ringi, SPECT/CT sistem pa vsebuje dva detektorja in dvo-rezinski CT sistem. NEMA body fantom, ki sem ga uporabil v raziskavi, simulira obliko zgornjega dela telesa. Volumen fantoma je 9,7 l. Vsebuje 6 votlih sfer, katerih premeri so 37, 28, 22, 17, 13 in 10 mm. Centralni del fantoma je valj, napolnjen z granulami specifične gostote $0,3 \pm 0,1$ g/ml. Za zajemanje podatkov s PET sem fantom napolnil z mešanico vode in ^{18}F FDG in za SPECT prav tako z mešanico vode in ^{99m}Tc , v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8. Fantom sem namestil v vidno polje in opravil slikanja na SPECT/CT in PET/CT. Pri PET/CT slikanjih sem najprej napravil CT za korekcijo atenuacije ter zajel podatke PET za eno pozicijo mize (bed position). Slike sem rekonstruiral z iterativnim rekonstrukcijskim algoritmom (TrueX + TOF), ki zajema tudi funkcijo modeliranja PSF (point spread function) in tehnologijo time-of-flight (TOF). Pri SPECT/CT sem uporabil protokol za tomografski zajem podatkov "step and shoot". Napravil sem tudi CT za korekcijo atenuacije in nato dobljene podatke rekonstruiral z iterativno rekonstrukcijsko metodo Flash 3D, ki vključuje korekcijo atenuacije podatkov.

Slike sem analiziral s pregledovalnikom medicinskih slik OASIS. Pri obeh setih slik sem označil interesna območja sfer. Interesna območja ozadja sem označil na petih območjih premera največje sfere. Povprečne vrednosti slikovnih elementov (pikslov) sfer sem zabeležil za kasnejše izračune (Ziegler et al., 2015). Vrednosti slikovnih elementov so podane kot kiloBequerel/mililiter (kBq/ml) pri PET/CT in pet število impulzov na pixel pri SPECT/CT.

Izračunal sem razmerje signal-šum (SNR) ozadja iz vrednosti povprečij ozadja (PO) in njihovega standardnega odklona (SD) s formulo:

$$\text{SNR} = \frac{\text{PO}}{\text{SD}}$$

Razmerje kontrast-šum (CNR) sem izračunal po enačbi:

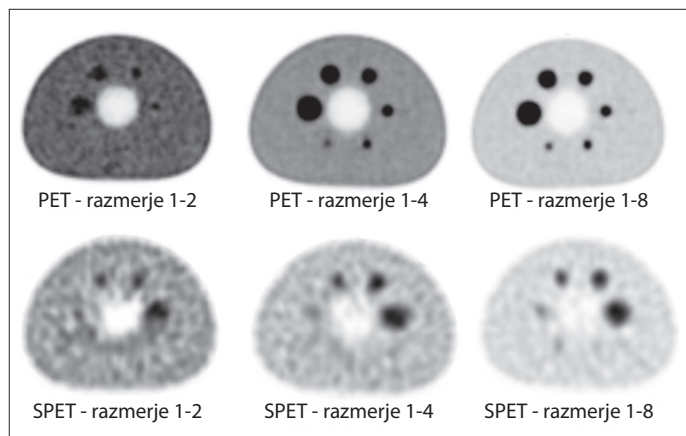
$$\text{CNR} = \frac{\text{PS} - \text{PO}}{\text{SD}}$$

Moč signala predstavljajo razlike povprečnih vrednosti pikslov v sferah (PS) in ozadju (PO), moč šuma pa standardni odklon vrednosti ozadja (SD) (Koopman et al., 2015).

Analizo podatkov sem izvedel s programskim orodjem SPSS 21. Za ocenitev porazdelitev spremenljivk sem uporabil Shapiro-Wilkerjev test. Za statistični test sem izbral neparametrični Wilcoxonov test predznaka za dve spremenljivki. Za analizo korelacije sem uporabil Spermanov korelacijski koeficient, za analizo osnovnih podatkov pa mediano ter minimalno in maksimalno vrednost. Vrednost $p < 0,05$ je bila statistično značilna.

REZULTATI

Kvalitativna ocena in analiza PET/CT slik, pridobljenih z NEMA body fantomom napolnjenim z RF in vodo v razmerju 1 : 2, ni prikazala sfer manjših premerov (10 in 12 mm), pri razmerjih 1 : 4 in 1 : 8 pa je prikazala vse sfere. Pri vizualni oceni in analizi SPECT/CT slik fantoma pri vseh treh razmerjih (1 : 2; 1 : 4 in 1 : 8) niso bile prikazane najmanjše sfere s premerom 10 mm. Sfere s premerom 12 mm niso bile prikazane pri razmerjih 1 : 2 in 1 : 4, sfer s premerom 17 mm pa ni bilo videti pri razmerju 1 : 2. Sfere s premerom 22, 28 in 37 mm so bile na SPECT/CT slikah prikazane pri vseh razmerjih (slika 1).



Slika 1: Vizualni prikaz sfer pri NEMA fantomu, napolnjenem z RF in vodo v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8

Izmerjene vrednosti slikovnih elementov v kBq/ml pri analizi sfer na PET/CT in SPECT/CT slikah za sfere so prikazane v tabeli 1.

Tabela 1: Izmerjene vrednosti slikovnih elementov v kBq/ml v sferah NEMA body fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8, na PET/CT in SPECT/CT slikah

Velikost sfere / slikovna tehnika / razmerje RF in vode	10 mm	13 mm	17 mm	22 mm	28 mm	37 mm
PET/CT 1 : 2	4,55	4,71	5,72	6,14	6,22	6,15
PET/CT 1 : 4	9,29	12,9	15,6	16,2	16,3	16,9
PET/CT 1 : 8	19,9	29,6	42,1	34,9	35,4	36,2
SPECT/CT 1 : 2	11,5	12,2	15,90	19,3	21,60	23,10
SPECT/CT 1 : 4	11,8	16,1	20,3	30,9	37,9	39,3
SPECT/CT 1 : 8	20,1	29,5	35,8	62,3	71,5	80,1

V tabeli 2 so prikazane vrednosti slikovnih elementov v kBq/ml pri analizi ozadja v NEMA body fantomu na PET/CT in SPECT/CT slikah.

Tabela 2: Izmerjene vrednosti slikovnih elementov v kBq/ml pri šestih meritvah ozadja NEMA body fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8, na PET/CT in SPECT/CT slikah

Slika št. / slikovna tehnika / razmerje RF in vode	1	2	3	4	5	6
PET/CT 1 : 2	3,91	3,85	3,91	4,04	4,10	4,08
PET/CT 1 : 4	4,95	4,87	4,96	5,03	5,07	4,98
PET/CT 1 : 8	4,72	4,96	4,81	4,64	4,61	4,79
SPECT/CT 1 : 2	10,70	10,60	10,80	11,20	11,30	9,89
SPECT/CT 1 : 4	11,00	11,70	11	10,70	10,60	11,70
SPECT/CT 1 : 8	12,1	13,2	12,1	11,8	12,2	12,1

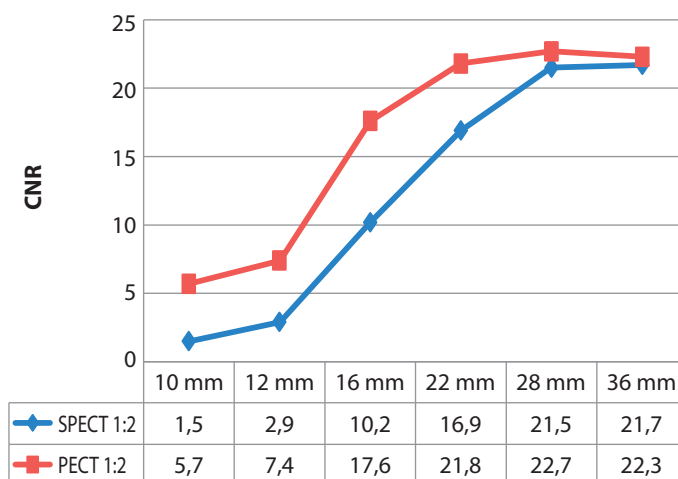
Kvantitativna analiza SNR za ozadje je pokazala višje vrednosti pri PET/CT slikanju, kar je povezano z večjo senzitivnostjo PET/CT detektorskega sistema. Vrednosti za vsa razmerja SNR in odstotek razlike med SPECT/CT in PET/CT so prikazane v tabeli 3.

Tabela 3: Vrednosti SNR v ozadju NEMA body fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8 in razlike vrednosti SNR v odstotkih med SPECT/CT in PET/CT slikami

Slikovna tehnika	SNR / razmerje 1 : 2	SNR / razmerje 1 : 4	SNR / razmerje 1 : 8
SPECT/CT	21,3	23,2	24,9
PET/CT	40,4	43,1	41,4
Razlika v %	86,7	85,6	71,8

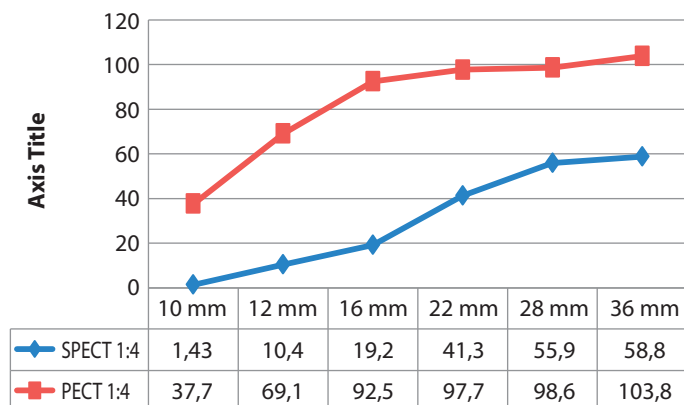
Izračunane vrednosti in razlika v CNR med PET/CT in SPECT/CT slikami fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerjih 1 : 2, 1 : 4 in 1 : 8, so prikazane v slikah 2 do 4.

CNR pri SPECT/CT in PET/CT pri razmerju 1 : 2



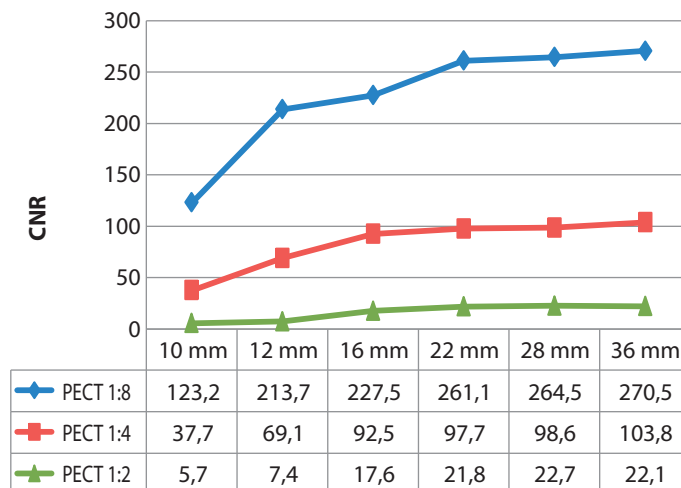
Slika 2: Razlika v vrednostih CNR med PET/CT in SPECT/CT slikami fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerju 1 : 2

CNR pri SPECT/CT in PET/CT pri razmerju 1 : 4



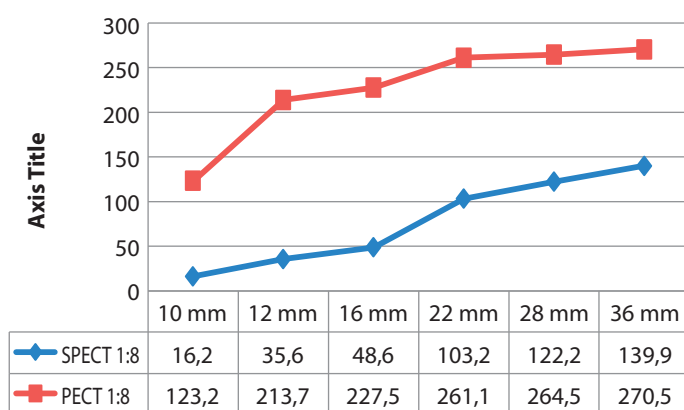
Slika 3: Razlika v vrednostih CNR med PET/CT in SPECT/CT slikami fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerju 1 : 4

CNR pri PET/CT pri uporabi različnih razmerij



Slika 6: Vrednost CNR pri SPECT/CT pri različnih razmerjih ozadje/sfera

CNR pri SPECT/CT in PET/CT pri razmerju 1 : 8



Slika 4: Razlika v vrednostih CNR med PET/CT in SPECT/CT slikami fantoma, napolnjenega z RF in vodo v razmerju 1 : 8

Za primerjavo CNR pri PET/CT in SPECT/CT slikah sem opravil Wilcoxonov test predznaka za dve spremenljivki, ki je pokazal statistično pomembno razliko med spremenljivkami ($p = 0,002$). Mediana ter minimalna in maksimalna vrednost so prikazane v tabeli 4.

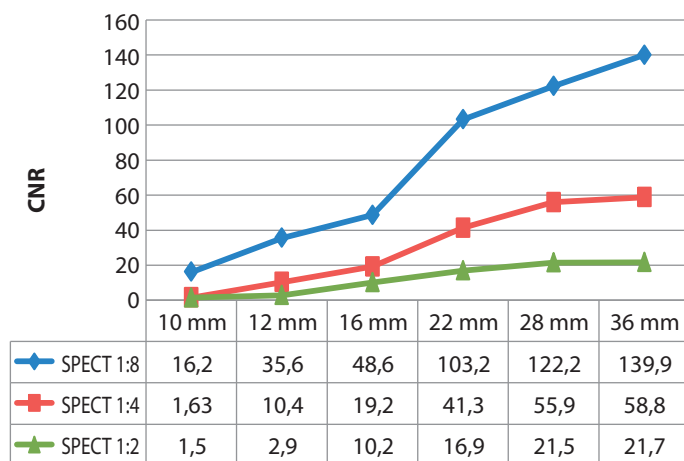
Tabela 4: Mediana ter minimalna in maksimalna vrednost CNR za PET/CT in SPECT/CT slike

	Mediana	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost
PET/CT	95,1	5,7	270,5
SPECT/CT	21,6	1,5	139,9

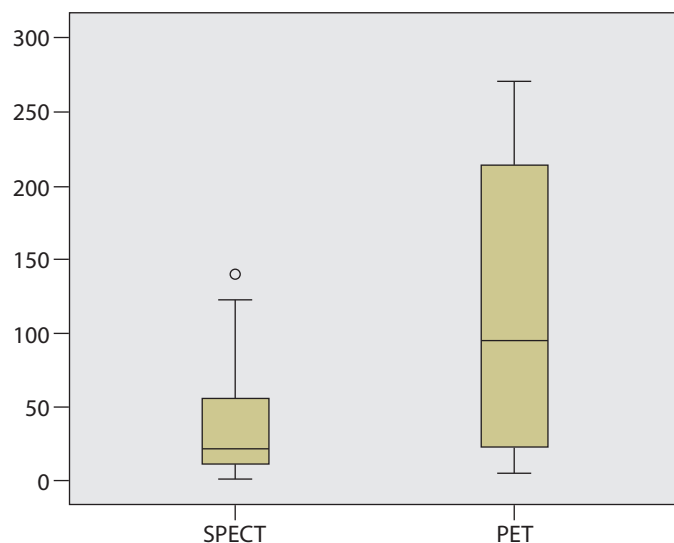
Na sliki 7 je prikazano odstopanje vrednosti CNR za različna razmerja ozadje/sfera pri različnih polnjenjih NEMA body fantoma na PET/CT in SPECT/CT slikah.

Rezultati so pokazali, da se CNR med sferami viša glede na razmerje ozadje/sfera. Na sliki 5 je prikazana razlika med CNR na slikah, narejenih s fantomom, napolnjenim z različnimi razmerji RF in vode, pri SPECT/CT in na sliki 6 pri PET/CT.

CNR pri SPECT/CT pri uporabi različnih razmerij

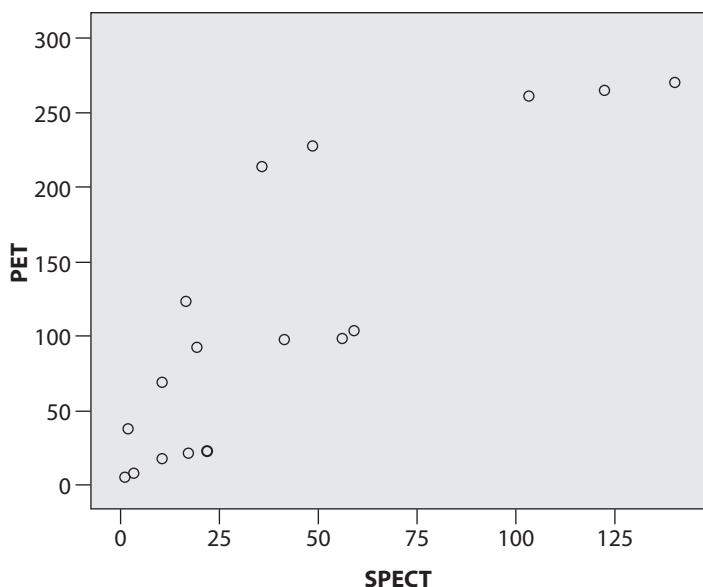


Slika 5: Vrednost CNR pri SPECT/CT pri različnih razmerjih ozadje/sfera



Slika 7: Odstopanje vrednosti CNR za različna razmerja ozadje/sfere pri različnih polnjenjih NEMA body fantoma na PET/CT in SPECT/CT slikah

Primerjava CNR pri treh različnih razmerjih sfera/ozadje je pokazala dobro korelacijo (slika 8) med SPECT/CT in PET/CT ($r = 0,85$ in $p < 0,001$). Korelacijo sem določil s Spermanovim korelacijskim koeficientom.



Slika 8: Prikaz korelacije med SPECT/CT in PET/CT pri izračunanih vrednostih CNR pri različno velikih sferah NEMA body fantoma in različnih razmerjih sfera/ozadje.

RAZPRAVA

Cilj raziskave je bil vizualno oceniti ter raziskati in primerjati lastnosti SNR in CNR med PET/CT in SPECT/CT slikami, rekonstruiranimi z iterativnimi rekonstrukcijskimi algoritmi. Menili smo, da se kljub uporabi sodobnih rekonstrukcijskih algoritmov, rekonstruirane slike pri PET in SPECT razlikujejo v izraženosti šuma. Naši rezultati se ujemajo z rezultati v literaturi, ki primerja kvalitete slike med SPECT/CT in PET/CT. Kvalitativna ocena slik, dobljenih na NEMA body fantomu, se ujema z zaključki, ki so jih dobili Jonsson in sodelavci (2018). Zaključili so, da ima PET/CT višjo stopnjo prikaza lezij in možnost natančnejšega kvantificiranja aktivnosti v leziji kot SPECT/CT. Kvalitativna ocena slik je pokazala, da manjše sfere ni mogoče prikazati v slikanih razmerjih ozadje/sfera. Rezultati, ki so jih dobili, so pomembni za zdravnika, saj ti vplivajo na izbiro zdravljenja in lahko pomagajo pri napovedovanju njegove učinkovitosti (Jonsson et al., 2018). Lezija/sfera ni več vidna, ko aktivnost pade pod prag, ki zadostuje za ločevanje lezije od ozadja. Ta prag zaznavanja se imenuje tudi najmanjša zaznavna aktivnost in je odvisna od količine podatkov, ki jih zberemo (Rose, 1948). Kontrastnost pri PET/CT slikah, dobljenih pri NEMA body fantomu, polnjenim z različnimi razmerji RF in vode, so analizirali Reynés-Llompert in sodelavci (2017). Zaključili so, da se kontrastnost PET/CT slik slabša z nižjimi razmerji ozadje/sfera. Rezultate, podobne našim, je dobil tudi Beijst s sodelavci (2017). Ugotovili so, da se manjše lezije pri nižjih koncentracijah RF slabše prikažejo. Ocena CNR

je pokazala višje vrednosti pri analizi slik, narejenih s PET/CT v primerjavi s tistimi s SPECT/CT, predvsem pri manjših sferah. Zaključili so, da je kvaliteta PET/CT slik boljša od tistih, pridobljenih s SPECT/CT. Tudi Rault (2007) je zaključil, da je kvaliteta PET/CT slik v primerjavi s SPECT/CT boljša zaradi boljše senzitivnosti in prostorske ločljivosti detektorskega sistema.

PET slikanje temelji na hkratnem merjenju dveh anihilacijskih fotonov, ki izhajata iz telesa in zadeneta nasproti ležeča detektorja (Chandler, 2004; Omami et al., 2014). SPECT slikanje temelji na snemanju posameznih fotonov, ki izhajajo iz telesa. Podatke za obdelavo pridobiva iz velikega števila projekcij z zaporednim vrtenjem detektorskega sistema okoli telesa (Madsen, 2007). Za te metode slikanja so izmerjeni podatki podvrženi različnim korekcijam, pri čemer je zlasti pri PET in SPECT-u prevladujoča korekcija atenuacije. Po izvedbi različnih popravkov se podatki uporabijo pri rekonstrukcijskem algoritmu za generiranje slik. CT, ki se uporablja za korekcijo atenuacije, temelji na merjenju rentgenskih fotonov, prenesenih iz rentgenske cevi skozi objekt na slikovne sprejemnike. Ker je šum v slikah dejavnik, ki lahko ovira vizualizacijo signalov in generiranje kvantitativnih vrednosti, je pomembno razumeti njegove značilnosti (Lee et al., 2016). Parametra, ki vplivata na kvaliteto slike, sta prostorska ločljivost in senzitivnost detektorskega sistema. Na splošno imajo klinični PET sistemi boljšo prostorsko ločljivost kot SPECT; prvi lahko zagotovijo notranjo prostorsko ločljivost približno 4–6 mm, slednji pa težko dosežejo 10 mm maksimalne širine pri polovici maksimuma (FWHM) (Madsen, 2007). Prostorska ločljivost pri PET sistemu je odvisna od številnih dejavnikov, ki se razlikujejo od tistih, ki vplivajo na prostorsko ločljivost pri SPECT-u. Parametri, ki vplivajo na prostorsko ločljivost PET slik so velikost detektorja, pot pozitrona, pot fotona po anihilaciji in nekateri instrumentalni dejavniki (Sanchez Crespo et al., 2004; Madsen, 2007). Po drugi strani pa SPECT sistem za identifikacijo struktur in za določanje usmerjenosti oddanega sevanja uporablja kolimatorje. Ta vrsta zbiranja podatkov postavlja omejitve za celotno senzitivnost in prostorsko ločljivost sistema. Pogosto pri oblikovanju kolimatorja pride do kompromisa med občutljivostjo in prostorsko ločljivostjo. Kolimatorji z visoko prostorsko ločljivostjo so na primer zasnovani tako, da poskušajo izboljšati prostorsko ločljivost, vendar pa je senzitivnost/geometrijska učinkovitost ogrožena in obratno. Drugi vidik tega kompromisa je geometrija divergentnih kolimatorjev, pri kateri se prostorska ločljivost izboljša, hkrati pa ohrani senzitivnost na isti ravni, vendar pri tem pride do zmanjšane vidnega polja (Moore et al., 1992; Madsen, 2007).

ZAKLJUČEK

Rezultati primerjave med SPECT/CT in PET/CT slikovnimi metodami so pokazali boljše razmerje SNR in CNR pri PET/CT metodi. Razlika je povezana z boljšo senzitivnostjo in resolucijo PET/CT detektorskega sistema. Glede na to, da je vloga obeh tehnologij molekularnega slikanja pomembna in koristna za bolnika, bosta SPECT/CT in PET/CT zagotovo ohranila glavno vlogo v klinični diagnostiki, oceni odziva na zdravljenje in izvedbo ciljnih terapij.

LITERATURA

- Beijst C, de Keizer B, Lam MGEH, Janssens GO, Tytgat GAM, de Jong HWAM (2017). A phantom study: Should 124 I-mIBG PET/CT replace 123 I-mIBG SPECT/CT?. *Med Phys* 44(5): 1624–1631. doi: 10.1002/mp.12202.
- Carlsson S (1995). A glance at the history of nuclear medicine. *Acta Oncol* 34(8): 1095–1102.
- Chandra R (2004). *Nuclear medicine physics: the basics*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Dutta J, Ahn S, Li Q (2013). Quantitative statistical methods for image quality assessment. *Theranostics* 3(10): 741–756. doi: 10.7150/thno.6815.
- Fueger BJ, Yeom K, Czernin J, Sayre JW, Phelps ME, Allen-Auerbach MS (2009). Comparison of CT, PET, and PET/CT for staging of patients with indolent non-Hodgkin's lymphoma. *Mol Imaging Biol* 11(4): 269–74. doi: 10.1007/s11307-009-0200-9.
- Hacot JP, Bojovic M, Delonca J, Meier B, Righetti A (1993). Comparison of planar imaging and single-photon emission computed tomography for the detection and localization of coronary artery disease. *Int J Card Imag* 9(2): 113–119.
- Hicks R, Lau E, Binns D (2007). Hybrid imaging is the future of molecular imaging. *Biomed Imag Interv J* 3(3):e49. doi: 10.2349/bij.3.3.e49.
- Jacene HA, Goetze S, Patel H, Wahl RL and Ziessman HA (2008). Advantages of Hybrid SPECT/CT vs SPECT Alone. *The Open Med Imag J* 2: 67–79. doi: 10.2174/1874347100802010067.
- Jönsson L, Stenvall A, Mattsson E, Larsson E, Sundlöv A, Ohlsson T, Hindorf C (2018). Quantitative analysis of phantom studies of 111In and 68Ga imaging of neuroendocrine tumours. *EJNMMI Phys* 5(1): 5. doi: 10.1186/s40658-018-0204-0.
- Khalil MM (2011). *Basic Sciences of Nuclear Medicine*. Berlin: Springer.
- Koopman D, van Dalen JA, Lagerweij MC, Arkies H, de Boer J, Oostdijk AH, Slump CH, Jager PL (2015). Improving the detection of small lesions using a state-of-the-art time-of-flight PET/CT system and small-voxel reconstructions. *J Nucl Med Technol* 43(1): 21–27. doi: 10.2967/jnmt.114.147215.
- Lee TC, Alessio AM, Miyaoka RM, Kinahan PE (2016). Morphology supporting function: attenuation correction for SPECT/CT, PET/CT, and PET/MR imaging. *J Nucl Med Mol Imaging* 60(1): 25–39.
- Madsen MT (2007). Recent Advances in SPECT Imaging. *J Nucl Med* 48: 661–673.
- Moore SC, Kouris K, Cullum I (1992) Collimator design for single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 19(2): 138–150.
- Omami G, Tamimi D, Branstetter BF (2014). Basic principles and applications of 18F-FDG-PET/CT in oral and maxillofacial imaging: A pictorial essay. *Imag Sci Dent* 44(4): 325–32. doi: 10.5624/isd.2014.44.4.325.
- Rault E, Vandenberghe S, Van Hopen R, De Beenhouwer J, Staelens S, Lemahieu I (2007). Comparison of image quality of different iodine isotopes (I-123, I-124, and I-131). *Cancer Biother Radiopharm* 22(3): 423–430.
- Reynés-Llompарт G, Gámez-Cenzano C, Romero-Zayas I, Rodríguez-Bel L, Vercher-Conejero JL, Martí-Climent JM (2017). Performance Characteristics of the Whole-Body Discovery IQ PET/CT System. *J Nucl Med* 58(7): 1155–1161. doi: 10.2967/jnumed.116.185561.
- Rose A (1948). The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J Opt Soc Am* 38(2): 196–208.
- Saha GB (2004). *Fundamentals of radiopharmacy*, 5th ed. Berlin: Springer.
- Saha GB, MacIntyre WJ, Go RT (1992) Cyclotrons and positron emission tomography for clinical imaging. *Semin Nucl Med* 22(3): 150.
- Sanchez Crespo A, Andreo P, Larsson SA (2004) Positronflight in human tissues and its influence on PET image spatial resolution. *Eur J Nucl Med Mol I* 31(1): 44–51.
- Visvikis D, Griffiths D, Costa DC, Bomanji J, Ell PJ (2005). Clinical evaluation of 2D versus 3D whole-body PET image quality using a dedicated BGO PET scanner. *Eur J Nucl Med Mol I* 32(9): 1050–1066.
- Werner RA, Chen X, Hirano M, Rowe SP, Lapa C, Javadi MS, Higuchi T (2018). SPECT vs. PET in cardiac innervation imaging: clash of the titans. *Clin Transl Imaging* 6(4): 293–303, doi: 10.1007/s40336-018-0289-4.
- Ziegler S, Jakoby BW, Braun H, Paulus DH, Quick HH (2015). NEMA image quality phantom measurements and attenuation correction in integrated PET/MR hybrid imaging. *EJNMMI Phys* 2(1): 18. doi: 10.1186/s40658-015-0122-3.
- Zolle I (2007). *Technetium 99m pharmaceuticals*. Berlin: Springer.