



**Módszertani útmutató a nukleáris
medicinában használt eszközök átvételi és
állapotvizsgálatai, valamint állandósági
vizsgálatai elvégzéséhez
2025.**

Nemzeti Népegészségügyi és
Gyógyszerészeti Központ

Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ

Szerzők:

Dr. Balkay László PhD¹

Elek Richárd²

Dr. Forgács Attila PhD¹

Dr. Krizsán Áron PhD¹

Dr. Nagy Ferenc PhD¹

Lektorálta:

Anyiszonyan Artúr³

Demeter Mátyás⁴

Kolozsi Zoltán⁵

**Kiadja a Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ
2025.**

1097 Budapest, Albert Flórián út 2-6.

E-mail: sugar@nngyk.gov.hu

¹ Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar, Orvosi Képző Intézet

² Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ, Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Főosztály

³ Semmelweis Egyetem Nukleáris Medicina Tanszék

⁴ Szabolcs-Szatmár-Bereg Megyei Oktatókórház - Nyíregyházi Jósza András Tagkórház

⁵ Békés Vármegyei Központi Kórház

Tartalomjegyzék

1. BEVEZETÉS	1
2. MEGHATÁROZÁSOK ÉS RÖVIDÍTÉSEK	2
2.1. Rövidítések	3
3. ÁLTALÁNOS BEVEZETŐ A NUKLEÁRIS MEDICINÁBAN HASZNÁLT KÉPALKOTÓ BERENDEZÉSEK MŰKÖDÉSÉRŐL	4
4. AZ ENGEDÉLYESEK ÁLTAL VÉGZENDŐ MÉRÉSEK - ÁLLANDÓSÁGI VIZSGÁLATOK	9
4.1. PET készülékek	9
4.1.1. Szemrevételezés és szoftveres ellenőrzés	9
4.1.2. PET detektor stabilitás tesztje	10
4.1.3. SUV érték validálása	11
4.1.4. PET kép uniformitásának ellenőrzése	16
4.2. Planáris gamma kamera és SPECT berendezések	20
4.2.1. Szemrevételezés	20
4.2.2. Háttér mérés	21
4.2.3. Gyors uniformitás teszt	22
4.2.4. Heti uniformitás ellenőrzés	23
4.2.5. Középpont vándorlás SPECT berendezések esetében	25
4.2.6. Térbeli felbontás és linearitás	26
4.2.7. Aktivitás helyessége	27
4.3. Hibrid készülékek CT modalitása	28
4.3.1. Röntgenső előfűtése (Warm up)	29
4.3.2. Levegő kalibráció	31
4.3.3. Vízekvivalens HU-érték, zaj és uniformitás	32
4.3.4. Linearitás ellenőrzése	37
4.3.5. Szeletvastagság	39
4.4. Aktivitásmérők	42
4.4.1. Szemrevételezés	42
4.4.2. Rendszeridő ellenőrzés	43
4.4.3. Háttér mérés	44
4.4.4. Stabilitás és aktivitás helyesség	44
4.5. Gamma-számlálók	45
4.5.1. Szemrevételezés	45
4.5.2. A távtartó beállítása	46
4.5.3. Háttér mérés	47
4.5.4. Érzékenység stabilitása	47
4.6. Radiofarmakon-injektorok	49
4.6.1. Szemrevételezés	49
4.6.2. Rendszeridő ellenőrzés	49
4.6.3. Háttér mérés	49

4.6.4. Stabilitás és aktivitás helyesség	49
5. AZ ORVOSI FIZIKUSOK ÁLTAL VÉGGZENDŐ MÉRÉSEK – ÁTVÉTELI ÉS ÁLLAPOTVIZSGÁLATOK	50
5.1. PET készülékek	50
5.1.1. Térbeli felbontás vizsgálata	50
5.1.2. Érzékenység vizsgálata	54
5.1.3. A PET kamera terhelhetősége és a korrekciók pontossága	58
5.1.4. Képminőség és korrekciók ellenőrzése	64
5.2. Planáris gamma kamera és SPECT berendezések	72
5.2.1. Intrinsic energiafelbontás	72
5.2.2. Intrinsic terhelhetőségi vizsgálat	73
5.2.3. Detektor árnyékolása	74
5.2.4. Térbeli felbontás meghatározása egésztest vizsgálat során	75
5.2.5. Detektor érzékenység SPECT berendezés esetén	77
5.2.6. SPECT térbeli felbontása Compton-szóró közeg nélkül	78
5.2.7. Kontraszt és uniformitás mérés SPECT kamera esetén	80
5.3. Hibrid készülékek	81
5.3.1. Hibrid készülékek CT modalitása	81
5.3.2. Hibrid modalitások koregisztrációjának ellenőrzése	81
5.4. Aktivitásmérők	83
5.4.1. Aktivitásmérés bizonytalansága	83
5.4.2. Linearitás	84
5.4.3. Árnyékolás ellenőrzés	85
5.5. Gamma-számlálók	86
5.5.1. Számlálás bizonytalansága	86
5.5.2. Árnyékolás ellenőrzés	86
5.6. Radiofarmakon-injektorok	88
5.6.1. Aktivitás mérésének szórása	88
5.6.2. Linearitás ellenőrzése	88
5.6.3. Árnyékolás ellenőrzése	88
5.6.4. Adagolási pontosság	88

1. BEVEZETÉS

Ezen útmutató ajánlásokat tartalmaz az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről szóló 2/2022. (IV. 29.) OAH rendeletnek (Svr.) megfelelően:

45. § (1) A berendezés fő műszaki paramétereinek módosítását, fődarabjait, árnyékolását, védelmi funkcióit érintő karbantartását, javítását vagy cseréjét követően a berendezés csak – megfelelő szakmai képesítéssel és az 55. § (1) bekezdés 4. pontja szerinti engedéllyel rendelkező szervezet által végzett – dokumentált sugárvédelmi méréseket is magába foglaló minőségellenőrzési vizsgálat után vehető használatba, amely vizsgálat igazolja a berendezés engedélyezett paramétereknek megfelelő működését.

Fontos kiemelni az Svr. kapcsán azt is, hogy:

53. § (1) A sugárvédelmi követelmények teljesítésének módszerére és a választott sugárvédelmi ismeretekre vonatkozó ajánlásokat, továbbá a veszélyesség szintjére, valamint az adatszolgáltatásra vonatkozó alapelveket az OAH által kiadott útmutatók tartalmazzák.

A fenti mellett a 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól (a továbbiakban: Osr.) értelmében (11. §):

(2) Az NNGYK a minőségbiztosítási program kialakításának támogatása érdekében módszertani útmutatót készít, amely tartalmazza a berendezések megfelelőségére vonatkozó feltételeket, amelyek alapján eldönthető, hogy mikor van szükség megfelelő korrekciós intézkedésekre, vagy a berendezés üzemén kívül helyezésére. A módszertani útmutatót az országos tisztifőorvos által üzemeltett honlapon közzé kell tenni.

Az útmutató célja tehát, hogy – ajánlásokat adva a gyógyászatban alkalmazott, ionizáló sugárzást létrehozó diagnosztikai berendezések minőségének fenntartásával kapcsolatosan – egyértelművé tegye azokat a műszaki követelményeket, amelyeket az ilyen eszközöknek teljesíteniük kell. Az útmutató ezzel elősegíti az érvényes szabványokban meghatározott kritériumok és specifikációk teljesítését. Az útmutató a fentieken felül tartalmaz javaslatokat arra is, hogy az egyes vizsgálati paramétereknek milyen elfogadható, és egyes esetekben elérhető, határértékei vannak. Így objektív kritériumok állnak rendelkezésre a berendezések használhatóságának, selejtezésének megítélésére. Ezeknek a követelményeknek a teljesítésén felül az átvételi és állapotvizsgálatok elősegítik, hogy a berendezések állapotának, minőségének folyamatos felügyeletével biztosítható legyen azok legmagasabb színvonalú, leginkább gazdaságos üzemeltetése és azok folyamatos rendelkezésre állása.

A vizsgálatok leírásakor az Svr. szerint meghatározott „engedélyesek” és a Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ, illetve az orvosi fizikus szakértők által végzendő mérésekre egységesen „orvosi fizikusok által végzendő mérések”-ként hivatkozunk.

Az útmutató elkészítésekor azt a szellemiséget követjük, hogy az egészségügyi intézményeknél kötelező minőségügyi rendszert (ISO, MEES szabványok) működtetni és e leírás elemei integrálhatóak a napi/heti/havi rutinba.

2. MEGHATÁROZÁSOK ÉS RÖVIDÍTÉSEK

Az útmutató az Atv. 2. §-ában, az Svr. 4. §-ában és az Osr. 2. §-ában meghatározásokon kívül az alábbi definíciókat alkalmazza.

Extrinsic/Intrinsic vizsgálat:

A SPECT berendezéseknél a kollimátor nélkül (intrinsic) vagy kollimátor felszerelése mellett (extrinsic) végzett vizsgálatokat jelölő fogalom.

Modalitás:

Az orvosi képalkotó eljárásoknál ez a fogalom általában a klinikumban alkalmazott eszközt és annak működési módját is jelölő megnevezés. (Például: a „mammográfia” egy modalitás, de az „emlő tomosztézis”-e, rétegfelvételezése szintén, amelyet akár ugyanazzal a berendezéssel is végezhetünk, tehát így nem csupán egy eszközt jelöl. Szó szerint „módozat”). A nukleáris medicinában a modalitás szó mindig csak az eszközre utal. Például a PET/CT estén beszélhetünk PET (pozitron emissziós tomográfia) és CT (számítógépes rétegfelvétel-készítő röntgenberendezés, vagy angolul: computed tomography) modalitásról.

Üzemnapló:

Olyan, az engedélyes által rendszeresen vezetett és archivált digitális és/vagy kinyomtatott napló, amely egy konkrét modalitás állapotáról, meghibásodásairól és ellenőrzési folyamatairól felvilágosítást ad.

Lásd még: Útmutató a röntgendiagnosztikai berendezések és képmegjelenítők átvételi és állapotvizsgálatai, valamint állandósági vizsgálatai elvégzéséhez (NNGYK útmutató, 2022.; elérhető:

https://www.nnk.gov.hu/attachments/article/1796/M%C3%B3dszertani%20%C3%BAtmutat%C3%B3_radiol%C3%B3gia.pdf

2.1. Rövidítések

Rövidítés	A rövidített fogalom
Atv.	„Atomtörvény”, vagyis az 1996. évi CXVI. törvény az atomenergiáról
CT	computed tomography (számítógépes tomográfia)
CRC	contrast recovery coefficient (kontraszt-visszanyerési együttható)
FOV	field of view (látómező)
FBP	filtered backprojection (szűrt visszavetítés)
FWHM	full width at half maximum (félértékszélesség)
HU	Hounsfield unit (Hounsfield-egység)
IQ	image quality (képminőség)
LOR	line of response* (annihilációs egyenes)
NEC	noise equivalent countrate (zajekvivalens beütésszám)
NEMA	National Electrical Manufacturers Association (az amerikai Nemzeti Villamosberendezés Gyártók Egyesülete)
Osr.	orvosi sugárvédelmi rendelet; 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól
PET	positron emission tomography (pozitron emissziós tomográfia)
PMT	photomultiplier tube (fotoelektron-sokszorozó cső)
PVE	partial volume effect (résztérfogat-hatás)
RC	recovery coefficient (visszanyerési együttható)
ROI	region of interest* (tárgyérdekű terület)
SiPM	silicon photomultiplier (szilícium fotoelektron-sokszorozó)
SPECT	single photon emission computed tomography (egyfoton-emissziós komputertomográfia)
Svr.	sugárvédelmi rendelet; 2/2022. (IV. 29.) OAH rendelet az ionizáló sugárzás elleni védelemről és a kapcsolódó engedélyezési, jelentési és ellenőrzési rendszerről
UFOV	useful field of view (hasznos látómező)
VOI	volume of interest* (tárgyérdekű térfogat)

* A magyar kifejezés ritkán használatos.

3. ÁLTALÁNOS BEVEZETŐ A NUKLEÁRIS MEDICINÁBAN HASZNÁLT KÉPALKOTÓ BERENDEZÉSEK MŰKÖDÉSÉRŐL

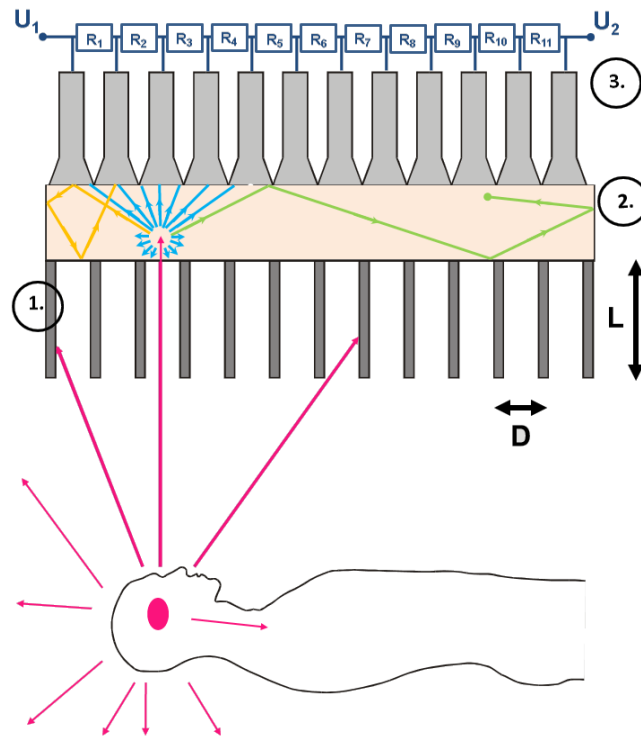
A gamma kamera, a SPECT (egyfoton-emissziós komputertomográfia) és a PET (pozitron emissziós tomográfia) vizsgálatoknál a sugárforrást – a radioaktív izotóppal jelölt molekulát, más néven radiofarmakont – a leképezés kezdete előtt adott idővel a páciensbe kell juttatni, általában vénás injekció vagy orális adagolás segítségével. A jelölt molekula a véráramlás segítségével eljut a szervezet minden részébe és főleg olyan területeken fog felhalmozódni, ami az adott radiofarmakon biológiai funkciójára jellemző (perfúzió, metabolizmus, receptorkötődés stb.). Bár az elmúlt évtizedekben az izotópdiaagnostika számára kifejlesztett radiofarmakonok száma akár a több százat is elérheti, a leggyakrabban használtak száma tízhúsz körül van. Néhány jellegzetes radiofarmakont mutat be a következő táblázat.

1. táblázat: Gyakran alkalmazott radiofarmakonok és felhasználásuk

Vizsgált biokémiai/élettani folyamat	A radiofarmakon neve	Célszerv; betegség
Szívizom vérátfolyása	[^{99m} Tc]-metoxi-izobutil-izonitril (MIBI)	szív; infarktus, ischaemia
Osteoblast-aktivitás	[^{99m} Tc]-metil-difoszfonát (MDP)	csont; tumor
Aktív transzport a pajzsmirigy acinus sejtjeibe	[^{99m} Tc]-pertechnetát	pajzsmirigy; pajzsmirigy-betegségek
Aktív transzport a pajzsmirigybe, és organifikáció*	Na-[¹³¹ I]	pajzsmirigy (diagnostika és terápia)
Vese-perfúzió, kiválasztás	[^{99m} Tc]-DTPA, [^{99m} Tc]-MAG3	vese; vesebetegségek
Tumor és gyulladás	[⁶⁷ Ga]-citrát	limfómák, ismeretlen eredetű láz
Cukor-metabolizmus	[¹⁸ F]-deoxiglükóz (FDG)	egésztést; tumor
Aminosav-metabolizmus	[¹¹ C]-metionin	agy; tumor
Aminosav-metabolizmus	[¹⁸ F]-FET	egésztést; tumor
Prosztata-specifikus membrán antigén szint	[¹⁸ F],[⁶⁸ Ga]-PSMA	prosztata

* A magyar kifejezés ritkán használatos.

A SPECT vizsgálat nem más, mint gamma kamerával végzett tomográfia, ezért először mindenképpen meg kell érteni a planáris gamma kamera működését, amelynek vázlata a következő ábrán látható. A számokkal is jelölt három fő rész a kollimátor (1), a szcintillációs kristály (2) és a fotoelektron-sokszorozó csövekből (photomultiplier tube, PMT) álló egység (3). Az ábrán a koponyán belül feltételezett radiofarmakon-halmozás helyét mutatja a piros terület. A kollimátor ólomból vagy wolframból készült speciális lemezrendszer vagy öntvény, amely több tízezer egymáshoz szorosan illeszkedő furatot tartalmaz. Ezek nem feltétlenül párhuzamosak. A kollimátor feladata, hogy a páciensből kilépő sugárzásból csak a furat falával nem ütköző gamma-fotonokat engedje át, a kellően ferde szögben érkezőket pedig elnyeli, így valóban csak egy adott irányú planáris képet fogunk majd kapni. A különböző energiájú gamma-fotonokhoz eltérő felépítésű kollimátorokat alkalmaznak, hogy optimális lehessen a furatokkal párhuzamos gamma fotonok detektálásának határfoka.

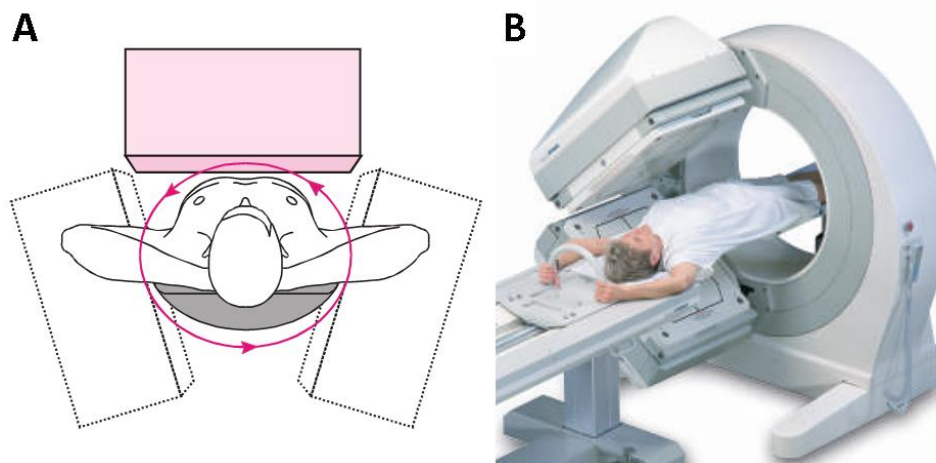


1. ábra: Gamma kamera működésének elvi vázlata

A képalkotáshoz azonban elektromos jellé kell alakítani a képi információt hordozó gamma-fotonokat. Ennek leggyakoribb módja az, hogy egy ún. szcintillációs kristályba vezetjük a gamma-kvantumokat, amelyben azok elnyelődnek és másodlagos elektronok gerjesztése útján az energiájuk egy része a látható fény energiatartományába eső fotonok formájában kerül kibocsátásra. Az így keletkező fény egyes fotonjait a PMT-k a fotokatód és egy speciális erősítőlánc segítségével alakítják át villamos jellé, így ennek kimenete már detektálható mértékű ($10\text{--}100\text{ }\mu\text{A}$) elektromos impulzus lesz. A villamos jel arányos a kristályban elnyelt gamma-foton energiájával. A gamma kamerákban használt szcintillációs kristály egyetlen nagy, homogén darabból áll, amelynek anyaga talliummal szennyezett nátrium-jodid. Általában egy gamma-fotonból nagyságrendileg 10.000 látható fénykvantum keletkezik. A pontos érték függ például az adott gamma-foton energiájától (tehát az adott radioaktív izotóptól), illetve a szcintillátor anyagától. Az 1. ábrán látható, hogy a szcintillátorban keletkező fényfelvillanás a tér minden irányába terjed, és számos különböző jellegű fényút is kialakulhat mielőtt a kristályból kilépve az érzékelhető lesz. Kék nyilak ábrázolják a kiinduló fénysugarakat, de az egyszerűség kedvéért csak a PMT felé haladó néhány foton útját illusztrálja az ábra. Ebben az irányban a kék színű vonalak reprezentálják azokat a fotonokat, amelyek közvetlenül a PMT-be lépnek. A két eltérő színű vonal mentén a fény ennél bonyolultabb utat jár be. A zöld és a sárga fényutakon a teljes visszaverődés jelensége miatt a fény nem tud a PMT felé haladni: a sárga többszörös reflexió után azonban elérheti azt, míg a zöld a hosszabb fényút miatt elnyelődhet a kristályban. A meglehetősen bonyolult folyamat ellenére is várható, hogy a szcintillációs esemény feletti PMT-be jut a legtöbb foton, az egyre távolabbiakra pedig egyre kevesebb. Ha tehát az összes PMT jelét vesszük figyelembe, akkor megfelelő súlyozó elektronika segítségével azonosítható a gamma-foton elnyelődésének helye a kristályban. A súlyozás megfelelő ellenállások közbeiktatásával érhető el, így az ábrán jelölt U_1 és U_2 feszültségek – esetleg ezek különbsége vagy hányadosa – már hordozni fogják a pozíció-információt.

A gamma kamerás képeken mindig jól érzékelhető a röntgenképekénél viszonylag rosszabb térbeli felbontás és zajosság. A gamma kamerák térbeli felbontása általában 5–10 mm közötti, ami lényegesen rosszabb, mint a planáris röntgenképkalkotóké, ami a milliméter törtrészének megfelelő. A felbontást alapvetően befolyásolja a kollimátor geometriája (az előző ábrán az L és a D értékei), a szcintillátorkristály vastagsága, valamint a kollimátornak a leképezendő szervtől való távolsága is. A kollimátor geometriája az érzékenységet is alapvetően befolyásolja. A képek zajossága (szemcsézettsége) elsősorban a kép készítéséhez begyűjtött gamma-fotonok számával van összefüggésben. Egy röntgenfelvétel során megközelítőleg 10^{15} darab foton lép ki a röntgensőből, a nukleáris medicina esetében azonban a páciensbe injektált radiofarmakon mennyisége általában kb. 400 MBq (^{99m}Tc esetén), tehát egy 10 perces leképezés során csak kb. 10^{11} gamma-foton keletkezik, aminek ráadásul csak törtrésze kerül a detektorokba (a kollimátor a működéséből kifolyólag a gamma-fotonok nagy részét elnyeli). Tehát a gamma kamerás leképezések során körülbelül milliószor kevesebb eseményből kell képet alkotni, így nem csoda, hogy a kép zajossága jóval nagyobb, mint a röntgenvizsgálat esetén. Felmerülhet a kérdés, hogy miért ne lehetne a radiofarmakon mennyiségét vagy a begyűjtési időt növelni, így csökkenhetne a zajosság. Sajnos azonban a radioaktív izotópok gamma-sugarai – ugyanúgy, mint a röntgensugárzás – egészségkárosító hatással is járnak, amelynek kockázata a betegbe injektált aktivitással arányosan nő. Bár a kockázat függ az adott izotóp fajtájától, általánosságban azt lehet mondani, hogy egy gamma kamerás vizsgálat effektív dózisa felnőttek esetén 2–10 mSv közé esik, kb. 400 MBq beadott aktivitás mellett (a már említett ^{99m}Tc esetén), ami összevethető egy CT-vizsgálat dóziséval.

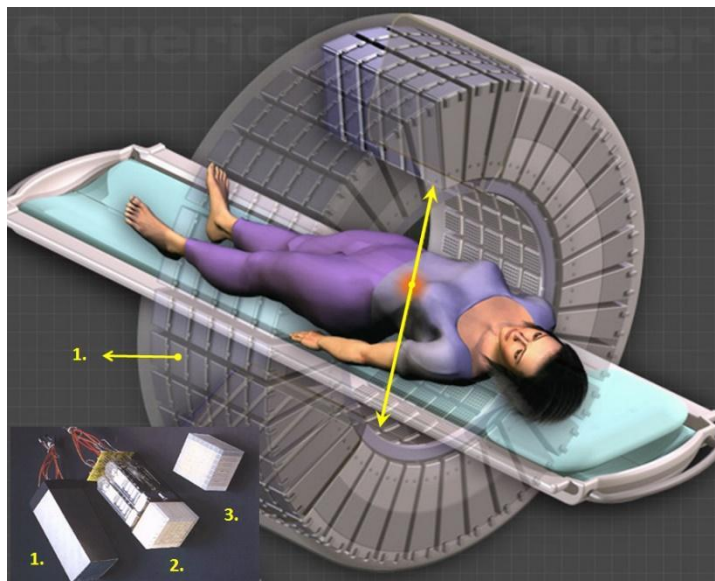
Gamma kamerával tomográfiai (3D) vizsgálatot úgy lehet készíteni, ha a detektorfejjel nemcsak egy, hanem minél több vetületi képet rögzítünk a páciens körül (általában 64–128-at). Ennek megfelelően a SPECT-vizsgálat során a gamma kamerát a beteg körül forgatják néhány fokonként, és minden pozícióban 15–30 másodperces vetületi képet gyűjtenek, majd iteratív rekonstrukciót használva előállítják a 3D tomografikus képet. Ennek illusztrációja látható az alábbi ábrán (2. ábra).



2. ábra: SPECT vizsgálat

A PET-leképezés során pozitron-bomló izotóppal jelölt molekula eloszlását tanulmányozzuk, ami érzékenyebb vizsgálatot tesz lehetővé a SPECT-hez képest. Ugyanis a magból kilépő pozitron néhány milliméteren belül egy elektronnal kölcsönhatásba lépve megsemmisül és két gamma-fotónná alakul, amelyek egy egyenes mentén ellenkező irányban mozognak. Ha tehát a vizsgált személyt pozícióérzékeny detektorokkal körbe vesszük, akkor az adott egyenes térbeli pozíciója azonosítható lesz, ha azt vizsgáljuk, hogy azonos

időpillanatban történt-e két gamma-foton elnyelődése a detektorgyűrűn belül. A következő ábra mutatja be vázlatosan a PET felépítését.



3. ábra: PET vizsgálat sematikus ábrázolása

A pozitron-bomló izotóppal jelölt molekula testen belüli feltételezett helyét a sárga pont jelöli. A bomlás helyén keletkező két gamma-foton útját a két sárga nyíl reprezentálja, amelyek időben egyszerre (1–10 ns-on belül) detektálódnak a két szemben levő detektoregységben. A detektorgyűrű sok detektormodulból áll (1), amelyekben egymástól elkülönített (pixellált, diszkrét) szcintillációs kristályok (3), illetve ezekhez csatolt PMT vagy ún. SiPM (szilícium fotoelektron-sokszorozó) fénydetektorok találhatók (2). A mai PET-kamerák térbeli felbontása általában 3–6 mm.

Az előbb bemutatott egyenesek, vagyis a szervezeten belüli radiofarmakon-eloszlás speciális vetületi képei meghatározhatók. Ha pedig már vannak vetületi képeink, akkor a tomografikus képrekonstrukció segítségével elkészíthetjük az eloszlások 3D képeit. Látható, hogy a PET esetében a vetületek definiálásához nincs szükség ólom kollimátorra – ami a fotonok jelentős részét elnyelné –, így a detektált események száma legalább egy-két nagyságrenddel több lehet, mint SPECT-kamerák esetén. A gamma-fotonok detektálásához – hasonló módon a gamma kamerákhoz – itt is szcintillációs kristály és PMT (vagy SiPM) elemeket használnak, csak más a szcintillációs anyag, illetve a detektor geometriai elrendezése. A PET-ben a minél homogénebb és egyenletesebb pozícióérzékenység miatt általában nem folytonos, hanem pixellált kristályokat használnak; kialakításuk a 3. ábra részképein látható. A PET-képek általában jobb térbeli felbontást és jobb kontrasztot biztosítanak, mint a SPECT vizsgálatok. A PET térbeli felbontását a pozitron-elektron kölcsönhatás természete korlátozza, ebből kifolyólag a humán PET-kamerák térbeli felbontása nem lehet jobb, mint kb. 2 mm. Ez persze nem azt jelenti, hogy ennél kisebb kiterjedésű halmozást nem detektálhatunk: minden olyan terület, amely a felbontás mérete alatti, de megfelelő halmozást tartalmaz, a térbeli felbontással azonos méretűnek fog látszani.

Az elmúlt 20 évben megjelentek a PET és a SPECT alapú multimodalitású képalkotó eszközök is, amelyeknél a nukleáris medicina készülékeket CT-berendezésekkel egyben működtetik. Ilyen módon ma már fél-negyed órán belül és ugyanazon testhelyzetben készülhet a páciensről anatómiai és funkcionális leképzés is, ami nagyon megnövelte az egyedi PET és CT, valamint SPECT és CT tomográfias vizsgálatok diagnosztikai érzékenységét.

Forrás: Balkay, L., Molnár, J. Természet Világa. 143 (5), 230-233, 2012.

4. AZ ENGEDÉLYESEK ÁLTAL VÉGZENDŐ MÉRÉSEK - ÁLLANDÓSÁGI VIZSGÁLATOK

4.1. PET készülékek

4.1.1. Szemrevételezés és szoftveres ellenőrzés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A szemrevételezéses és a szoftveres ellenőrzések célja, hogy a PET készülékről egyértelműen eldönthető legyen, hogy a fizikai és a működtetést biztosító szoftverrendszer állapotát figyelembe véve PET vizsgálatok és mérések végezhetőek-e a készülékkel, tehát az a rendeltetésszerű, biztonságos használatra alkalmas.

Az ellenőrzendő tételek egy része fontos a biztonságos betegvizsgálat szempontjából, illetve számos elem gyártóspecifikus lehet, ezért a munkahelyi körülményekre kell szabni az itt felsoroltakat.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Adatlap az ellenőrzési listához. A szükséges idő kevesebb, mint 10 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta, a PET kamera használata előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Ellenőrizzük a berendezés üzemnaplóját, hogy előző napról van-e feljegyezve meghibásodás.
2. Mérjük meg a helyiség hőmérsékletét, illetve a páratartalmat, ha ez is gyártói referenciaértékek között szerepel.
3. Szemrevételezéssel ellenőrizzük a berendezés mozgó részeit.
4. Ellenőrizzük, hogy a betegvizsgáló ágyon és a gantry burkolatán vannak-e eddig még nem dokumentált sérülések.
5. Külön ellenőrizzük a gantry belső (látótéren belüli) felületeinek tisztaságát.
6. Ellenőrizzük, hogy a vizsgáló ágy megfelelően mozgatható vízszintesen és függőlegesen is.
7. Vizsgáljuk meg, hogy a gantry-n levő vezérlő kapcsolók, és fényjelzések megfelelően működnek, illetve a pozícionáló lézer is bekapcsolható és jól látható.

8. Próbáljuk ki, hogy a vizsgálatok közben használható beteg kommunikációs audio rendszer (mikrofon-hangszóró) megfelelően működik-e.
 9. Ellenőrizzük, hogy a PET vizsgálatot irányító számítógépes kezelőfelület (konzol) működőképes: láthatóak-e az előző napi vizsgálatok, megfelelő-e a rendszeridő. A számítógép idejét kiemelten fontos a nyári-téli időszámítás közötti váltást követő munkanapon ellenőrizni, mert akár esedékes vagy sem a hivatalos óraátállítás, a számítógép beállítása ezzel ellentétesen működhet. A hivatalos átállítási idő: március és október utolsó vasárnapja.
 10. Ellenőrizzük, hogy a konzol rendszerideje, valamint a radiofarmakon aktivitás mérésére használt eszköz rendszerideje megegyezik.
 11. Vizsgáljuk meg, hogy a PET vizsgálatok tárolására használt lemezterület elegendő-e a tervezett vizsgálatok számára, illetve, hogy van-e bármilyen szoftveres hibajelzés a konzolon.
 12. Ellenőrizzük minden egyéb működést, amelyet a gyártó javasol.
 13. A PET vizsgálatok kiegészítő mérőeszközeit, a személyi mérleget és vércukorszint mérőt is ellenőrizzük, hogy készen állnak-e a használatra.
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Az adatlapon jegyezzük fel a megfelelőségeket, illetve az eltéréseket.

- g) Elfogadási kritériumok
1. A helyiség hőmérsékletének és a páratartalmának (ha elő van írva) a gyártó által előírt tartományban kell lennie.
 2. Valamennyi mechanikai és elektromos kezelőszervnek, valamint paraméternek kielégítő állapotúnak kell lennie.
 3. A PET vizsgálatokat kezelő programrendszernek működőképesnek, illetve a rendszeridőknek (PET konzol és a radiofarmakon aktivitásmérője) megegyezőnek kell lenniük, legfeljebb 10 másodperc eltérés lehet ezek között.

4.1.2. PET detektor stabilitás tesztje

- a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A PET kamerák detektorai általában több tízezer szcintillációs kristályt, illetve az ezekhez illesztett többszáz fénydetektort és jelfeldolgozó elektronikát tartalmaznak. A detektorrendszer többnyire moduláris felépítésű, ahol a modulok adott darabszámú kristály pixel és fénydetektor számosságból állnak egy közös, de multiplexelt jelfeldolgozó elektronika mellett. Ez azt jelenti, hogy bár tipikusan egy teljes modul hibásodik meg általában, ez azonban a (végső) koincidencia alapú adatgyűjtés miatt igen nagymértékű hibát eredményezhet a rekonstruált képen. E teszt célja a PET detektorrendszer működőképességének és stabilitásának felmérése, illetve a nemkívánatos változások, például egy detektor modul meghibásodásának minél hamarabb történő észlelése. Általában a gyártók ezt a tesztet a PET kamerával végzett munka előtt javasolják elvégezni, ennek megfelelően gyakori elnevezése e tesztnek a „Daily PET detector stability test”.

- b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

A gyártó által rendelkezésre bocsátott speciális QC programrendszer és eljárás, illetve a gyártó által megkövetelt radioaktív anyag és forrástartó. Tipikus példák az egyes gyártók termékeire: Philips - ^{22}Na pontforrás; General Electric - ^{68}Ge hengerpalást alakú forrás; Siemens – ^{68}Ge henger forrás, Mediso – ^{22}Na). A vizsgálathoz szükséges idő függ a konkrét modalitástól és a használt radioaktív anyag aktuális aktivitásától, általában 10-30 perc a jellemző időtartam.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta, a PET kamera használata előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A konkrét teendők alapvetően eltérnek gyártónként a szükséges radioaktív anyagok alakja és a pozicionálása szempontjából, illetve az adatgyűjtést és a kiértékelést biztosító teljesen különböző programok, a gyártói célszoftverek miatt. Ennek megfelelően az engedélyeseknek a gyártók által kötelezően rendelkezésre bocsátott magyar nyelvű felhasználói útmutatót kell használnia, amely mindenképpen tartalmazza a napi detektor stabilitás teszt leírásait.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A gyártó által szolgáltatott programkörnyezet és dokumentáció alapján.

g) Elfogadási kritériumok

A célszoftveren megjelenített végeredményeknek a gyártó által előírt tartományban kell lennie. Ha az értékek nem megfelelőek, akkor a gyártó előírásai szerint kell cselekedni (pl.: speciális szoftver és kalibráció futtatása, vagy a szervizmérnök értesítése).

4.1.3. SUV érték validálása

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A kvantifikálhatóság a PET módszer egyik legelőnyösebb vonása, ami egyáltalán nem, vagy csak részben jellemzi a többi orvosi képalkotó eszközt. Bár a PET által gyűjtött elsődlegesen detektált adat a másodpercenkénti koincidencia eseményszám, a végeredményként megjelenő felvétel voxeleihez már abszolút skálán (ún. SUV skálán) kifejezett számok tartoznak. A koincidencia adatok alapján a képrekonstrukció a leképzés során előforduló minden torzító hatást (véletlen koincidencia, szöveti abszorpció, Compton-szórás stb.) modellez és figyelembe

vesz, így megfelelő aktivitáskalibráció után a voxelekhez aktivitáskoncentráció (Bq/ml) rendelhető. A diagnosztikai elemzés egyszerűsítésére idővel bevezették az ún. SUV (standard uptake value) értéket, amelyet az alábbi képlettel szokásos definiálni:

$$SUV = \frac{C}{\frac{A}{m}},$$

ahol C a voxelben mért aktivitáskoncentráció [Bq/ml] egységben, A pedig a szervezetbe injektált radiofarmakon aktivitása [Bq], m pedig a páciens tömege [g] egységben. A C aktivitáskoncentrációt és az A aktivitást ugyanarra az időpontra kell vonatkoztatni és eszerint elvégezni a bomlás korrekcióját. Ez az időpont leggyakrabban az adatgyűjtés kezdeti időpontja. A legtöbb PET-rendszer manapság már figyelembe veszi az ún. „branching ratio”-t is az adott izotópra, vagyis az egy bomlásra jutó pozitron-hozamot (ez a ^{18}F esetén 96,7%). A SUV számadat segítségével már össze lehet hasonlítani egy páciens két különböző PET-vizsgálatánál egy adott szöveti halmozás változását, mert a SUV már nem függ a beadott aktivitástól és a páciens aktuális tömegétől sem. A kifejezés alapján a SUV egysége [g/ml], azonban számos dokumentumban az emberi test közelítő sűrűségével ($\rho = 1 \text{ g/ml}$) is elosztott SUV értéket használnak, ekkor a SUV természetesen dimenzió nélküli számmá válik. Ennek az alapja az, hogy a SUV számolás szinte mindig olyan anatómia területre vonatkozik, amelynek sűrűsége a test átlagsűrűségével megegyezik, így a számlálóban levő [ml], vagy a nevezőben szereplő [g] valóban átszámolható egymásba a feltételezett $\rho = 1 \text{ g/ml}$ alapján. A SUV faktor alapvetően azt adja meg, hogy a voxelben mért aktivitáskoncentráció hányszorosa annak az elméleti értéknek, amelyet az A aktivitás injektálása után a teljes testtérfogatban egyenletes radiofarmakon-eloszlás mellett mérnénk. A fentiekből következőleg, egy homogén, csak vizet tartalmazó fantom SUV várható értéke 1. A SUV validálása tehát nem jelent mást, mint egy homogénen feltöltött fantom SUV értékének lemerését, és az 1 értéktől való eltérésnek a dokumentálását. Az eltérés leggyakoribb oka a PET kamera vagy az aktivitásmérő készülék rossz kalibráltsága, vagy a nem megfelelően összehangolt számítógépes rendszeridők lehetnek.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Plachcínska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, Giammarile F, Tatsch K, Eschner W, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2015 Feb [idézve: 2025. június 15.];42(2):328-54. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25452219/> DOI: 10.1007/s00259-014-2961-x

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

c) <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003> Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

A validáláshoz egy legalább 20 cm átmérőjű, henger alakú fantom javasolt, amelyet vízzel fel lehet tölteni. Ilyen fantomot (eltérő hosszúsággal) minden gyártó szolgáltat a PET

készülékéhez, célszerű tehát ezt alkalmazni a mérések során. Pontosan ismerni kell a fantomban levő folyadék tömegét, a fantom vízzel feltölthető térfogatát. A szükséges mérési és kiértékelési idő függhet a PET kamera típusától, de általában 60 percnél nem több.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Negyedévente.

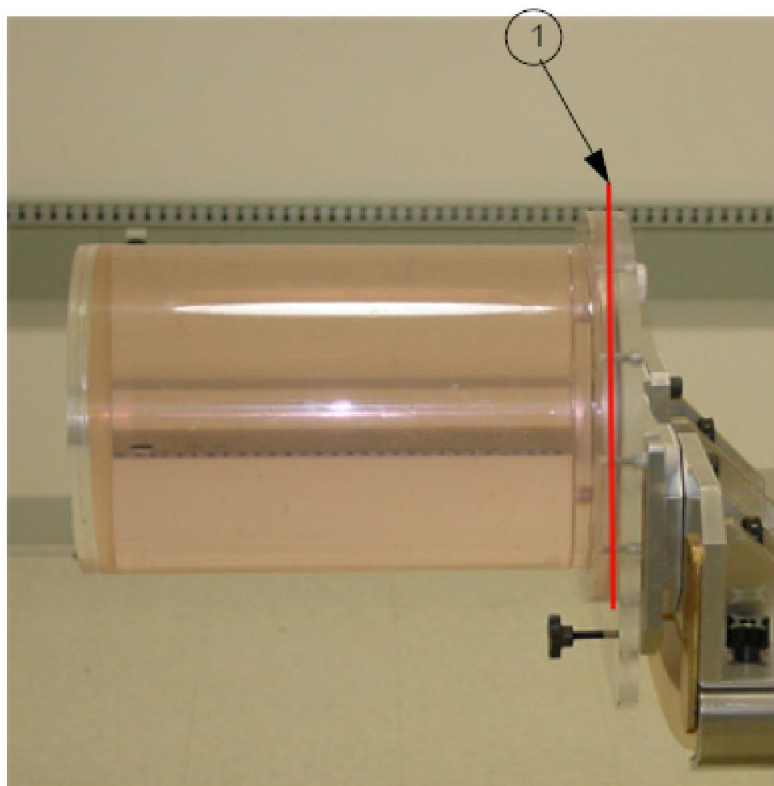
e) A vizsgálati eljárás leírása

A mérés konkrét kivitelezése jelentősen függ a PET kamera típusától, ugyanis számos elem és lépés alapvetően eltér kameránként (pl.: fantom alakja és feltöltési módja; a fantom vizsgáló ágyhoz való rögzítési módja; a gyűjtő program beállítási lehetőségei; stb.). Az alábbiakban egy tipikus SUV kalibrálás és validálás lépéseit mutatjuk be, egy önkényesen kiválasztott példa segítségével. Minden konkrét PET készülék esetén a mérés megkezdése előtt alaposan tanulmányozni kell az adott gyártó leírását.

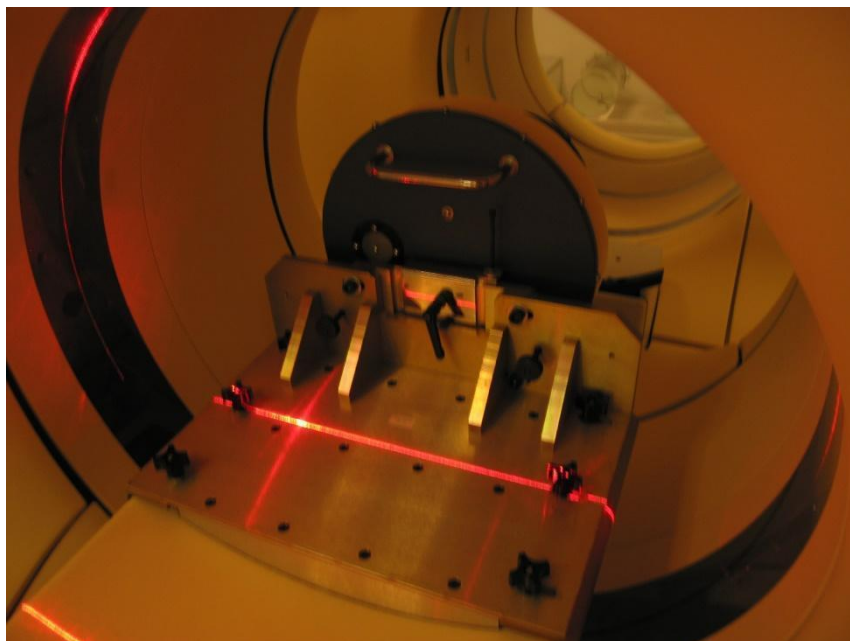
1. Szerelje a fantom tartóját a betegasztalra.
2. A hengerfantomot tölts meg 80-100 MBq aktivitású ^{18}F homogén, vizes oldattal. A SUV validációs jegyzőkönyvbe jegyezze fel a mért aktivitás értékét, és az aktivitás mérésének időpontját.

Megjegyzés: Homogén vizes oldat izotóppal 1-2 percnyi keverés révén érhető el.

3. Helyezze el vagy szerelje fel a 20 vagy 30 cm-es hosszúságú fantomot a gyártó által előírt módon a fantom tartóba. A henger középpontját a tengelyirányú FOV (látómező) közepébe kell helyezni.



4. ábra: A tartóba szerelt homogénen feltöltött henger fantom. Állítsa be, pozícionálja a fantomot CT vizsgálathoz és készítsen előnézeti képet.

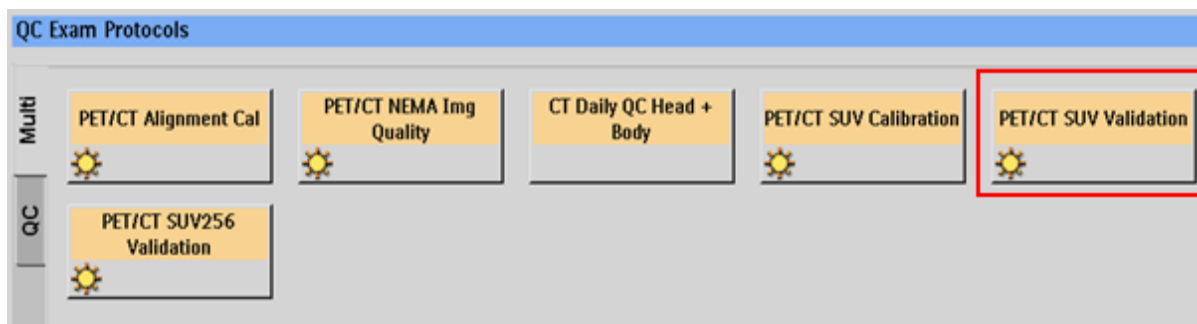


5. ábra: A fantom tartó pozicionálása a CT látóterében

4. Töltsön ki minden szükséges mezőt a következő ábrának megfelelően a vizsgálat megkezdéséhez. A tömeghez a fantomban levő víz tömegét (a példa szerint 9.293 kg) írja be. Egyes gyártók berendezéseinél külön „QC” menüből választható ki az adott mérési eljárás és a felvételi protokollok.

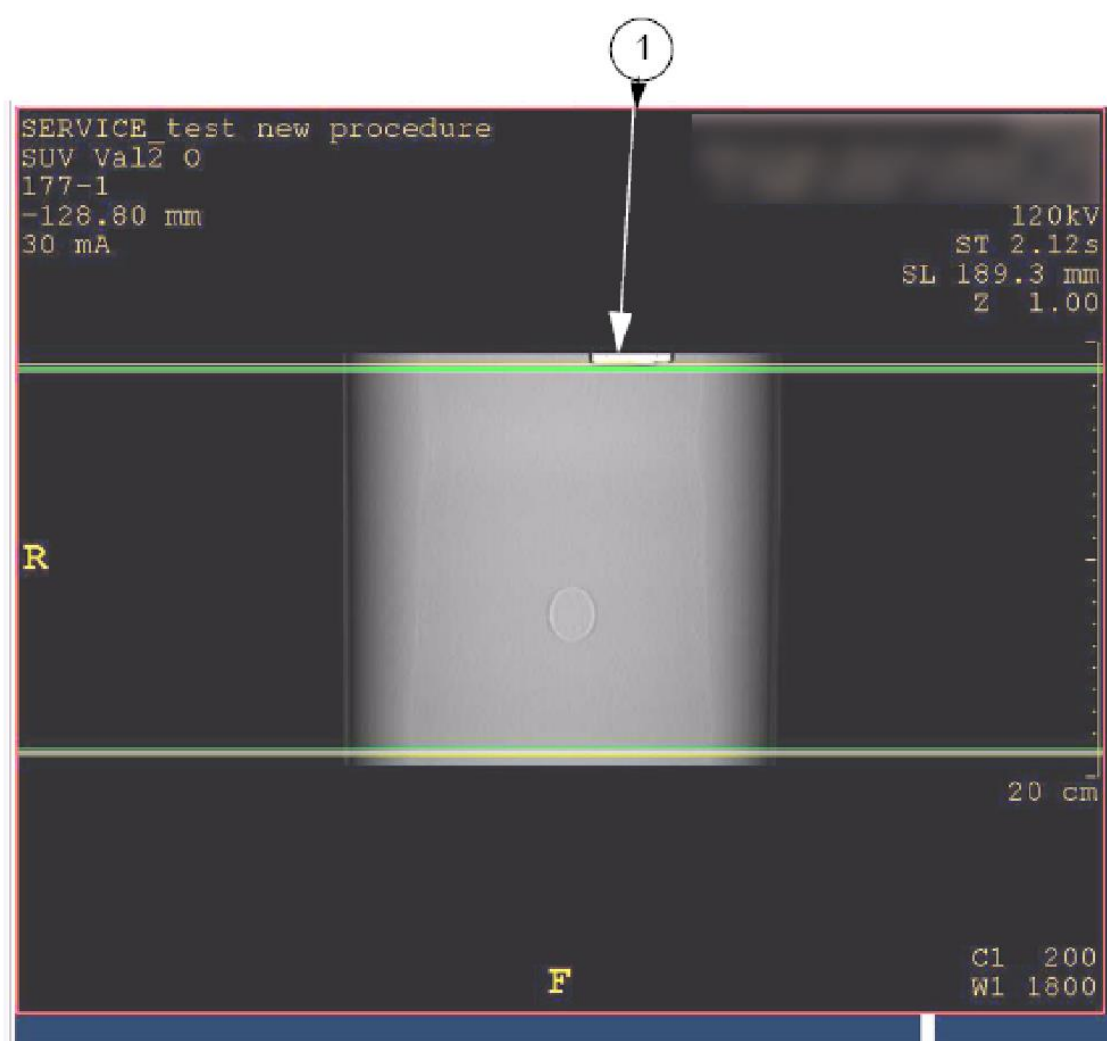
New Current Anonymous Catalog Scheduled	
Patient ID	PETCT_SUV_v PreFetch
Last Name	PHANTOM
First Name	
Gender	☐ Male ☐ Female ☒ Other
Date of Birth	YYYY / MM / DD / /
Age	
Age Group	☐ Infant ☐ Child ☒ Adult
Weight	9.293 Kg 0-19.9 Kg's
Voice Language	MAGYAR
Position	
Procedure Description	

6. ábra: A SUV validálás vizsgálatának inicializálása



7. ábra: Minőségellenőrző eljárás kiválasztása

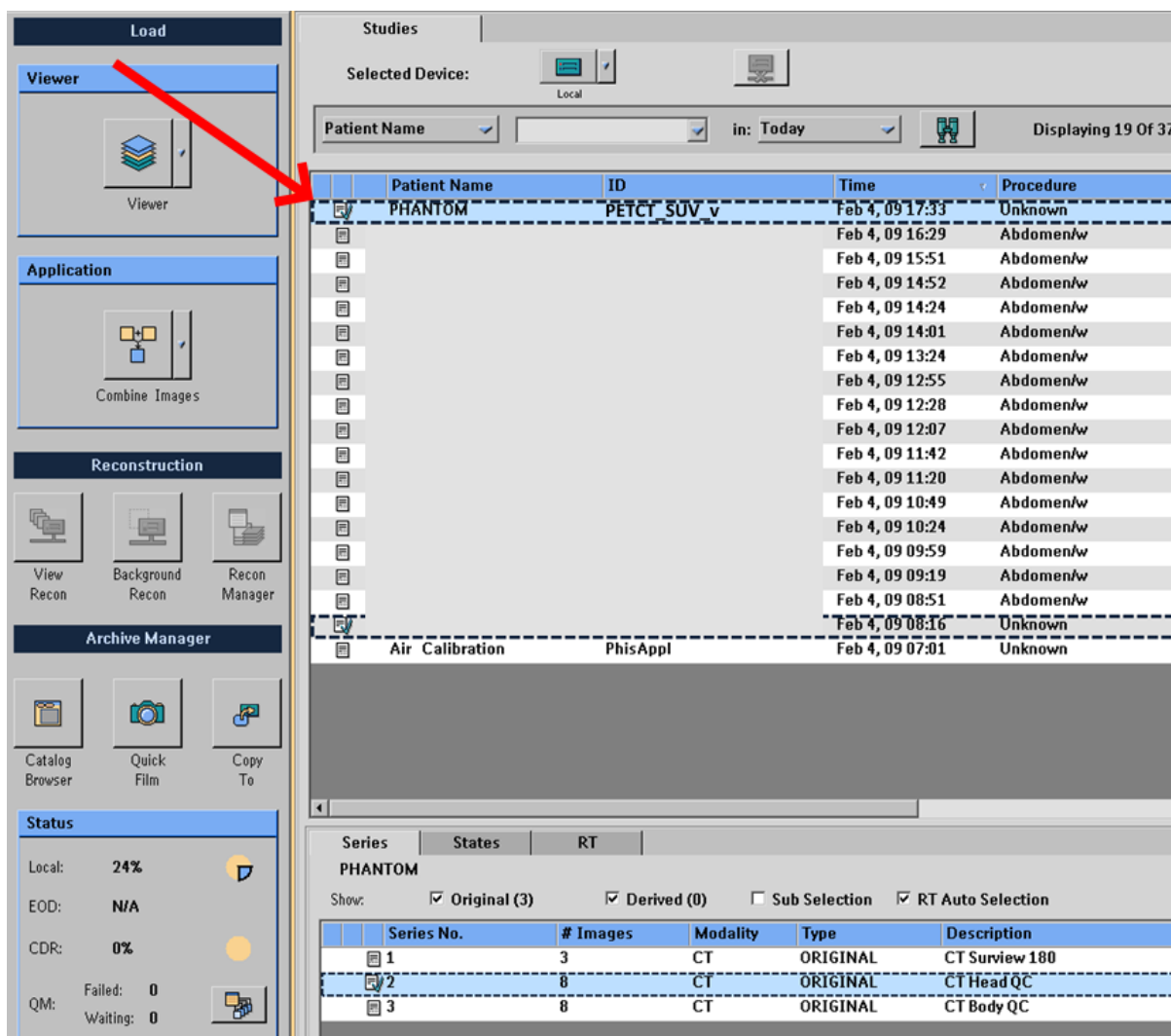
5. Tervezze meg a CT előnézeti felvételen a PET adatgyűjtési geometriáját az alábbi ábra szerint.



8. ábra: Előnézeti felvétel

6. Adja meg a fantomba bemért folyadék aktivitását és a mérés időpontját.
7. Indítsa el a vizsgálatot és futtassa végig a teljes CT és PET vizsgálati protokollt, majd az adatgyűjtés végeztével fejezze be a vizsgálatot („End Study”).
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

1. Olvassa be a vizsgálathoz tartozó felvételeket.



9. ábra: QC vizsgálat kiválasztása

2. A fantom közepére pozicionálva jelöljön ki egy gömb alakú térfogatot a szoftver VOI (volume of interest) elemének segítségével. A VOI mérete legalább 1500 ml legyen.
3. Olvassa le a SUV átlag értékét és jegyezze le a SUV validálásról készült jegyzőkönyvbe.

g) Elfogadási kritériumok

A SUV átlagának $1,0 \pm 0,1$ értékűnek kell lennie. Amennyiben a SUV átlag a megadott tartományon kívül van, értesítse azt a személyt, aki a helyi minőségbiztosítási eljárásban e probléma kapcsán felelős (felelős orvosi fizikus vagy a készüléket szervizelő kolléga).

4.1.4. PET kép uniformitásának ellenőrzése

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A PET berendezésben a pozitron-bomlás végeredményeként két 511 keV energiájú foton keletkezik, amelyek jó közelítéssel egy egyenes mentén, de egymással ellentétes irányban haladnak a detektorgyűrű felé. Ha az egyenes végén levő detektorpár 2-5 ns-on belül detektálja a két fotont, akkor koincidencia detektálásról beszélünk, és csak az ilyen módon regisztrált eseményeket tároljuk el. A PET adatgyűjtése ezen annihilációs egyenesek - úgynevezett „line

of response”-ok (LOR-ok), - meghatározásán és feldolgozásán alapszik. A LOR-ok száma tipikusan több tíz- vagy százmillió, és az ezek detektálásához tartozó szcintillációs kristály elemek száma is több tízezer. Ezeknek a homogén válasza a mérés során alapvetően befolyásolja a rekonstruált kép homogenitását. Ezért a PET kamera egyes detektor elemeinek eltérő paraméterei, mint az egyedi detektorpárok detektálási valamint geometriai hatásfoka, továbbá a speciális detektor-struktúrából (pl blokkdetektor) adódó egyéb feltételek (fotoelektron-sokszorozó elektronika időállandói, a vezetékek eltérő hosszai, stb) mind hozzájárulnak ahhoz, hogy a koincidenca detektálás hatásfoka kissé eltér minden LOR esetében. Ez azt eredményezi, hogy egy homogén forrás esetében sem kaphatunk a rekonstruált képen homogén eloszlást. A kép homogenitását tovább ronthatja a nem megfelelő képkorrekciós algoritmusok (normalizáció, véletlen koincidenca, szöveti gyengítést meghatározó, Compton szórás-korrigáló) alkalmazása is. A rekonstruált kép homogenitása - vagy szintén gyakori kifejezéssel - az uniformitása tehát igen jó mércéje a PET készülék általános állapotának.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, Schmidtlein CR, Shepard JD, Wooten WW, Andreson JA. PET/CT acceptance testing and quality assurance. Alexandria, VA (US); 2019. 40 p. Report No.: 126. Elérhető:

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

IAEA Human Health Series No. 27: PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2014 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/10424/petct-atlas-on-quality-control-and-image-artefacts>

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

Az uniformitás méréséhez egy legalább 20 cm átmérőjű, henger alakú fantom javasolt, amelyet vízzel homogénen fel lehet tölteni. Praktikus, ha a fantom megegyezik a 4.1.3 pontnál használt fantommal. A szükséges preparálási és adatgyűjtési idő függ a PET kamera típusától, de általában 30 percnél nem több, a kiértékelés 15-60 percet vehet igénybe, attól függően, hogy milyen képfeldolgozó program áll rendelkezésre.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Negyedévente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A hengerfantomot ^{18}F tartalmú oldattal töltjük meg úgy, hogy az aktivitáskoncentráció megközelítőleg 20 kBq/ml legyen (± 2 kBq/ml), ami egy átlagos FDG PET vizsgálatnál a háttér (izmok) aktivitáskoncentrációjának körülbelül tízszerese. A fantom térfogatától függően a szükséges aktivitás 100-200 MBq.

Megjegyzés: A homogenitás vizsgálatot érdemes minden olyan izotóppal elvégezni, ami az adott helyen a klinikai rutinban is használatos.

Ebben az esetben olyan injektált aktivitás értéket és mérési időt kell választani, amivel a teljes beütésszám megközelítően egyforma lesz a ^{18}F homogenitás mérésnél kapott beütésszámmal.

2. A radioaktivitás értékét és a mérési idejét fel kell jegyezni a mérési jegyzőkönyvben.

Fontos, hogy a fantomot nem a vizsgáló ágyon, hanem annak végénél, a megfelelő tartóban kell rögzíteni, hogy minimalizáljuk az asztal által okozott Compton szórás és gamma-foton elnyelődés hatásait. A henger középpontját a tengelyirányú FOV közepébe kell helyezni. Az adatgyűjtés ideje legalább 5 perc legyen.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

1. A fantomról gyűjtött adatokból a rutin klinikai protokollnak megfelelő rekonstrukció segítségével (a leggyakrabban használt korrekciók, mátrixméret, pixelméret, szeletvastagság, rekonstrukciós algoritmus és szűrők szerint) kell a képeket előállítani.
2. A képeket először szemrevételezéssel kell megvizsgálni, hogy tartalmazzak-e műterméket. Ebben az utolsó hivatkozott kiadvány nyújt segítséget. Ha látható műtermék, akkor konzultálni kell a felelős orvosi fizikussal, hogy az uniformitás számolás elvégezhető-e, vagy szükséges lesz előbb a PET kamera előzetes kalibrálása/normalizálása. Ha szükséges, akkor a kalibrálás/normalizálás után újra el kell végezni az uniformitás mérést.
3. A beadott aktivitás és a fantom térfogatának ismeretében ki kell számolni az adatgyűjtés kezdetére (scan start) vonatkozó aktivitáskoncentrációt, és fel kell jegyezni az uniformitás mérés munkalapjára.
4. Ha a rendelkezésre álló képfeldolgozó programmal lehet henger alakú VOI-t definiálni, akkor rajzoljunk egy ilyen VOI-t a rekonstruált képre olyan módon, hogy a henger felületei az aktivitást tartalmazó térfogaton belülre essenek. Ez általában elérhető úgy, hogy a VOI felületei megközelítően 1 cm-rel beljebb legyenek a fantom valós határoló felületeihez képest. Olvassuk le a VOI-ra vonatkozó aktivitáskoncentráció szórás ($\text{VOI}_{\text{szórás}}$) és átlag ($\text{VOI}_{\text{átlag}}$) értékeit, majd képezzük ezek hányadosát: $\text{VOI}_{\text{szórás}} / \text{VOI}_{\text{átlag}} * 100$. Ez az érték jellemzi majd a PET kamera aktuális uniformitását, ezt rögzítsük a mérésről készült jegyzőkönyvben.
5. Ha nem lehet a képfeldolgozó programmal henger alakú VOI-t készíteni, akkor köralakú területeket kell felrajzolni a kiértékelő program ROI (region of interest) elemével minden, a fantom belsejét még teljes egészében tartalmazó axiális szeleteken. Axiális irányban a fantom két szélénél mindenképpen hagyjuk ki azokat a szeleteket, amelyen már csak részben tartalmazzák a köralakú aktivitás-halmazokat. A ROI-k definiálásához célszerű először egy középponti szeleten egy kör alakú ROI-t megrajzolni, majd a többi szeletre ezt átmásolni. Ezután minden ROI esetén jegyezzük fel a szórás és átlag adatokat, illetve a ROI-ban levő voxelek darabszámát is a jegyzőkönyvbe. Ha lehetséges, akkor exportáljuk az adatokat egy táblázatkezelőbe is. Erre példaként az alábbi táblázat szolgál:

2. táblázat: Adatgyűjtő táblázat uniformitás ellenőrzéséhez

Aktivitás koncentráció a scan közben:	[kBq/ml]		[darab]
Slice	ROI_átlag	ROI_szórás	voxelszám
1			
2			
3			
4			
5			
.			
.			
.			
N			
A teljes térfogatra vonatkozó átlagok:	VOI_átlag	VOI_szórás	

A $VOI_{\text{átlag}}$ és $VOI_{\text{szórás}}$ változókat az egyes ROI és voxelszám adatokból a következő súlyozott átlagokkal lehet meghatározni:

$$VOI_{\text{átlag}} = \frac{\sum_{i=1}^N \text{voxelszám}_i \cdot ROI_{\text{átlag}_i}}{\sum_{i=1}^N \text{voxelszám}_i}$$

$$VOI_{\text{szórás}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N \text{voxelszám}_i \cdot (ROI_{\text{szórás}_i})^2}{\sum_{i=1}^N \text{voxelszám}_i}}$$

6. Képezzük a $VOI_{\text{szórás}} / VOI_{\text{átlag}} \cdot 100$ eredményét, amely érték jellemzi majd a PET kamera aktuális uniformitását.

g) Elfogadási kritériumok

A fenti képlettel kiszámolt uniformitás értéknek kisebbnek kell lenni, mint 5%. Ha ez nem teljesíthető egy adott PET kameránál a lehető legjobb normalizálás és kalibrációs beállítások mellett sem, akkor azt az uniformitás-értéket kell referenciának venni, amit az átvételi vizsgálatnál határoztak meg. Amennyiben a homogenitás érték a megadott tartományon kívül van, értesítse azt a személyt, aki a helyi minőségbiztosítási eljárásban e probléma kapcsán felelős (felelős orvosi fizikus vagy a készülékért felelős szervizmérnök).

4.2. Planáris gamma kamera és SPECT berendezések

4.2.1. Szemrevételezés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A szemrevételezés célja, hogy egy egyszerű eljárással meggyőződjünk a berendezés mechanikai és szoftveres állapotáról. Amennyiben a normál működés feltételei nem biztosítottak, akkor betegvizsgálat nem kezdhető meg a berendezéssel.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Plachcinska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Adatlap az ellenőrzési listához, 10 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Ellenőrizzük a berendezés üzemnaplóját, hogy előző napról van-e feljegyezve meghibásodás.
2. Mérjük meg a helyiség hőmérsékletét, illetve a páratartalmat, ha ez is gyártói referenciaértékek között szerepel.
3. Szemrevételezéssel ellenőrizzük a berendezés mozgó részeit és vizsgáljuk meg, hogy akadálymentesen képesek-e mozogni!
4. Ellenőrizzük, hogy az asztalon és a gantry burkolaton vannak-e eddig még nem dokumentált sérülések. Fordítsunk kiemelt figyelmet a detektorfejre, az ütközésérzékelőkre és a lézerekre.
5. Külön ellenőrizzük a gantry belső (látótéren belüli) felületeinek tisztaságát.
6. Ellenőrizzük, hogy az asztal megfelelően mozgatható vízszintesen és függőlegesen is.
7. Ellenőrizzük, hogy a vezérlőhelyiségben levő vezérlőelem kapcsolói, jelzései megfelelően működnek, illetve a pozicionáló lézer is bekapcsolható és jól látható.
8. Próbáljuk ki, hogy a vizsgálatok közben használható beteg kommunikációs audio rendszer (mikrofon-hangszóró) megfelelően működik-e.
9. Ellenőrizzük, hogy a gamma kamerával vagy SPECT berendezéssel történő vizsgálatot irányító számítógépes kezelőfelülete, konzolja működőképes:
 - Láthatóak-e az előző napi vizsgálatok, megfelelő-e a rendszeridő. A számítógép idejét kiemelten fontos a nyári-téli időszámítás közötti váltást követő munkanapon ellenőrizni, mert akár esedékes vagy sem hivatalosan óraátállítás, a számítógép beállítása ezzel ellentétesen működhet. A hivatalos átállítási idő: március és október utolsó vasárnapja.

10. Ellenőrizzük, hogy a konzol rendszerideje, valamint a radiofarmakon aktivitásának mérésére használt eszköz rendszerideje megegyezik-e. Az eltérés legfeljebb 10 másodperc lehet.
11. Ellenőrizzük, hogy az elvégzendő vizsgálatok tárolására használt lemezterület elegendő-e az aznapra tervezett vizsgálatok számára, illetve, hogy van-e bármilyen szoftveres hibajelzés a konzolon.
12. SPECT berendezés esetén teszteljük a nyomásérzékelővel és optikai figyelővel (test kontúr) ellátott detektorok ütközésvédelmi funkcióját.
13. Ellenőrizzük a használni kívánt kollimátorok épségét.
14. Ellenőrizzük minden egyéb működést, amelyet a gyártó előír.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Az adatlapon jegyezzük fel a megfelelőségeket, illetve az eltéréseket. Amennyiben a talált eltérés nem javítható, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

1. A helyiség hőmérsékletének és a páratartalmának (ha elő van írva) a gyártó által előírt tartományban kell lennie.
2. Valamennyi mechanikai és elektromos kezelőszervnek, valamint paraméternek kielégítő állapotúnak kell lennie.
3. A SPECT vizsgálatokat kezelő programrendszernek működőképesnek, illetve a rendszeridőknek (SPECT konzol és a radiofarmakon aktivitásmérője) megegyezőnek kell lenni.

4.2.2. Háttérmérés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Az eljárás célja annak megállapítása, hogy detektál-e a gamma kamera olyan aktivitást, amelynek oka esetleges radioaktív szennyeződés, vagy a nem megfelelő árnyékolás. A háttérből érkező nem kívánatos beütésszámok elkerülése mind a minőségellenőrzések, mind a betegvizsgálatok számára alapvető. A háttér mérését minden egyéb mérés előtt érdemes elvégezni, kiváltképpen az uniformitás, érzékenység és energiafelbontás mérése előtt.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Adatlap az ellenőrzési listához, 10 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Szerelje fel a betegvizsgálathoz használni kívánt kollimátort a kamerára. Amennyiben intrinsic, tehát kollimátor nélküli vizsgálatot kíván indítani, úgy természetesen az eljárást kollimátor nélkül kell elvégezni.
2. Indítson egy gyakran alkalmazott betegvizsgálati protokollt vagy válasszon egy direkt, a háttér mérésére előkészített programot.
3. Használjuk a betegvizsgálatokkal azonos detektor és kamera pozíciót.
4. Állítsuk be a használni kívánt energiaablakot.
5. Ötperces gyűjtési idejű vizsgálatot indítsunk. Ehhez az időhöz számítsuk ki a várható átlagos beütésszámot azon referenciagyűjtés alapján, amikor egyértelműen biztosított volt, hogy nincs nemkívánatos sugárforrás a vizsgálóhelyiségben.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük fel a teljes beütésszámot, vagy a beütésszámok átlagát, ha több mérést is végeztünk.

g) Elfogadási kritériumok

A referenciagyűjtés alapján számolt háttérérték másfélszeresénél nem lehet nagyobb a mért érték. Amennyiben sikerült radioaktív szennyeződés jelenlétét beazonosítani, úgy meg kell állapítani a szennyeződés helyét, és a szennyező izotóp fajtáját. Érdemes ezért mozgatni a detektort, majd megismételni a vizsgálatot, a szennyezést felderíteni felületi szennyezettségmérővel, valamint ellenőrizni a berendezés által detektált energiaspektrumot, ami segít beazonosítani a szennyező izotópót. Intrinsic mérés esetén a radioaktív szennyeződést jobban érzékeli a kamera, mivel a kollimátor hiánya jelentősen növeli az érzékenységet. Ilyen esetekben akár a vizsgálóhelyiségen kívül tartózkodó, már injektált (aktív) beteg is okozhat jelentős nem kívánatos aktivitástöbbletet. A nem megfelelően tárolt, már felhasznált (üresnek vélt) fecskendők mellett szintén váratlan háttéremelkedést okozhat egy, a közelben elhelyezkedő radiokémiai vagy meglelabor, amelyben nagy energiájú és a szokásostól eltérően nagyobb aktivitású izotópokat tárolhatnak/használhatnak. Érdemes ügyelni a már aktív betegek számára kijelölt mosdó szennyvize elvezetésének helyére is.

4.2.3. Gyors uniformitás teszt

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A vizsgálat célja, hogy megbizonyosodjunk a detektor megfelelő térbeli uniformitásáról, valamint a detektor érzékenységről az első betegvizsgálat megkezdése előtt. A vizsgálat elsősorban akkor indokolt, ha a heti minőségellenőrzés során nem volt kielégítő a berendezés stabilitása. A mérést alapvetően ^{99m}Tc izotóppal végezzük, amennyiben azonban egyéb izotópokkal is történik betegvizsgálat, úgy azokkal is érdemes leellenőrizni a kamera uniformitását.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Plachcínska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Intrinsic mérés esetén: 10-30 MBq ^{99m}Tc aktivitással pontforrásként (2-3 ml-es fecskendővel maximum 0,5 ml folyadék térfogatban), vagy alacsony energiájú kollimátorral végezve az ellenőrzést: 100-200 MBq aktivitású ^{99m}Tc , esetleg ^{57}Co zárt síkforrás használható a méréshez.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta, illetve, ha a heti minőségellenőrzés során nem volt kielégítő a berendezés stabilitása.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Készítsük elő a forrást annak megfelelően, hogy kollimátorral, vagy kollimátor nélkül tervezzük elvégezni a mérést. Jegyezzük fel a mért aktivitás pontos értékét és a mérés idejét.
2. Pontforrás esetén a forrást távolítsuk el a detektortól a detektor nagyobb oldala kb. ötszörösének távolságra (ebben az esetben a pontforrásból érkező fotonok intenzitása közel egyenletesnek tekinthető a detektor teljes felületén). Amennyiben ez nem megoldható, akkor a gyártótól kapott, általában valamely számított eloszláshoz hasonlítható az eredmény.

Síkforrás esetén a forrást helyezzük közvetlenül a detektor elé. Mind a két esetben ügyeljünk arra, hogy a forrást biztosan, a kamera síkjával párhuzamosan, középpontosan rögzítsük, a síkforrás élei legyenek párhuzamosak a kameraéval.

3. Indítsunk rövid statikus begyűjtést, amely >4 millió összesbeütésszámot eredményez

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Vizuálisan ellenőrizzük a fotocsúcs és az energia ablak helyét és az uniformitást, valamint becsüljük meg a detektor érzékenységét (átlagos, másodpercenkénti beütésszám és a gyűjtés középidejére korrigált aktivitás hányadosa).

g) Elfogadási kritériumok

Az uniformitást és a fotocsúcsot csak vizuálisan értékeljük, és minősítjük megfelelőnek vagy nem elfogadhatónak. Egyes rendszerek ezt automatikusan megteszik. Az érzékenység tekintetében legfeljebb 10%-os eltérés engedhető meg az előző napi értéktől.

4.2.4. *Heti uniformitás ellenőrzés*

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Az uniformitás ellenőrzés az egyik legalapvetőbb, nagyon egyszerű minőségellenőrzési eljárás, amely számos hiba feltárására ad lehetőséget. A szakorvosi leletezés során az alapfeltételezés, hogy a felvételen megjelenő mintázat egyértelműen a beteg szervezetén belüli radiofarmakon eloszlását mutatja, és nem leképzési hiba, tehát nem a készülék torzításából származik. Az uniformitás ellenőrzés során a nem megfelelő fotocsúcs, a PMT nem megfelelő csőfeszültsége, a PMT és a szcintillációs kristály felületeinek szétválása, a törött kristály, a hiányzó vagy sérült korrekciós fájlok (energia, uniformitás, linearitás), és a radioaktív szennyeződés egyaránt detektálható. Az eljárás végezhető kollimátorral (extrinsic), illetve kollimátor nélkül is (intrinsic). Extrinsic ellenőrzés során a kollimátort ért mechanikai behatásra keletkező sérülések, illetve esetleges, a kollimátoron lévő radioaktív kontamináció is kimutatható. Fontos, hogy jól reprodukálható méréseket végezzünk (összes beütésszám, síkforrás pozíciója és a detektor pozíciója is legyen megegyező minden mérésnél) annak érdekében, hogy vizsgálhassuk a berendezés időbeli stabilitását is. Az ellenőrzést a leggyakrabban ^{99m}Tc forrással végzik, azonban, ha más izotópokkal is végeznek vizsgálatokat (pl.: ^{131}I , ^{123}I), úgy ezekkel is ellenőrizni kell a berendezés helyes működését, különösen, ha

rutinszerűen használatosak. Mivel azonban a ^{131}I viszonylag hosszú felezési idejű, ezért az extrinsic, nagy aktivitás mennyiséget igénylő uniformitás mérés helyett intrinsic ellenőrzést kell végezni. Az intrinsic kalibrációs táblák használhatóak extrinsic vizsgálatok esetében is, amennyiben nincs mechanikai sérülése a kollimátornak. Hasonlóan járjunk el további (pl.: ^{177}Lu) hosszú felezési idejű nuklidok esetében is.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

Diagnostic Nuclear Medicine [Internet]. GR: Diagnostic Nuclear Medicine; 2007 Dec. Draft work guidelines on quality control for nuclear medicine instrumentation; [idézve: 2025. június 15.]; Elérhető:

<http://www.medimaging.gr/tutorials/Nuclear%20Medicine%20Instrumentation%20QC%20GUIDELINES%20Maria%20Lyra%20et%20al%20%202007.pdf>

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

Intrinsic uniformitás ellenőrzésnél 10-30 MBq aktivitású $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pontforrás, extrinsic uniformitás esetén 500-800 MBq aktivitású $^{99\text{m}}\text{Tc}$ síkforrásban (homogén vizes oldat). A szükséges aktivitások értékét úgy kell meghatározni, hogy a detektált másodpercenkénti beütésszám ne haladja meg a 20...30 kcps-t, figyelembe véve a gyártói előírásokat.

Extrinsic ellenőrzéshez lehetséges alternatíva a ^{57}Co síkforrás használata. Síkforrás esetén figyelni kell arra, hogy a forrás mérete meghaladja a detektor felületének méretét. A vizsgálat időigénye 20-30 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Heti rendszerességgel, lehetőleg a hét első vizsgálati napján.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Készítse elő a szükséges fantomot. Pontforrás esetében ügyeljen arra, hogy a forrás valóban pontszerű legyen, tipikusan 2-3 ml-es fecskendőben kb. 0,5 ml térfogat esetén ez teljesül (felszívás után cseréljük le a tűt). Feltölthető síkforrás használata esetén ügyeljen arra, hogy a folyadékba injektált aktivitás megfelelően elkeveredjen. Erre a célra szolgál a feltölthető síkforrásban jelen lévő buborék, amely a síkforrás forgatása közben biztosítja a keveredést. ^{57}Co síkforrás esetében nincs további teendő a mérés előkészítéséhez.
2. A használt aktivitás mennyiség meghatározása során ügyeljen, hogy a mérés során meglévő másodpercenkénti beütésszám ne bénítsa a detektort.
3. Pozícionálja a fantomot a megfelelő helyre. Intrinsic teszt és kalibráció esetén a pontforrás-detektor távolság legalább ötszöröse legyen a detektor hosszabbik oldalához képest, továbbá a pontforrás a detektorra merőleges egyenesen helyezkedjen el. Amennyiben rendelkezésre áll közeli forrásra alkalmazható korrekció, abban az esetben rövidebb forrás-detektor távolság is alkalmazható. A síkforrást közvetlenül a detektor előtt kell pozícionálni, ügyelve a detektor felület teljes lefedettségére.
4. Ellenőrizze szemrevételezéssel a fotocsúcs pozícióját (ablak mérete 20%).

5. A gyűjtés idejének meghatározása során ügyeljen arra, hogy a gyűjtés végén az 1 cm²-re eső beütésszám elérje a gyártó által megadott szükséges beütésszámot, vagy ha ilyen nincs, akkor legalább 5000 1/cm² legyen.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A felvétel számszerű kiértékelése során alapvetően két mennyiséget kell meghatározni: az úgynevezett integrális, és a differenciális uniformitást. Mindkét mennyiség a felvétel pixelértékeinek segítségével határozható meg az alábbi képletnek megfelelően:

$$\text{Uniformitás} = \frac{\text{pixel}_{\max} - \text{pixel}_{\min}}{\text{pixel}_{\max} + \text{pixel}_{\min}} \cdot 100$$

Az integrális uniformitás annyiban tér el a differenciális uniformitástól, hogy differenciális uniformitás esetben a maximum és a minimum értékeket nem a vetületi kép összes pontjából vesszük, hanem egymáshoz közeli (tipikusan 5 x 5-ös pixel terület) értékei alapján kell meghatározni. A kiértékelésre a gyártónak kell biztosítania kiértékelő szoftvert.

A számszerű érték meghatározása mellett a vetületi képet szemmel is ellenőrizzük, ilyenkor figyelni kell a megfelelő megjelenítésre, ablakolásra. Ha felmerül a kalibrálás szükségessége, akkor győződjön meg róla, hogy biztosan nem kontamináció, megemelkedett háttér, esetleg a nem megfelelően elkeveredett folyadék a síkfantomban az oka az eltérésnek, mert ebben az esetben a felesleges kalibráció további torzítást okozhat a leképzési láncban.

g) Elfogadási kritériumok

Az uniformitás értékére százalékos határértékeket használunk, amely túllépése esetén kalibráció, esetleg a szerviz értesítése szükséges. Planáris gamma kamerák esetében a határérték általában 5%, SPECT berendezés esetében 3%, ugyanakkor ezektől az ajánlott határértékektől a gyártó eltérhet. Gyorsabb, tehát kevesebb össz-beütésszámú felvétel esetén az elfogadási határérték is növekedhet. Fontos megjegyezni, hogy a heti uniformitás mérés célja nem a berendezés teljesítőképességének a meghatározása, tehát nem egy ún. NEMA (National Electrical Manufacturers Association) performance teszt végrehajtása a cél.

A vizuális értékelés során akkor is láthatunk inhomogenitást, ha a számszerű érték egyébként a megfelelő tartományban van. Ebben az esetben is javasolt kalibrációt végezni, az eltérést feljegyezni. A detektor esetleges uniformitás hibája általában nem függ a vizsgálathoz használt izotóptól. Például, ha a ^{99m}Tc izotóppal végzett mérés során nem megfelelő eredményt kapunk, úgy az egyéb, használatban lévő izotópokra is érdemes kalibrációt végezni.

4.2.5. Középpont vándorlás SPECT berendezések esetében

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Tomográfiás leképezések esetében alapvető, hogy a detektorok vetületi síkjai állandóak legyenek. Forgó gantry mozgás esetén a megfelelő mechanikai beállítások mellett is előfordulhat a detektoroknak egyfajta holtjátéka, amely a vetítési síkok pozícióját módosítja, mivel a detektorok középpontja vándorolhat. Ezért nevezzük ezt a hibát középpont-vándorlási hibának, amely a rekonstruált felvételen jelentős műterméket okozhat. Ennek elsődleges oka a detektortartó fejekben megoszló gravitációs erő forgatónyomatéka, ami változó irányú és mértékű mechanikai igénybevételt jelent. Az ebből származó torzulás könnyen meghatározható, tehát mérhető, így kalibráció után vetületi képek szintjén korrigálható. A középpont-vándorlási hiba függ a kollimátor és detektor kombinációtól, ezért az összes kollimátorral és az összes használatban lévő detektor konfigurációval érdemes elvégezni a vizsgálatot. Az eljárást minden esetben kollimátorral végezzük. Fontos megjegyezni, hogy

középpont-vándorlási hiba detektálható betegvizsgálati felvételek vetületi képéből előállított szinogramon is.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Egy (esetleg több) pontforrás, amely 20-100 MBq ^{99m}Tc forrást tartalmaz. Pontforrásnak tekinthető a 2-3 ml térfogatú fecskendőben maximum 0,5 ml térfogatú aktivitás (felszívás után cseréljük le a tűt).

d) Vizsgálatok gyakorisága

Negyedévente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Szereljük fel a használni kívánt kollimátort és állítsuk be a megfelelő detektor konfigurációt.
2. A pontforrást pozícionáljuk a látómező középpontjához (több forrás esetén egymástól 5-10 cm távolságra), néhány cm távolságra a forgástengelytől. Amennyiben lehetséges, akkor a berendezésnél használjuk a hozzá adott gyártói forrástartót.
3. Állítsuk be a gyűjtési protokollt úgy, hogy egy 360°-os SPECT felvételt legalább 64 vetületi képpel, és 20 cm-es detektor rádiusszal tudjunk felvenni. A vetületi képek mátrix méretét érdemes annak megfelelően beállítani, hogy a pixel méret kisebb, mint a fele legyen a betegvizsgálatok során alkalmazott pixel mérettől. A gyűjtési időt úgy határozzuk meg, hogy az egy vetületbe jutó össz-beütésszám legalább 10.000 legyen.
4. A gyűjtést ismételjük meg az összes detektor konfigurációval, amelyet használunk.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A kiértékelést a gyártó által biztosított szoftverrel végezzük.

g) Elfogadási kritériumok

A megengedhető eltérések esetében a gyártói ajánlason túl általánosan elfogadható követelmény, hogy a körül fordulás alatt a középpont-vándorlás mértéke nem lehet nagyobb, mint a betegvizsgálatok során alkalmazott pixelméret fele.

4.2.6. Térbeli felbontás és linearitás

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A detektálás során az uniformitás mellett a leképzés térbeli felbontása, illetve geometria torzításmentessége is kritikus paraméter. Mind a két jellemző mérhető olyan fantom segítségével, amely vonalforrásként jelenik meg. Leképzés során a vonalak intenzitása térben elmosódottként jelenik meg, amelynek mértékét az intenzitás-profil illesztéséből számolt fél- és tizedérték-szélesség segítségével lehet jellemezni. A geometriai torzításmentességre a párhuzamos vonalak menti aktivitás-eloszlás vizuális megjelenéséből következtethetünk.

b) Forrásdokumentumok

Sokole EB, Plachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

A méréshez szükséges linearitás fantom (esetleg úgynevezett „four quadrant bar phantom” vagyis négyszegmenses felbontásvizsgáló fantom), 200–400 MBq aktivitású ^{99m}Tc pont- vagy síkforrás (pontforrás esetén maximum 0,5 ml aktív térfogat 2–3 ml-es fecskendőben). Amennyiben nem áll rendelkezésre linearitás fantom, úgy üvegkapilláris is megfelelő lehet feltöltve nagy aktivitáskoncentrációjú folyadékkal. A vizsgálat elvégzésének ideje 45 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Negyedévente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Távolítsa el a kollimátort és helyezze a linearitás fantomot a detektorra.
2. Helyezze a forrást a detektor előtt fél-egy méter távolságra. Pontforrás esetében ügyeljen, hogy a forrás távolabb kerüljön a detektortól (legalább 5-ször nagyobb legyen a forrás-detektor távolság, mint a detektorfej hosszabbik oldala). Nem szükséges, hogy mindenütt azonos beütésszám érje a detektort a teljes felületén, viszont a detektor a leképezés jel-zaj viszonyának egyenletessége fontos a kiértékelés során. A gyűjtési időt úgy határozzuk meg, hogy az egy vetületbe jutó össz-beütésszám legalább 10.000 legyen.
3. Végezzen el egy statikus begyűjtést, ügyelve arra, hogy a vetületi kép pixelértéke kisebb legyen, mint az elvárt felbontás félértékszélességének a harmada.
4. Ismételje meg a begyűjtést úgy, hogy a fantomot elfordítja 90° -kal.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A vizuális kiértékelés során a detektor felbontását a négyszegmenses felbontásvizsgáló fantom esetében azzal az értékkel azonosítjuk, amely vonaltávolságok esetén még a vonalak egyértelműen megkülönböztethetők egymástól, elkülönülők a felvételeken.

Ha olyan linearitás fantomot használunk, amely esetében csak egyirányú párhuzamos vonalak vannak ugyanolyan távolságra, úgy az intenzitás profil illesztéséből számolt félértékszélességet vizsgáljuk. A kiértékeléshez a gyártó szolgáltató kiértékelő szoftvert.

g) Elfogadási kritériumok

A gyártói specifikációnak megfelelő kritériumot alkalmazzuk. Az intrinsic felbontás elvárt értéke tipikusan < 4 mm (félértékszélesség vagy elkülöníthető vonalak távolsága).

4.2.7. Aktivitás helyessége

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Számos SPECT/CT berendezés esetében lehetőség nyílik gyengítés és szóráskorrekciók alkalmazására, amelyek (aktivitás kalibrációt követően) lehetővé teszik, hogy a rekonstruált felvétel voxel értékeinek mértékegysége beütésszámok helyett aktivitáskoncentrációval (kBq/ml) szerepeljenek. Megemlítendő, hogy mindig az aktivitáskoncentráció az elsődleges adat, amely a test tömeg és injektált aktivitással történő normálás után SUV értéké formálható.

Nagyon leegyszerűsítve, az aktivitás kalibráció elvégzése után a SPECT/CT berendezésünk – hasonlóan egy aktivitásmérő kútkamrához – képes meghatározni a látótérbe helyezett aktivitás mennyiségét, sőt az aktivitáskoncentrációt is.

A kvantitatív SPECT felvételek jelentősége elsősorban terápiás alkalmazásban, és dozimetriában vitathatatlan.

a) Forrásdokumentumok

McDougald WA, Miyaoka RS, Alessio AM, Harrison RL, Lewellen TK. A study of SPECT/CT camera stability for quantitative imaging. EJNMMI Phys [Internet]. 2016 July [idézve: 2025. június 15.];3(1):1-13. Elérhető:

<https://ejnmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-016-0150-7>

<https://doi.org/10.1186/s40658-016-0150-7>

John CD, Ian SA, Pablo MG, Ana MDB, Aron KK, Jonathan MG, Tim VdW, Lioe-Fee dGO, Ken H. EANM practice guideline for quantitative SPECT-CT. EJNMMI Phys [Internet]. 2022 December [idézve: 2025. június 15.]; 3(1):1-13. Elérhető:

<https://doi.org/10.1007/s00259-022-06028-9>

b) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

A méréshez pontosan ismert (mennyiség és időpont), 20-200 MBq aktivitással homogénen feltöltött hengerfantom (>500 ml) szükséges, azzal a nukliddal töltve, amely esetében a SPECT kvantitatív képességét ellenőrizni szeretnénk (tipikusan ^{99m}Tc és ^{177}Lu). Az ellenőrzéshez szükséges idő 1 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Negyedévente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A berendezésre helyezze fel a radionuklidnak megfelelő kollimátort.
2. A hengerfantomot pozícionálja a látótér közepére. Ügyeljen arra, hogy a henger teljes térfogata a látótérben helyezkedjen el.
3. Végezzen el SPECT, illetve CT felvételt a fantomról. Ügyeljen arra, hogy a SPECT gyűjtés során pontosan ugyanazt az energia ablakot alkalmazza, amellyel az aktivitás kalibráció történt.
4. Végezzen kvantitatív rekonstrukciót.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A rekonstruált SPECT térfogatra helyezzen fel minél nagyobb térfogatú VOI-t. jegyezze fel a VOI átlagos aktivitáskoncentrációját, majd vesse össze a fantom feltöltés során alkalmazott adatokkal.

g) Elfogadási kritériumok

A mérés idejére számított ismert aktivitáskoncentráció és a mért aktivitáskoncentráció eltérés nem lehet nagyobb, mint 10 %. Hiba esetén ismételt el kell végezni a kalibrációt.

4.3. Hibrid készülékek CT modalitása

PET/CT és SPECT/CT hibrid berendezések CT modalitásának napi rutin állandósági vizsgálata során két alapvető lépésre van szükség: a röntgencső üzemi hőmérsékletének ellenőrzése

(illetve előfűtése) valamint a levegő-kalibráció. Heti gyakorisággal elvégzendő minőségellenőrzések közé tartoznak továbbá a CT pixel egységének a Hounsfield Unit (HU, Hounsfield-egység) értékének ellenőrzése, a képi uniformitás és a szeletvastagság meghatározása. Legalább negyedéves rendszerességgel szükséges a CT modalitás PET vagy SPECT modalitással való koregisztrációjának ellenőrzése.

4.3.1. Röntgenső előfűtése

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása:

A röntgenső napi előfűtése, vagy más néven üzemi hőmérsékletre fűtésének elvégzése a cél. Ez a CT készülék használatának napi rutinjában azért fontos lépés, mert a röntgenső élettartamát jelentősen megnövelheti, ha napi rendszerességgel a betegvizsgálatok előtt optimális hőmérsékletre fűtjük a röntgenső anódját.

b) Forrásdokumentumok:

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Elvégzéséhez szükséges kamera idő: 5 min.

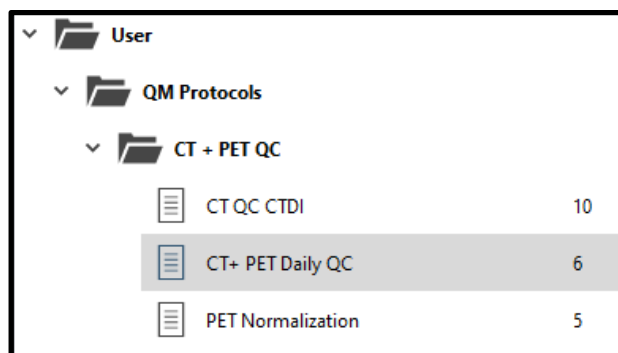
d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta legalább egyszer, a betegvizsgálatok és a Levegő kalibráció (Air Calibration) (lásd 4.3.2 szakasz) elvégzése előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása:

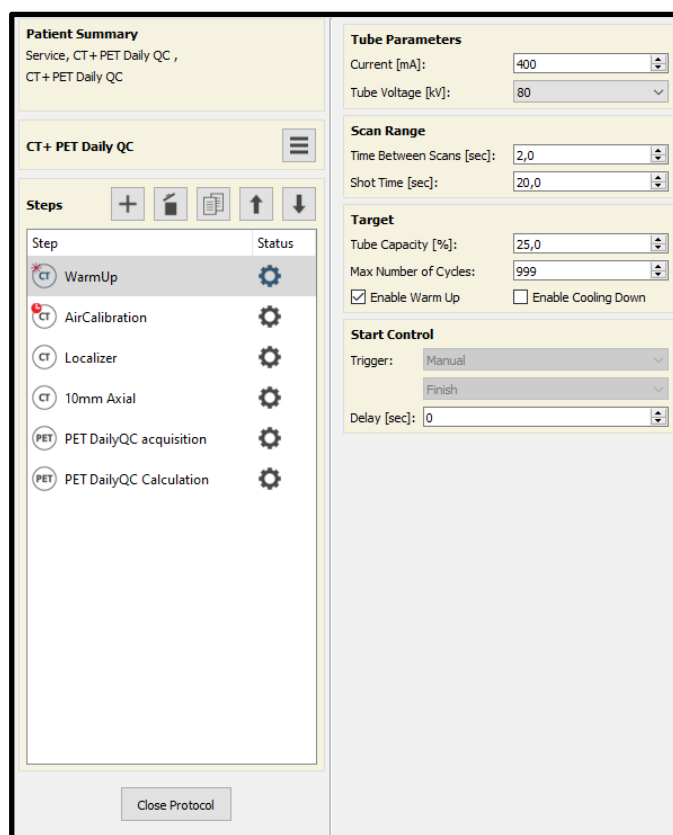
A legtöbb gyártó esetén előre meghatározott napi QC vizsgálati protokollok állnak rendelkezésre a SPECT/CT vagy PET/CT készüléken (lásd 10. ábra). Ha nincs előre definiált QC protokoll, akkor egy "Napi QC" protokoll összeállítása ajánlott, amely mindenképpen tartalmazza a "Röntgenső előfűtése" és a "Levegő kalibráció" lépéseket. A napi QC protokoll a hibrid készülék típusától függően tartalmazhat még további SPECT vagy PET napi QC eljárásokat is. Az elnevezések gyártónként különbözőek lehetnek, az alábbi lépésekben egy adott gyártó PET/CT készülékénél definiált lépéseket mutatjuk be.

1. Nyissa meg a napi QC protokollt (a példa szerinti megnevezése: "CT+PET Daily QC", lásd az alábbi ábrán).



10. ábra: PET/CT napi QC rutin kiválasztása

2. Válassza ki a röntgenső előfűtése lépést “WarmUp”.



11. ábra: QC eljárás kiválasztása (előfűtés)

3. Készítse elő a vizsgálatot (helyiség kiürítése, ajtó bezárása).
4. Indítsa el a kiválasztott protokollt. Ennek során a berendezések általában fokozatosan növekvő töltésmennyiséggel (pl.: 10-200 mAs) és csőfeszültséggel (pl.: 80-140 kV) végeznek expozíciókat néhány percen keresztül, több lépésben.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése:

Ha a röntgenső előfűtése sikeres volt, ezt a konzolon valamilyen módon (színkóddal vagy egyszerű kijelzéssel) mindenképpen jelzi a rendszer.

g) Elfogadási kritériumok

A gyártó által javasolt referencia értéken belül legyen a röntgenső hőmérséklete, egyébként érdemes az eljárást megismételni.

4.3.2. Levegő kalibráció

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A levegő-kalibráció alapvető célja, hogy a CT detektorok jeleinek inhomogenitására korrigáljunk még a betegfelvételek előtt. A “levegő kalibráció” elnevezés arra utal, hogy a röntgenső és a CT detektorok között nincs szilárd vagy folyékony halmazállapotú anyag, csak levegő helyezkedik el. A kalibráció során a készülék a betegvizsgálatok során alkalmazott kollimációs beállításokkal és az összes lehetséges röntgenső feszültséggel végez egymás utáni lépésekben rövid méréseket. Amennyiben a kalibráció elmarad, hibák vagy műtermékek jelentkezhetnek, például sávosan váltakozó zajosság vagy koncentrikus mintázatok.

b) Forrásdokumentumok

A gyártói által biztosított felhasználói útmutató.

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

A gyártó által szolgáltatott programot kell használni. Az eljárás elvégzéséhez szükséges idő kb. 10 perc.

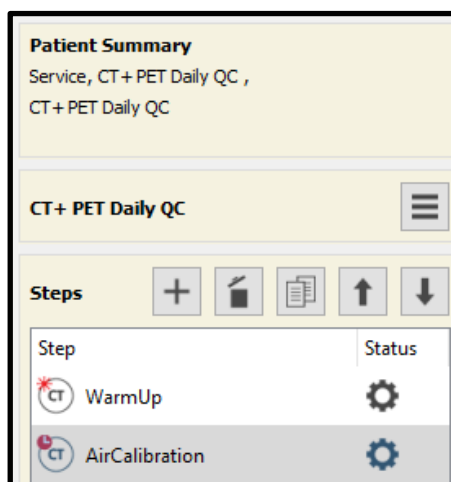
d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta legalább egyszer, a betegvizsgálatok előtt és a röntgenső előfűtése után (lásd a „Röntgenső előfűtése” előző fejezetet).

e) A vizsgálati eljárás leírása

Az elnevezések gyártónként különbözőek lehetnek, az alábbi lépésekben egy adott gyártó PET/CT készüléke szerepel.

1. A kalibrációt döntően befolyásolja, ha a CT berendezés plexi ablakára szennyeződés vagy por került. Még kritikusabb lehet, ha a szennyeződést CT kontraszt anyag okozza, ami a betegvizsgálat során véletlenül kerül a plexi burkolatra. Minden reggel enyhén alkoholos oldattal és puha törlő kendővel tisztítsa meg a CT berendezés gyűrű alakú plexi ablakát, csak ezután végezzen levegő kalibrációt.
2. Nyissa meg a napi QC protokollt “CT+PET Daily QC” (lásd 10. ábra).
3. Válassza ki a levegő kalibráció lépést: “AirCalibration”.



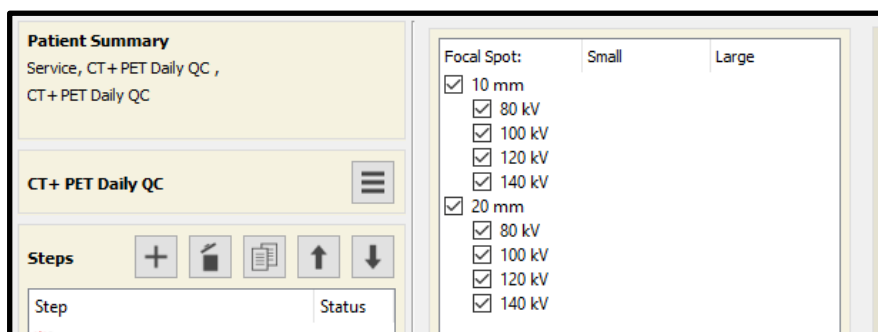
12. ábra: Levegő kalibráció QC vizsgálat kiválasztása

4. Készítse elő a vizsgálatot (helyiség kiürítése, ajtó bezárása).

5. Indítsa el a kiválasztott protokollt. A kalibráció során a készülék a betegvizsgálatok során kiválasztható kollimációs beállításokkal és az összes lehetséges röntgenső feszültséggel végez egymás utáni lépésekben rövid expozíciókat a detektorelemek korrekciós tényezőinek meghatározására.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Ha a mérések megtörténtek, a készülék kezelőfelületén erről megjelenik visszajelzés (kipipált rubrika, lásd 13. ábra).



13. ábra: Visszajelzés az elvégzett mérésekről

g) Elfogadási kritériumok

A gyártó által javasolt és a protokollban a készülék által automatikusan ellenőrzött értékek megfelelősége.

4.3.3. Vízekvivalens HU-érték, zaj és uniformitás

1. A vizsgálati eljárás céljának leírása

Az állandósági vizsgálat célja, hogy a vízre vonatkozó HU-érték pontosságát ellenőrizzük a CT készülék aktuális állapotában. A CT által a vetületi képekből készült rekonstruált felvétel voxeleiben található számértékek az adott anyag elnyelési tulajdonságától (μ_x egy leképezett anyag lineáris sugárgyengítési együtthatója) függően más és más értéket fognak felvenni. A HU-skála az eredeti rekonstrukció utáni μ skála lineáris transzformációja azon önkényes definíció mellett, hogy a víz származtatott HU értéke 0. A levegő gyakorlatilag nem gyengíti a sugárzást, így annak HU értéke -1000. A lineáris egyenlet képlete a következő a fentiek szerint:

$$HU = 1000 * \frac{\mu_x - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}}$$

Ezen állandósági vizsgálat célja, hogy homogén, vízzel teli henger esetén ellenőrizzük a kép uniformitását és zajtartalmát, előre definiált áram-idő szorzat (mAs) és kilovolt (kV) értékek mellett. A homogén vízfantomról készült felvételen a fenti képlet értelmében a berendezés helyes működésekor a felvétel vízekvivalens, vagyis éppen 0 HU, vagy ahhoz közeli értékeket mutat.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.19: quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2012 [idézve: 2025. június 15.]. 192 p. Elérhető:

https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1557_web.pdf

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

European Association of Nuclear Medicine. Quality control of nuclear medicine instrumentation and protocol standardisation EANM technologist's guide [Internet]. Vienna: EANM; 2017 [idézve: 2025. június 15.]. 168 p. Elérhető:

https://www.eanm.org/content-eanm/uploads/2017/11/EANM_2017_TEchGuide_QualityControl.pdf

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Vízzel homogén módon feltölthető henger, fantomtartó (ágyra helyezhető, vagy ágylaphoz rögzíthető). Elvégzéséhez szükséges idő: 10 min.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Hetente egyszer, lehetőleg az első munkanapon a betegvizsgálatok előtt elvégzendő.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A mérés konkrét kivitelezése függ a hibrid CT berendezés adott típusától, (pl.: a fantom ágyhoz való rögzítési módja; a gyűjtő program beállítási lehetőségei; stb.) de alapvetően egy 10 cm-nél hosszabb, vízzel homogén módon feltölthető henger elegendő ehhez a vizsgálatához. Erre a célra a gyártók speciális fantomokat ajánlanak vagy biztosítanak a készülékeikhez. Abban az esetben, ha nem áll rendelkezésre ilyen hengerfantom, egy egyszerű, 10 cm-nél hosszabb, 20 és 30 cm közötti átmérőjű vizes ballonnal is elvégezhetjük ezt a QC mérést. Ebben az esetben azonban nagyon kritikus, hogy stabilan és reprodukálhatóan, illetve buborékmentesen tudjuk a saját készítésű hengert a vizsgálóágy lapjához rögzíteni, illetve abból ne folyhasson ki a víz. Az alábbiakban egy adott gyártó PET/CT készüléke mellett mutatjuk be a szükséges lépéseket:

1. A mérés megkezdése előtt helyezze a hengerfantomot az ágyra vagy a tartó-dobozra az alábbi képen látható módon.



14. ábra: Képmínőség-vizsgáló fantom beállítása

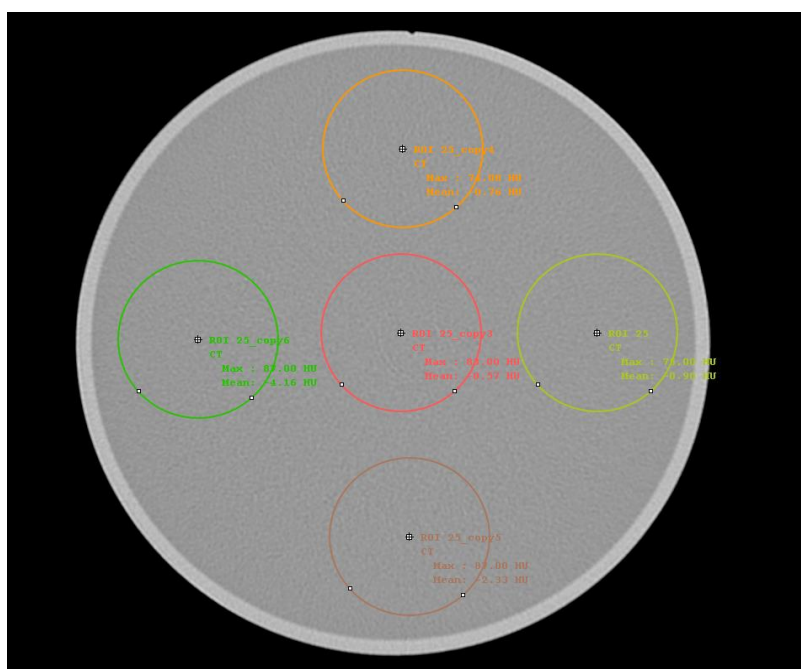
2. Ellenőrizze, hogy a fantom a transzaxiális síkkal párhuzamosan helyezkedik-e el, illetve, hogy stabilan áll-e a tartó az eszközön (lásd az alábbi ábrákon). Ellenőrizze továbbá, hogy a fantom valóban homogén módon tartalmaz-e vizet, nincs-e jelentős méretű buborék benne, nem szivárogo-e víz az illesztéseknél. A jelentősebb méretű buborék befolyásolhatja a vizsgálat eredményeit.
3. Nyissa meg a heti QC protokollt (a példa szerint: “CT+PET Weekly QC”).
4. Készítsen előnézeti felvételt. A planáris röntgenvizsgálat a példa szerint az ún. “Localizer” felvétel.
5. Az előnézeti felvétel után a vizsgálandó terület hosszát állítsa akkorára, amely a hengerfantom vízekvivalens betétjét éppen lefedi.
6. Ha az előnézeti felvétel után ez automatikusan nem történik meg, akkor állítson be egy CT felvételi protokollt olyan paraméterekkel, amelyet a helyi fizikus vagy a gyártó határozott meg. Ellenőrizze a beállítási paramétereket: vizsgálandó testrész, üzemmód, kV és mAs értékeket, illetve szeletvastagságot, körülfordulási időt (lásd a következő ábrán).

Tube Parameters		Recon Options:	
Exposure [mAs]:	200,00	Recon Options:	Custom
Tube Current [mA]:	200	Sharpness Level:	04
Tube Voltage [kV]:	120	☐ Denoise Filter	
Focal Spot Size:	Small	Denoise Strength:	Low
Rotation Time [sec]:	1.0	Resolution:	Normal (512*512)
Scan Parameters		Recon Quality:	Normal
Collimation [mm]:	20.0	Window Preset:	Bone
Slice Thickness [mm]:	10	Corrections	
Scan Range	...	Body Size:	Small
Table Mode:	CT-Brain	☒ Motion Correction	
Start Line [mm]:	-216,00	Local Dose Reference Level	
Table Feed [mm]:	20,00	CTDIvol Notification [mGy]:	<empty>
Number of Scans:	11		
Direction:	In		

15. ábra: CT vizsgálati paraméterek megadása

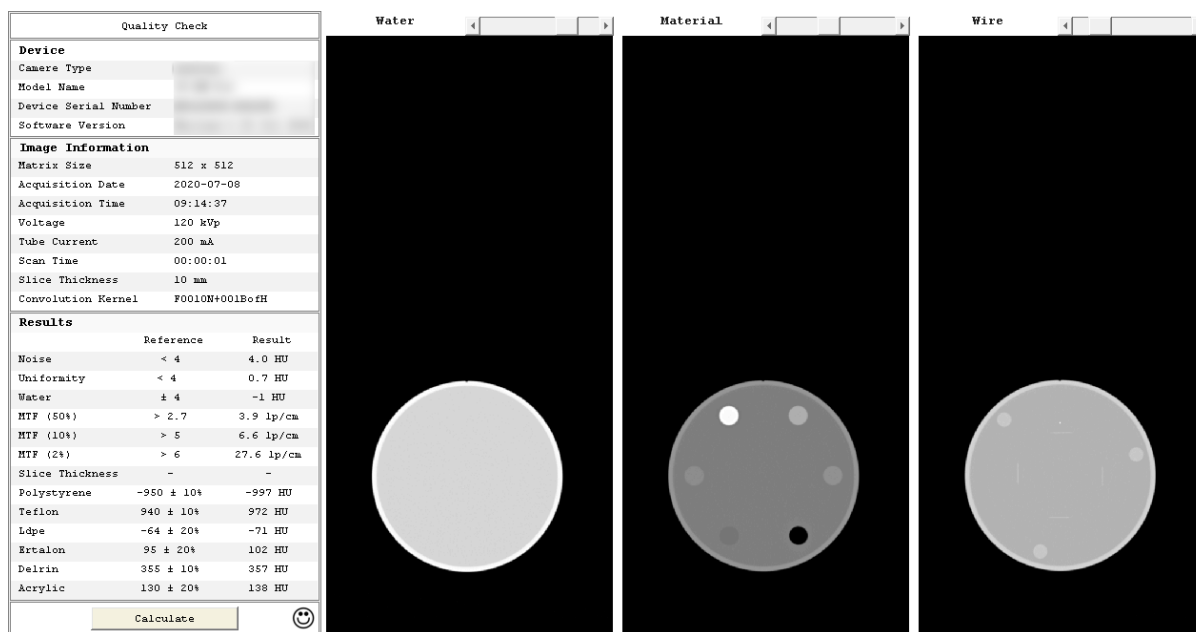
7. Készítse el a CT-felvételt. Általában axiális üzemmódban végzendő CT beállításokat ajánlanak, de ez gyártóktól függően lehet akár helikális üzemmódú vizsgálat is.

- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése:
1. Ellenőrizze, hogy nincs-e látható műtermék a képen, vagy bármilyen szokatlan, torzító hatás.
 2. A vízre vonatkozó HU érték ellenőrzéséhez indítson el egy képkiértékelő programot, majd helyezzen el a homogén henger egy középső axiális szeletének centrumába egy- és körülötte a fantom transzaxiális metszetén a szélek felé még négy, megfelelő méretű ROI-t (lásd a következő ábrát), és ezeken végezze a további számításokat.
 3. Rendkívül fontos a ROI méretének megfelelő beállítása. Ha a gyártó által ajánlott kiértékelő szoftvert használja, akkor alkalmazhatja az ajánlott beállításokat is, de javasolt az alábbiakat követni. Egyes kiértékelő szoftverek automatikusan jelölik ki a megfelelő méretű ROI-kat. A ROI-k méretét szabvány határozza meg, az alábbiak szerint:
 - A vízre vonatkozó HU érték meghatározásához a ROI mérete legyen körülbelül 10%-a a fantom teljes átmérőjének. A perifériához eső ROI-k széle ne legyen közelebb, mint 1 cm a fantom pereméhez.
 - A CT kép zajtartalmának meghatározásakor a középpontosan elhelyezett ROI mérete legyen körülbelül 40%-a a fantom teljes átmérőjének.
 - A centrálisan elhelyezett ROI ne fedjen át a radiálisan elhelyezett négy további ROI-val.



16. ábra: ROI-k kijelölése vízekvivalencia méréséhez

4. A vízre vonatkozó HU értéket a centrális ROI-n belüli voxelek átlag HU értékéből, a CT kép zajtartalmát pedig ugyanezen voxelek szórásaként („standard deviation”, tapasztalati szórás) határozza meg.
5. A CT kép uniformitását a centrális ROI és a szélei felé elhelyezett ROI-k HU értékei közötti abszolút eltérésként számíthatjuk ki.
6. A felvétel ROI vizsgálatához képelemző szoftver is rendelkezése állhat, ebben az esetben minden állandósági vizsgálathoz használjuk azt, ugyanolyan beállítások mellett (lásd az alábbi ábrán).



17. ábra: Jelentés képminőség-vizsgálatról

g) Elfogadási kritériumok

Alapvetően a gyártó által javasolt tűrések a mérvadóak, de az alábbi minimum kritériumokat alkalmazzuk:

- Vízre vonatkozó CT HU érték: maximum ± 5 HU.
- CT kép zajtartalma: maximum $\pm 25\%$ -a az átvételi vizsgálatnál meghatározott alapértéknek.
- CT kép uniformitása: maximum ± 10 HU.

Az alábbi képen egy automatikus kiértékelés végeredményét láthatjuk a gyártó által ajánlott elfogadási kritériumokkal.

Quality Check		
Device		
Camere Type		
Model Name		
Device Serial Number		
Software Version		
Image Information		
Matrix Size	512 x 512	
Acquisition Date	2020-07-08	
Acquisition Time	09:14:37	
Voltage	120 kVp	
Tube Current	200 mA	
Scan Time	00:00:01	
Slice Thickness	10 mm	
Convolution Kernel	F0010N+001BofH	
Results		
	Reference	Result
Noise	< 4	4.0 HU
Uniformity	< 4	0.7 HU
Water	± 4	-1 HU

18. ábra: Jelentés vízekvivalencia QC mérés eredményeiről

4.3.4. *Linearitás ellenőrzése*

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ezen állandósági vizsgálat célja, hogy különböző sűrűségű anyagok leképezéskor adódó HU értékeinek pontosságát ellenőrizzük a CT készüléken. Ezek az anyagok a HU-skála különböző tartományait reprezentálják, így a CT képen megjelenő értékek megfelelőségét vizsgálhatjuk.

A hibrid képalkotó berendezések esetén a linearitás ellenőrzésének a PET képrekonstrukciós szoftverében alkalmazott gyengítéskorrekciók megfelelő alkalmazása érdekében van jelentősége.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.19: quality assurance programme for computed tomography: diagnostic and therapy applications [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2012 [idézve: 2025. június 15.]. 192 p. Elérhető:

https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1557_web.pdf

Sokole EB, Płachcńska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

European Association of Nuclear Medicine. Quality control of nuclear medicine instrumentation and protocol standardisation EANM technologist's guide [Internet]. Vienna: EANM; 2017 [idézve: 2025. június 15.]. 168 p. Elérhető:

https://www.eanm.org/content-eanm/uploads/2017/11/EANM_2017_TEchGuide_QualityControl.pdf

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Gyártó által ajánlott képminőség-vizsgáló fantom, melyben kettő vagy annál több, különböző sűrűségű anyag található, amelyek a HU-skála gyakran leképezett, eltérő tartományba eső anyagainak megfelelő sűrűségűek.

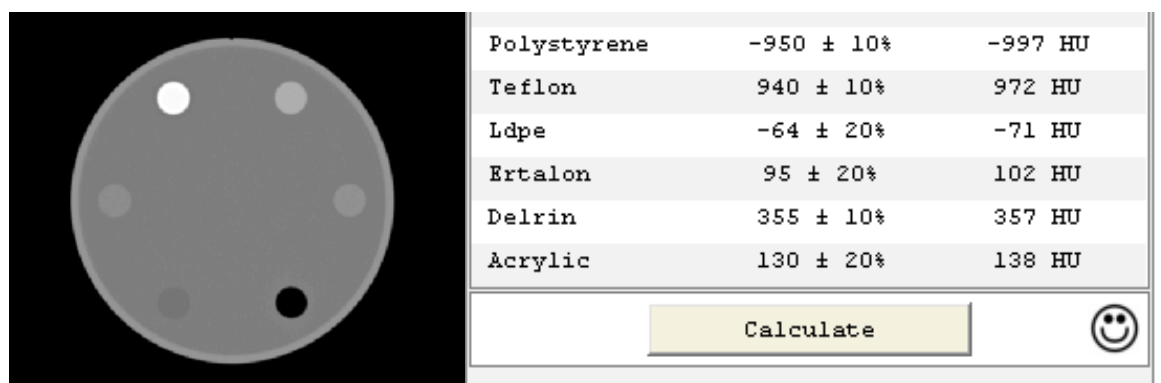
d) Vizsgálatok gyakorisága

Hetente egyszer, lehetőleg hétfőn vagy a hét első munkanapján.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A mérés konkrét kivitelezése jelentősen függ a hibrid CT berendezés típusától, ugyanis számos elem vagy lépés alapvetően eltérhet (pl.: a fantom alakja és méretei, a benne található különböző sűrűségű betétek száma és anyagi minősége; a fantom ágyhoz való rögzítésének módja; az adatgyűjtő program beállítási lehetőségei stb.). Az alábbi példában egy adott gyártmányú PET/CT készüléken alkalmazandó eljárás segítségével mutatjuk be az egyes lépéseket.

1. A mérés megkezdése előtt helyezze a gyártó által ajánlott hengerfantomot az ágyra vagy a tartó-dobozra a 14. ábra szerinti módon.
 2. Ellenőrizze, hogy a fantom a transzaxiális síkkal párhuzamosan helyezkedik-e el, illetve, hogy stabilan áll-e a tartó az eszközön.
 3. Készítse elő a vizsgálatot (helyiség kiürítése, ajtó bezárása).
 4. Nyissa meg a heti QC protokollt (a példa szerint: “CT+PET Weekly QC”).
 5. Készítsen előnézeti felvételt. A planáris röntgenvizsgálat a példa szerint az ún. “Localizer” felvétel.
 6. Az előnézeti felvétel után a vizsgálandó terület hosszát állítsa akkorára, amely a hengerfantom linearitásmérő betéteit éppen lefedi.
 7. Ha az előnézeti felvétel után ez automatikusan nem történik meg, akkor állítson be egy CT felvételi protokollt olyan paraméterekkel, amelyet a helyi fizikus vagy a gyártó határozott meg. Ellenőrizze a beállítási paramétereket: vizsgálandó testrész, üzemmód, kV és mAs értékeket, illetve szeletvastagságot, körülfordulási időt (lásd 15. ábra).
 8. Készítse el a CT-felvételt. Általában axiális üzemmódban végzendő CT beállításokat ajánlanak, de ez gyártóktól függően lehet akár helikális üzemmódú vizsgálat is.
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése
1. Speciális kiértékelő szoftverrel a különböző sugárgyengítésű betéteket ellenőrizzük és az adott referencia értékekkel vessük össze. Ehhez az elkészült CT felvétel egy központi axiális metszetén ROI-kat kell elhelyezni. A betétekhez igazodó, általában kör alakú ROI-kat a különböző sűrűségű betétek peremén belül kell úgy elhelyezni, attól kb. 1 mm távolságban helyezkedjenek el. Az egyes ROI-k semmiképpen se lógnak túl a betétek peremén.
 2. Számoltassa ki minden egyes ROI-ra az átlag értékeket.
 3. Vesse össze az így nyert átlagértékeket a gyártó által előírt HU referencia-értékekkel minden egyes betétre.



19. ábra: Jelentés linearitás vizsgálatáról

g) Elfogadási kritériumok

A gyártó által megadott tűrések jelentősen függhetnek a hibrid eszközben levő CT modalitástól, ezért a képminőség-vizsgálatára használt fantom leírását, illetve a gyártói előírásokat kell elsősorban figyelembe venni.

4.3.5. Szeletvastagság

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A betegvizsgálatok során alkalmazott kollimációk és elérhető szeletvastagság opciók ellenőrzésének a célja az, hogy a kiválasztott és a ténylegesen rekonstruált szeletvastagságot össze lehessen hasonlítani. A leggyakrabban alkalmazott vizsgálómódszer a kb. $26,6^\circ$ -os szögben, ferdén elhelyezett alumínium lemezek használata, amelyek dőlésszöge a képsíkra olyan, hogy a leképezésük során a képsíkon átmenő valóságos mérete és a vetítési irányból a képen megjelenő méretének aránya kétszeres. Emellett a gyakorlatban rézszálakat tartalmazó fantomokat is készítenek, amelyek szintén az előbbi elvnek megfelelően használhatóak a szeletvastagság vizsgálatára.

b) Forrásdokumentumok

European Association of Nuclear Medicine. Quality control of nuclear medicine instrumentation and protocol standardisation EANM technologist's guide [Internet]. Vienna: EANM; 2017 [idézve: 2025. június 15.]. 168 p. Elérhető:

https://www.eanm.org/content-eanm/uploads/2017/11/EANM_2017_TEchGuide_QualityControl.pdf

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

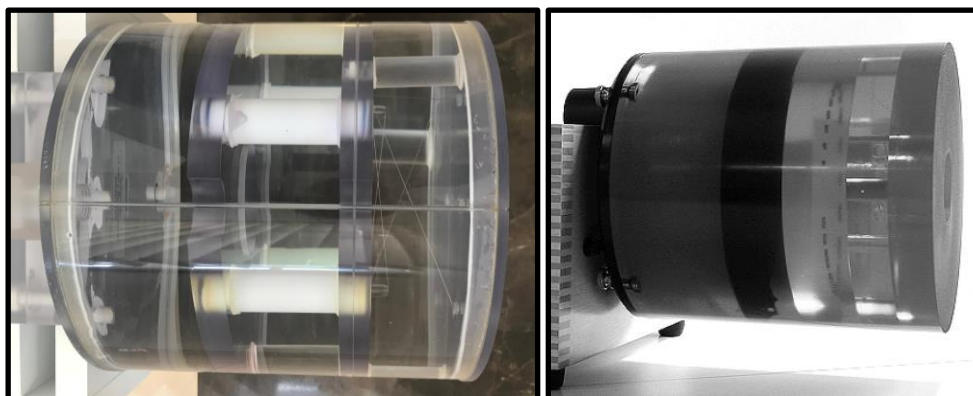
<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Vizsgálatok gyakorisága

Havonta.

d) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Olyan, a gyártó által biztosított henger alakú fantom, amelyben réz szálak vagy ferde alumínium lapkák találhatóak. Használható általános céllal beszerezhető képminőség-ellenőrző fantom is (lásd az alábbi ábrán). Vagy használható az általános céllal gyártott fantom is (az ábra jobb oldali fényképen).



20. ábra: CT képminőség-vizsgáló fantomok

A felvétel készítése és a kiértékelés időtartama kb. 40 perc.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A mérés konkrét kivitelezése jelentősen függ a hibrid CT berendezés típusától, ugyanis a fantom alakja és a benne található rézszalak vagy alumínium lapok különböző méretűek lehetnek, továbbá a fantom ágyhoz való rögzítési módja, illetve a kiértékelő program funkciói is különbözhetnek. Az alábbi lépésekben egy PET/CT készülék és egy általános képminőség-vizsgáló fantom esetén mutatjuk be a vizsgálat lépéseit.

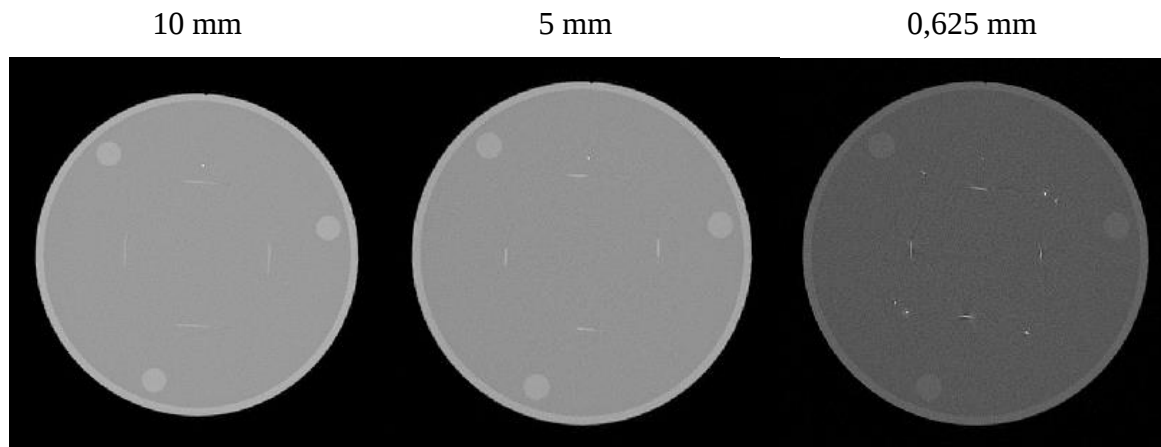
1. A mérés megkezdése előtt helyezze a gyártó által ajánlott hengerfantomot az ágyra vagy a tartó-dobozra a 14. ábra szerinti módon.
2. Ellenőrizze, hogy a fantom a transzaxiális síkkal párhuzamosan helyezkedik-e el, illetve, hogy stabilan áll-e a tartó az eszközön.
3. Készítse elő a vizsgálatot (helyiség kiürítése, ajtó bezárása).
4. Nyissa meg a heti QC protokollt (a példa szerint: “CT+PET Weekly QC”).
5. Készítsen előnézeti felvételt. A planáris röntgenvizsgálat a példa szerint az ún. “Localizer” felvétel.
6. Az előnézeti felvétel után a vizsgálandó terület hosszát állítsa akkorára, amely a hengerfantom szeletvastagság-mérő betéteit éppen lefedi.
7. Ha az előnézeti felvétel után ez automatikusan nem történik meg, akkor állítson be egy CT felvételi protokollt olyan paraméterekkel, amelyet a helyi fizikus vagy a gyártó határozott meg. Ellenőrizze a beállítási paramétereket: vizsgálandó testrész, üzemmód, kV és mAs értékeket, illetve szeletvastagságot, körülfordulási időt (lásd 15. ábra). E vizsgálatot leggyakrabban axiális felvételezési módban szükséges elvégezni úgy, hogy egy adott, például 10 mm-es szeletvastagságot választunk ki.

A felvételi paraméterek beállításakor ügyeljen a képmátrix méretére.

8. Rekonstruálja a felvételt legalább 3 féle, a legkisebb (0,625) és a felvételezett szeletvastagságot meg nem haladó mértékű (a példa szerint 10 mm) közötti szeletvastagsággal (jelen példában tehát 10 mm, 5 mm és 0,625 mm vastagság).

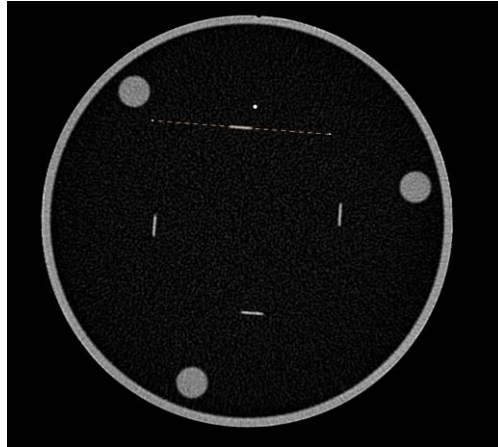
f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése:

A három különböző szeletvastagsággal készített CT felvétel példa képeit láthatjuk az alábbi három axiális képen:



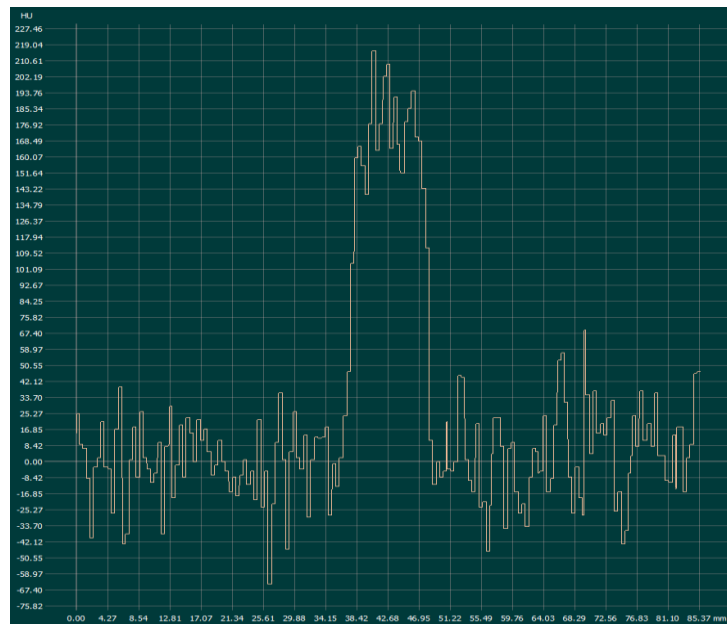
21. ábra: CT felvételek szeletvastagság-mérő betétről, többféle rekonstruált szeletvastagság mellett

1. Az elkészült felvételeken egyenként jelöljük ki egy-egy vonalat (ROI), amely pontosan a rézsálra esik.



22. ábra: ROI kijelölése szeletvastagság meghatározásához

2. A felvett ROI-ban ábrázoljuk a HU értékeket a felrajzolt ROI mentén, így egy profilgörbét kapunk. Ideális leképezés és profil megadása esetén ez egy trapéz alakra emlékeztet.



23. ábra: Kijelölt vonal-ROI HU értékeinek pozíció szerinti ábrázolása

3. Határozzuk meg a maximális és minimális HU értékeket.

Megjegyzés: A maximális HU érték, azaz a görbe csúcsa vékony szeletek esetén pontszerű, nagyobb szeletvastagságnál egy plató. Utóbbi esetben a legnagyobb értéket érdemes választani, ha csak a szál inhomogenitása vagy más hiba miatt az nem lenne a plató átlagát jelentősen ($> 20\%$) meghaladó érték. A szálon túli rész vizekvivalens fantom esetén 0 HU körüli érték.

4. Az előző pont eredményeiből számítsuk ki a félértéket HU egységekben, amely az előzőekben meghatározott maximum és a minimum HU értékek átlagával becsülhető.

5. A félértékhez tartozó két pont mm-ben kifejezett távolságát határozzuk meg a görbén. Ez a teljes félértékszélesség (full width at half-maximum, FWHM), amely e vizsgálómódszer szerint kétszerese a leképezett tényleges szeletvastagság értékének. A fenti demonstratív ábrán a becsült szeletvastagság értéke 5,5 mm, míg a névleges (a rekonstrukciónál beállított) szeletvastagság 5 mm volt.
6. Amennyiben a fantomban több részsál is található a szeletvastagság mérésére, akkor mindegyikkel ismételjük meg az eljárást és végül képezzük a mérési eredmények átlagát.

Ha automatikus kiértékelő szoftver rendelkezésre áll a gyártótól, akkor abba beolvasva a CT felvételt a program kiszámolja a fentieket és összeveti a referencia értékekkel, például az alábbi módon:

3. táblázat: Összefoglalás szeletvastagság mérési eredményekről

Előírt szeletvastagság [mm]	Tűrés $\pm$ [mm]	Mért érték [mm]	Megfelelt? IGEN/NEM
10	2,0	9,0	IGEN
5	1,0	4,5	IGEN
0,625	0,125	0,730	IGEN

g) Elfogadási kritériumok

A meghatározott alapértékektől (az átvételi vizsgálatnál meghatározott adatoktól) való eltérésre javasolt tűrések az alábbi táblázatban szerepelnek.

4. táblázat: Szeletvastagságok tartományai és tűréseik

Névleges szeletvastagság (mm)	Elfogadási kritérium
≤ 1	$< \text{névleges} + 0,5 \text{ mm}^*$
$>1 \text{ és } \leq 2$	$\pm 50\%$
>2	$\pm 1 \text{ mm}$

* Nagyon vékony szeletek esetén, különösen axiális leképezéskor a felvételen mért szeletvastagság jelentősen nagyobb lehet, mint a névleges, pl.: 1 mm-es névleges szeletvastagság akár 3 mm-esnek is leképezhető, mert az alumínium betét vastagsága korlátozó tényező. A fantom felhasználói kézikönyve adhat további útmutatást, hogy milyen korrekciók alkalmazhatók ebben az esetben.

4.4. Aktivitásmérők

4.4.1. Szemrevételezés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A szemrevételezés célja, hogy egyszerű, gyors vizsgálattal felmérjük a berendezés mechanikai állapotát. Amennyiben a normál működés feltételei nem biztosítottak, a betegvizsgálathoz kapcsolódó mérés nem végezhető a berendezéssel.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 1 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Szemrevételezéssel ellenőrizzük a berendezés mérőkamrájának az állapotát, továbbá, hogy nem esett-e bele véletlenül kisebb tárgy (pl.: tű).
2. Szemrevételezéssel ellenőrizzük a berendezéshez tartozó forrástartók és egyéb tartozékok állapotát, hogy nem sérültek-e.
3. Ellenőrizzük a kijelző állapotát és működését. Ha nem érintő kijelzős a készülék, akkor a beviteli eszközök (billentyűzet, egér) megfelelő működését is.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Az üzemnaplóban jegyezzük fel a megfelelőségeket, illetve az eltéréseket. Amennyiben a talált eltérések javítással vagy cserével nem helyrehozhatóak, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

A mérőkamrának, forrástartóknak és tartozékoknak sérülésmentesnek kell lenni. A kijelzőnek és a beviteli eszközöknek megfelelően kell működni.

4.4.2. Rendszeridő ellenőrzés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni, hogy az aktivitásmérő órája (ha van) a helyes időt mutatja-e, ha szükséges, figyelembe véve a nyári/téli időszámítást is. Mivel az aktivitásmérés ideje referenciául szolgál a bomláskorrekcióhoz a teljes munkafolyamaton keresztül, ezért fontos, hogy az aktivitásmérő rendszerideje összhangban legyen az intézetben használt más eszközök és a képalkotó berendezések rendszeridejével.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 1 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

Vessük össze a rendszer által megjelenített időt az intézetben aktivitás méréshez használt órák és a képkalkáló berendezések, kiegészítőik rendszeridejével.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Amennyiben eltérés mutatkozik, a rendszeróra idejének korrigálását, beállítását el kell végezni.

g) Elfogadási kritériumok

Legfeljebb ± 10 másodperc időeltérés elfogadható.

4.4.3. Háttérmérés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni a készülék által mért háttérrel, radioaktív szennyeződés és egyéb, nem megfelelően tárolt forrás sugárzásának detektálása, azonosítása.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 5 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Minden közelben lévő sugárforrást el kell távolítani vagy a megfelelő módon árnyékolni. A háttérmérés a mérőkészülékbe helyezett, szennyeződésmentes forrástartóval történik.
2. Az aktivitásmérővel mért eredményt (MBq) és annak időpontját fel kell jegyezni a műszer jegyzőkönyvébe.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Magas háttér detektálása esetén ellenőrizni kell, hogy van-e sugárforrás a közelben, szennyezett-e a forrástartó. Ha a közelben van sugárforrás, akkor azt el kell távolítani, vagy annak árnyékolásával meg kell ismételni a mérést. Ha a háttér kontaminációból származik, akkor dekontaminálni kell a mérőhengert, a forrástartót és egyéb tartozékokat, majd megismételni a háttérmérést.

g) Elfogadási kritériumok

Kevesebb mint 1 MBq aktivitás fogadható el.

4.4.4. Stabilitás és aktivitás helyesség

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni a hosszútávú stabilitást és a mért aktivitás helyességét.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Hosszú felezési idejű referenciaforrás, pl. ^{137}Cs , üzemnapló, a szükséges idő 2 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A hosszú felezési idejű referenciaforrás aktivitását kell elsőként lemérni úgy, hogy az átvételkor meghatározott, jól reprodukálható geometriában a mérőtérfogatba helyezzük. A mért eredményeket korrigálni kell a felezési idővel és a kalibrációs faktoral.
2. A mért aktivitás értékét fel kell jegyezni az üzemnaplóba a hosszútávú tendenciák követéséhez.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A mérés relatív hibájának számolása a mért aktivitásból ($A_{mért}$) és a referenciaforrás tényleges aktivitásából ($A_{tényleges}$) az alábbi képlettel történik:

$$Relatív\ hiba = \frac{|A_{mért} - A_{tényleges}|}{A_{tényleges}}$$

Ha a relatív hiba eltérése a korábbi értékek alapján trendszerű változást mutat, akkor érdemes fokozott figyelmet fordítani a műszer állapotára, hiszen meghibásodást jelezhet. Az üzemnaplóban jegyezzük fel a megfelelőséget, illetve az eltérést. Nagy relatív hiba esetén értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Legfeljebb 5%-os relatív hiba fogadható el.

4.5. Gamma-számlálók

A gamma-számláló általánosságban a szervi radiofarmakon halmozást detektáló, de képi információt nem adó eszközök csoportja. Leggyakrabban és tipikusan a pajzsmirigy jódfelvételi munkahelyek megszokott eszköze.

4.5.1. Szemrevételezés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A szemrevételezés célja, hogy egyszerű, gyors vizsgálatral felmérjük a berendezés mechanikai állapotát. Amennyiben a normál működés feltételei nem biztosítottak, a betegvizsgálat nem kezdhető meg a berendezéssel.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 1 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Használat előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A kábelezés és a csatlakozásaik ellenőrzése a mérőfej és az elektronika között.
2. A detektor és a kollimátor állapotának ellenőrzése.
3. A mérőfej állványának állapota és mechanikai stabilitásának ellenőrzése.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Ha a távtartó nem megfelelő távolságra van beállítva, korrigálni kell. A nem javítható eltérés esetén (kábel/csatlakozó sérülés) értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Megfelelő kapcsolat a mérőfej és az elektronika között. A távtartó stabil, megfelelően beállított.

4.5.2. A távtartó beállítása

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni, hogy a gamma-számláló kollimátora előtt lévő távtartó a betegvizsgálati protokollnak megfelelő távolságra van-e beállítva, továbbá, hogy a távtartó kellően stabil-e. A távtartó stabilitása és távolságának helyes beállítása biztosítja a készülékkel végzett mérések reprodukálhatóságát.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 1 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Használat előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A detektor kollimátora előtt lévő távtartó beállításának és stabilitásának ellenőrzése.
2. Távtartón beállított távolság összevetése a betegvizsgálati protokollban megadott távolsággal.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Ha a távtartó beállítása a betegvizsgálati protokollban leírtakkal nem egyezik meg, akkor szükséges korrekció.

g) Elfogadási kritériumok

Az előírt távolsághoz képest legfeljebb ± 1 cm eltérés fogadható el.

4.5.3. Háttérmérés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni az adott radionuklid mérésére beállított készülék által mérhető háttérrel, továbbá a készülék és környezetének esetleges szennyeződését, kontaminációját.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 5 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Használat előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Minden közelben lévő sugárforrást el kell távolítani, vagy megfelelő módon árnyékolni kell.
2. Háttérmérés elvégzése a berendezésen, a másodpercenkénti beütésszámot és a mérést befolyásoló körülményeket (pl.: szennyezettség ténye) rögzíteni kell a jegyzőkönyvbe.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Magas háttér detektálása esetén ellenőrizni kell, hogy van-e sugárforrás a közelben, majd azt eltávolítani vagy árnyékolni és megismételni a mérést. Ha kontaminációból származik háttér, akkor dekontaminálni kell a kérdéses területet (mérőfej, környezet), majd megismételni a háttérmérést.

g) Elfogadási kritériumok

A háttér legyen kevesebb, mint az 1 méterről mérhető (pontoszerű) 1 MBq aktivitású ^{131}I izotópnak megfelelő érték. (másodpercenkénti beütés-szám).

4.5.4. Érzékenység stabilitása

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni a detektor érzékenységének időbeli stabilitását egy referenciamérés értékéhez képest. A referenciamérésnek a legutóbb elvégzett kalibráció utáni érzékenység mérés tekinthető.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

¹³¹I izotóppal töltött, ismert aktivitású nyak-fantom, üzemnapló, a mérési idő 5 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Minden betegvizsgálat előtt.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A mérés idejét a minta aktivitáskoncentrációja határozza meg, a teljes beütésszám legkevesebb: 10.000 legyen.
2. Az érzékenység (beütésszám/MBq) mérése a ¹³¹I izotóppal feltöltött nyak-fantom segítségével történik.
3. A mért érzékenységet jegyezzük le az üzemnaplóban.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Vessük össze a mért értéket a referenciamérés értékével. Az üzemnaplóban jegyezzük fel a megfelelőséget, illetve az eltérést. Eltérés esetén értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

A referencia értékekhez képest legfeljebb 10%-os eltérést mutathat az érzékenység.

4.6. Radiofarmakon-injektorok

4.6.1. Szemrevételezés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A szemrevételezés célja, hogy egyszerű és gyors vizsgálattal felmérjük a berendezés mechanikai állapotát. Amennyiben a normál működés feltételei nem biztosítottak, a betegvizsgálathoz kapcsolódó mérés nem végezhető a berendezéssel.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Üzemnapló, 1 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Naponta.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Ellenőrizzük a fékek állapotát, működését.
2. Szemrevételezéssel ellenőrizzük a berendezés burkolatainak épségét, tisztaságát.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Az üzemnaplóban jegyezzük fel az eltéréseket. Amennyiben a talált eltérések javítással vagy cserével nem helyrehozhatóak, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

A készülék külső és belső részeinek sérülésmentesnek és tisztának, a fékeknek működőképesnek kell lenniük.

4.6.2. Rendszeridő ellenőrzés

Az Aktivitásmérésnél, a 4.4.2 szakaszban leírtakkal megegyezik.

4.6.3. Háttérmérés

Az Aktivitásmérésnél, a 4.4.3 szakaszban leírtakkal megegyezik.

4.6.4. Stabilitás és aktivitás helyesség

Az Aktivitásmérésnél, a 4.4.4 szakaszban leírtakkal megegyezik.

5. AZ ORVOSI FIZIKUSOK ÁLTAL VÉGZENDŐ MÉRÉSEK – ÁTVÉTELI ÉS ÁLLAPOTVIZSGÁLATOK

5.1. PET készülékek

5.1.1. Térbeli felbontás vizsgálata

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Egy PET berendezést számos fizikai paraméterrel lehet jellemezni, ezek közül az egyik legfontosabb a térbeli felbontás. A térbeli felbontás egy kisméretű pontszerű aktivitás eloszlásáról készült kép esetén az úgynevezett pontszétterjedési függvény (point spread function - PSF) félértékszélességével (FWHM) adható meg. Ez az érték a PET-nél függ attól is, hogy a kamera látóterének mely pontján határozzuk meg, továbbá a kamera következő alapvető tulajdonságaitól: a szcintillációs tűkristályok axiális és radiális méretétől, a detektorgyűrű sugarától, a blokkdetektorban keletkező szcintilláció pozíciódetektálási hibájától, illetve az alkalmazott radioaktív izotóp pozitronjának szövetben mért átlagos hatótávolságától („positron range”). A látótér geometriai középpontjában a térbeli felbontást jellemző félértékszélesség szűrt visszavetítéses rekonstrukció esetén a következő képlettel becsülhető:

$$\text{FWHM} = 1.25 * \sqrt{(p_r^2 + ss^2) + (0.0022 * R)^2 + \left(\frac{cw}{2}\right)^2 + be^2},$$

ahol, p_r a pozitron szövetben mért átlagos hatótávolsága, ami a leggyakrabban használt ^{18}F izotóp esetén átlagosan 0,5 mm. A képletben az ss tényező a leképezendő aktivitás eloszlás alakjától függő paraméter, ami egy pontforrás esetében nulla. Az annihiláció során keletkező gamma-fotonok haladási iránya által bezárt szög néhány tized fokkal elmaradhat a 180 foktól, ami szintén befolyásolja a felbontást ($180^\circ \pm 0,25^\circ$). E hatás a $0.0022 * R$ (R a detektorgyűrű sugara) taggal vehetünk figyelembe. Utóbbi mértéke egy humán PET kamera esetén akár 2 mm is lehet, tehát ebben az esetben főleg ez a tényező korlátozza a felbontóképességet. A cw paraméter a tűkristály tangenciális szélességét jelöli. A be -vel (block effect, blokk-hatás) jelölt mennyiség írja le a blokkdetektor fotodetektorának (PMT vagy SIPM) kimeneti jelei alapján elvégzett pozíció meghatározás hibáját, ami erősen függ az alkalmazott detektor komponenseitől és a pozíció-meghatározási módszertől (Anger-alapú vagy egyéb).

a) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, Schmidlein CR, Shepard JD, Wooten WW, Andreson JA. PET/CT acceptance testing and quality assurance. Alexandria, VA (US); 2019. 40 p. Report No.: 126. Elérhető:

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

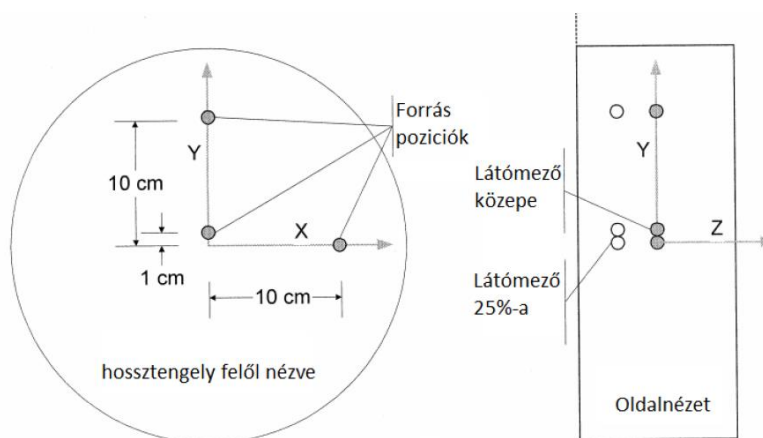
<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

b) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

A méréshez ^{18}F izotópot kell használni, amit kis átmérőjű üvegkapillárisokba kell tölteni. A kapillárisok belső és külső átmérője kisebb kell, hogy legyen, mint 1 és 2 mm. Az aktivitást úgy kell megválasztani, hogy se a holtidő veszteség, se a véletlen-koincidenciáknak a valós eseményekhez viszonyított aránya ne haladja meg az 5%-ot. A szükséges aktivitáskoncentrációnak igen nagyoknak kell lennie (jellemzően 185-370 MBq/ml), mert a kapillárisok térfogata általában kevesebb, mint 1 ml, és a kapillárisokban levő összes aktivitásnak legalább 10 MBq-nek kell lennie a PET kamerák érzékenysége miatt. A pontforrások beállítására egyes gyártók fantomot vagy tartót biztosítanak. A pontforrásokat tartalmazó kapillárisokat a kamera hossz tengelyeivel párhuzamosan kell elhelyezni 3 ponton a következők szerint:

- 1. pozíció: $x = 0$ cm; $y = 1$ cm,
- 2. pozíció: $x = 0$ cm; $y = 10$ cm,
- 3. pozíció: $x = 10$ cm; $y = 0$ cm.

A 3 pontforrást két axiális helyzetben is le kell majd képezni, először a látótér közepén kerül elhelyezésre, majd a látótér axiális méretének negyedével (kb. 25%-nak megfelelő távolsággal) tengelyirányban eltolva. Az alábbi ábrák mutatják be az előbb leírt 6 elhelyezési pozíciót.



24. ábra: Forráspozíciók a PET térbeli felbontásának vizsgálatához

A szükséges előkészítési és adatgyűjtési idő függhet a PET kamera típusától, a rendelkezésre álló gyári pozicionáló eszközöktől, és általában 30-60 perc. A kiértékeléshez szükséges idő 15-60 percet vehet igénybe, attól függően, hogy milyen képfeldolgozó program áll rendelkezésre.

c) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

d) A vizsgálati eljárás leírása

A pontforrások előkészítése

1. 2–5 cm³ térfogatú fecskendőbe készítsen elő 185–370 MBq/ml aktivitáskoncentrációjú ^{18}F oldatot 1 ml térfogatban.

2. Adjon a fecskendőben levő oldathoz 3–5 csepp CT kontrasztanyagot és alaposan keverje össze (ennek segítségével könnyebb lesz megtervezni a vizsgálatot a preview CT képen).
3. Cseppentsen 6-8 csepp, megközelítőleg 1 mm átmérőjű cseppet egy műanyag felületre.
4. A kapilláris hatás segítségével töltsse be az egyik cseppet a kapilláriscsőbe, úgy, hogy közben a cső egyik nyitott végét a cseppbe érinti, ezután pedig zárja le a cső mindkét végét. A lezáráshoz érdemes tömítőt használni (pl. „Critoseal”). Fontos, hogy a csepp hossza a kapilláriscső tengelye irányában ne haladja meg az 1 mm-t.
5. Addig ismételje az előző pontban leírt műveletet, amíg három, ^{18}F aktivitással feltöltött kapilláriscső nem áll rendelkezésre.

A pontforrások pozicionálása

1. Csatlakoztassa a kapilláriscső-pozicionáló készüléket a páciens ágy végéhez, és helyezze be a három, előzőleg már előkészített kapilláriscsövet.
2. Határozza meg a PET kamera izocenterét a lézeres pozicionáló rendszer segítségével.
3. A kapilláris cső pozicionáló készülékkel és a lézerjelölők segítségével állítsa be úgy a három pontforrást, hogy teljesüljenek az alábbi pozícióértékek a forrásokra:
 - 1. pozíció: $x = 0 \text{ cm}$; $y = 1 \text{ cm}$,
 - 2. pozíció: $x = 0 \text{ cm}$; $y = 10 \text{ cm}$,
 - 3. pozíció: $x = 10 \text{ cm}$; $y = 0 \text{ cm}$.

A pozicionálási tűréshatárok $\pm 2 \text{ mm}$ a (0, 1) cm helyen, illetve $\pm 5 \text{ mm}$ a (0, 10) cm és (10, 0) cm x-y koordinátájú helyeken.

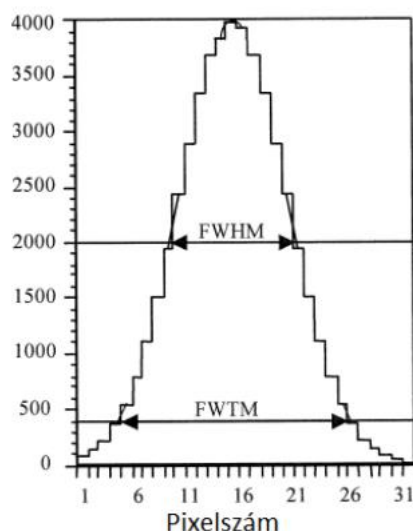
4. A térbeli felbontást két tengelyirányú helyzetben kell vizsgálni: az axiális mező közepén (a FOV közepén), illetve a FOV közepétől mérve a tengelyirányú FOV 1/4 távolságában.
5. A pontforrás tengelyirányú pozicionálásának tűrése minden axiális pozícióban $\pm 2 \text{ mm}$.

Adatgyűjtés és rekonstrukció

1. Állítsa be a PET vizsgálatot úgy, hogy legalább 5–10 millió beütésszámot tartalmazzon, vagy ha ez nem lehetséges, akkor az adatgyűjtési idő legyen legalább 4-5 perc.
 2. Két adatgyűjtést kell végezni:
 - a 3 pontforrás az axiális FOV közepén (azaz izocenter),
 - a 3 pontforrás az axiális FOV 1/4-nél az izocentertől mérve.
 3. Az adatgyűjtés után rekonstruálja a két felvételt úgy, hogy a korrekciók közül a „gyengítés” és a „Compton szórás” korrekciója ne legyen bekapcsolva.
 4. A rekonstrukció során a pixelméretnek a FWHM meghatározáshoz legelőnyösebbnek kell lennie. Ezért a PSF megfelelő mintavételéhez használja a lehető legkisebb szeletvastagságot és a legkisebb FOV-ot, amely a készüléknél kiválasztható, illetve a legnagyobb mátrixméretet a lehetséges legkisebb voxel méret eléréséhez. A voxelméret nem haladhatja meg a várható FWHM értékek 1/4-ét bármely térbeli irányban.
- e) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Az FWHM kiszámításának általános leírása egy adott pontforrás képéhez definiált profilgörbe segítségével

1. Megfelelő képfeldolgozó programmal rajzoljon egy profilgörbét azon a transzaxiális szeleten, ahol a pontforrás a lehető legnagyobb méretben jelenik meg (a lehető legnagyobb összes beütésszám mellett).
2. Keresse meg a maximális értéket a vonalprofil mentén, és ossza el 2-vel a maximális félérték kiszámításához.
3. Határozza meg a két félértékű pontnak a maximális értéktől levő távolságát a vonalprofil mentén. Használjon lineáris interpolációt, ha a maximális érték fele a profilgörbe két szomszédos adata között helyezkedik el.
4. Számítsa ki a félértékszélességet az előző pontban meghatározott két távolságadat alapján. A következő ábra egy profilgörbét ábrázol, illetve az FWHM érték meghatározását szemlélteti. Az ábrán jelölve van még az ún. tizedérték is (full width at tenth maximum – FWTM).



25. ábra: FWTM és FWHM értékelése

A profilgörbék definiálása a 6 pontforrás esetén (2 tengelyirányú helyzetben 3-3 pontban)

1. Keresse meg azt a 2 szeletet, amelyben a 3-3 pontforrás a lehető legnagyobb átmérőben, vagyis a lehető legnagyobb összes beütésszám mellett látható.
2. Mindkét szeleten rajzoljon sugár és tangenciális irányú vonalprofilokat a pontforrásokon keresztül. Ez összesen 12 profilgörbét fog eredményezni.
3. Rajzoljon axiális irányú vonalprofilokat is, mind a 6 pontforrás esetén a rekonstruált képek koronális vagy szagittális irányú metszetein. Ez összesen 6 profilgörbét fog eredményezni.
4. Határozza meg az egyes pontforrások tengelyirányú, radiális és tangenciális félértékszélességét mindkét tengelyirányú helyzetben. Összesen 18 FWHM érték az eredmény.
5. Mindhárom pontforrásról két pozícióban készült felvétel, melyek egymáshoz képest axiális irányban vannak eltolva. Mindegyik pontforrásnál átlagolja ki a két különböző pozícióban mért három-három (radiális, tangenciális, axiális) FWHM-értéket, így

összesen 9 átlagolt FWHM-értéket kap. Az adatok és eredmények feljegyzésére és értékelésére egy lehetséges példát mutat a következő táblázat, amelyben az átvételi vizsgálatnál meghatározott FWHM értékeket kell alapértéknek tekinteni.

5. táblázat: Térbeli felbontás értékelése

Pontforrás pozíció	Profil görbe pozíciója	FWHM [mm]			Összehasonlítás	
		FOV centrumban	1/4-re a FOV centrumától	Átlag	alapérték	%-os eltérés az alapértéktől
(0,1)	Radiális					
	Tangenciális					
	Axiális					
(0,10)	Radiális					
	Tangenciális					
	Axiális					
(10,0)	Radiális					
	Tangenciális					
	Axiális					

f) Elfogadási kritériumok

Átvételi vizsgálatnál az értékeknek meg kell felelniük a gyártói specifikációban szereplő adatoknak. Ezek szolgálnak alapértékeként a további állapotvizsgálatok során. Minden további állapotvizsgálat során össze kell hasonlítani a kapott FWHM értékeket az alapértékekkel. Az eredmények az alapértékektől 5%-kal térhetnek el.

5.1.2. Érzékenység vizsgálata

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Egy PET kamera érzékenységén a látótérben levő, adott aktivitás-eloszlás esetén, a kamera által mért koincidenca számlálási sebesség (cps) és a látótérbe helyezett forrás aktivitásának (kBq) hányadosát értjük. Az érzékenység szokásos dimenziója tehát cps/kBq. Ezt az adatot a nukleáris mérés technikában gyakran detektálási hatásfoknak nevezik, azonban a nukleáris medicina területén az érzékenység elnevezés terjedt el. További fontos tény, hogy PET adatgyűjtés közben a kamera által kétféle koincidenca adat folyamatos mérése történik meg. Az egyik az ún. véletlen koincidenca, a második pedig a valós koincideneciákból, a Compton szórásból és a véletlen koincideneciából származó események összege, amit más néven „total prompt”-nak is definiálnak a PET technikában. Értelemszerűen a total prompt fogalommal meghatározott koincideneciákat méri elsődlegesen minden PET eszköz, azonban az érzékenység meghatározáshoz a valós koincidenca lenne a legoptimálisabb. Szerencsére a véletlen koincidenca sebesség is meghatározható valós-időben egy speciális mérési technikával (pl. delayed method), a forráson belüli Compton szórás pedig minimálisra csökkenthető, ha a forrás mérete pontszerű a PET felbontásához viszonyítva. Elvileg tehát egy pontforrással lenne optimális az érzékenység mérése, azonban egy ilyen forrás esetén az összes koincidenca-vonalnak csak a tört része venne részt az adatgyűjtésben (amelyek átmennek a pontforráson) így a mérés nem lenne kellően reprezentatív, illetve az eredmény hibája is nagyobb lenne, mint kiterjedt forrás esetén. Ezért előnyös lehet, ha olyan kis kiterjedésű forrást alkalmazunk (például egy vonalforrás), amely a teljes axiális látótérrel lefedi, vagy azon akár túlnyúlik. További tény, hogy geometriai okokból a koincidenca-vonalak sűrűsége nem állandó a látótérben belül, ezért a lokális érzékenység is eltér a FOV különböző pontjaiban. A legmagasabb érzékenységet a FOV középpontjába helyezett pontforrással mérhetjük, azonban onnan axiálisan és radiálisan a látótér széle felé haladva egyre kisebb az érzékenység. Ennek

alapján egyértelmű, hogy ugyanazt a fantomot eltérő pozícióban mérve (vagy eltérő alakú fantomokat alkalmazva a centrumban) az érzékenység paraméter ismét nem lesz egyforma. Ennek megfelelően összehasonlító érzékenység vizsgálat csak egy meghatározott fantommal és szigorúan ugyanabba a pozícióba (például az izocenterbe) helyezve lehetséges. Az egyes ajánlások eltérő fantomgeometriákat írtak/írnak elő (NEMA NU-2 1994: hengerforrás; NEMA NU-2 2018: vonalforrás-rendszer; NEMA NU-4 2008: pontforrás, AAPM RPT-126 2019: vonalforrás), ami természetesen megnehezíti az egyes PET kamerák összehasonlítását, azonban teljesen megfelelnek annak az igénynek, hogy egy adott PET modalitás érzékenységét időben monitorozni lehessen. Egy konkrét PET érzékenységének ellenőrzésénél pedig megfelelő lehet egy kiterjedtebb forrás is, ha ugyanis mindig ugyanabba a pozícióba helyezzük, akkor a totál prompt koincidencia eseménynek is állandónak kell lennie egy adott aktivitás érték mellett. Így ez a koincidencia adat is jól fogja jellemezni az érzékenységet, nemcsak a valós koincidencia esemény.

g) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, Schmidlein CR, Shepard JD, Wooten WW, Andreson JA. PET/CT acceptance testing and quality assurance. Alexandria, VA (US); 2019. 40 p. Report No.: 126. Elérhető:

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

h) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

A méréshez ^{18}F izotópot kell használni, amit majd vonalforrás formában kell a FOV tengelyébe centrálisan helyezni. A vonalforrás kialakításához egy műanyag- és egy alumínium-csőre lesz szükség. Az előírt méretek a következők:

- műanyag cső: 700 mm hosszúságú, a belső és külső átmérők 1 és 3 mm értékűek
- alumínium cső: 700 mm hosszúságú, a belső és külső átmérők 6 és 8 mm értékűek (ha a vizsgálóhely rendelkezik NEMA NU-2 által előírt érzékenység-vizsgáló fantommal, akkor a legkisebb átmérőjű alumíniumrúd is megfelel a méréshez)

Az aktivitást úgy kell megválasztani, hogy sem a holtidő veszteség, sem a véletlen-koincideneciáknak a prompt eseményhez viszonyított aránya ne haladja meg az 5%-ot. Az

érzékenység meghatározásához szükséges dokumentálni az adatgyűjtés alatti összes (totál), a kamera által detektált véletlen és prompt koincidencia beütésszámokat.

i) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

j) A vizsgálati eljárás leírása

A vonal forrás elkészítése

1. Szívjunk fel 5.6-7.4 MBq aktivitású ^{18}F oldatot egy 5 ml-es fecskendőbe. A térfogat ne legyen nagyobb, mint 2,5 ml, mivel a műanyag cső belső térfogata megközelítőleg 2-2,5 ml.
2. Az aktivitás értékét (A_1) és a mérés idejét (t_1) jegyezzük le.
3. Töltsük fel a fecskendőben levő aktivitással a műanyagcsövet úgy, hogy ne maradjanak levegőbuborékok a csőben.
4. A fecskendőben maradt aktivitás értékét mérjük meg és a maradék aktivitást (A_2) és a mérés idejét (t_2) írjuk fel a munkanaplóba.
5. Zárjuk le a cső mindkét végét alkalmas dugóval vagy tömítőanyaggal.
6. Toljuk be a műanyagcsövet az alumíniumcső belsejébe, minél szimmetrikusabban az alumíniumcső végeihez képest.

A vonal forrás pozicionálása

1. Határozzuk és jelöljük meg az alumíniumcső közepét egy 1 mm-nél nem vastagabb markervonallal.
2. Helyezzük az aktivitással feltöltött csövet a PET látóterébe a gantry tengelyével párhuzamosan, centrálisan. Ha a gyártó szolgáltat ehhez speciális, az ágyra rögzíthető tartót, akkor használjuk ezt. Ha nincs ilyen rögzítőnk, akkor például megfelelő lehet 2 darab, a gantry-hez szorítható rúd. Ehhez jó lehet egy egyszerű, a zuhanyzóknál használatos, teleszkópos függönytartó rúd is.



26. ábra: Mérési elrendezés érzékenység vizsgálatához

3. Pozícionáljuk a vonalforrás közepét a markervonal és a PET kamera lézerjelölőinek a segítségével, pontosan a látótér centrumába. Közben ügyeljünk arra is, hogy a vonalforrás tengelye a FOV tengelyével egy egyenesbe essen.

A PET adatgyűjtés folyamata

1. A PET vezérlőkonzol programjánál az injektált aktivitás és a maradék aktivitás mezőknél adjuk meg a betöltéskor leírt adatokat (A_1 , t_1 , A_2 , t_2).
 2. Végezzünk háromszor (ismételt) 1-1 perces PET vizsgálatot, miközben a vonalforrás az izocenterben helyezkedik el.
 3. Végezzünk további három 1-1 perces PET vizsgálatot, miután a vonalforrást 10 cm-rel laterálisan eltoltuk az izocentertől. A laterális irány lehet jobb vagy bal felé eső is, a detektorrendszer cirkuláris szimmetriája miatt ez nem befolyásolja a számolt érzékenység értékét.
 4. Rekonstruáljunk képeket a szokásos standard klinikai protokollal.
- k) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése
1. Határozzuk meg és írjuk be a jegyzőkönyvbe a következő adatokat minden egyes begyűjtésre vonatkozóan: adatgyűjtés kezdete; adatgyűjtés hossza (sec); totál prompt és a totál véletlen koincidencia adatok. A prompt és a véletlen koincidencia adatok nem tartoznak a rutin PET vizsgálatok fontos adatai közé, ezért ezek általában nem találhatók meg az operátori konzolon, továbbá a kiolvasási lehetőségük is eltér minden gyártói modalitás esetén. A következő módon lehet az egyes gyártóknál ezeket az adatokat meghatározni:
 - GE: a totál prompt és a véletlen koincidencia értékeket a rekonstruált képek DICOM fejlécének (0009,1071) és (0009,1072) privát elemei tárolják.
 - Siemens: mindkét koincidencia adatot a szinogram fejlécében tárolják. A szinogram adatok és ezek fejlécei elérhetők az operátori konzolon, minden egyes PET sorozat részeként, a rekonstruált képekkel együtt.
 - Philips: a totál prompt és a véletlen koincidencia számok elérhetők az adatgyűjtési ablakban az operátori konzolon.
 - Mediso: mindkét koincidencia adat (totál prompt és véletlen koincidencia) leolvasható az adatgyűjtési ablakban az operátori konzolon.
 2. Az összes valós koincidencia kiszámításához vonjuk ki a totál véletlen koincidencia értéket a totál prompt adatból.
 3. Osszuk el a totál valós koincidencia számot a begyűjtés idejével (sec), hogy megkapjuk a valós koincidencia számlálási sebességet (cps).
 4. A fantomban mért aktivitást (kBq) korrigálni kell a bomlással, a PET vizsgálat kezdetére.
 5. Számítsa ki az érzékenységet (cps/kBq) úgy, hogy a valós koincidencia sebességet (cps) elosztja a fantomban az adatgyűjtés kezdetekor mérhető aktivitással (kBq).
 6. A 2.-5. pontokban leírt érzékenység számolást el kell végezni mindkét pozícióban (amikor a fantom az izocenterben és amikor 10 cm-es eltolással volt pozícionálva) és pozíciónként mindhárom mérésre. Számítsa ki a 3 adatgyűjtésre vonatkozó érzékenységek átlagát az izocenterre, majd a 10 cm-es eltolásra vonatkozóan is.
 7. Az érzékenység stabilitásának ellenőrzéséhez számoljuk ki a két pozícióra vonatkozó átlag érzékenységek százalékos eltérését az átvételi vizsgálatnál meghatározott adatokhoz viszonyítva.

Az alábbi két példaként szolgáló táblázatot használhatjuk az érzékenység kiszámolására és a stabilitásának ellenőrzéséhez is.

6. táblázat: Adatok érzékenység számításához

Lépések	Jelölés	Leírás	Érték	Egység
Aktivitás számolás	t_1	A kezdeti aktivitás mérésének ideje		
	A_1	A kezdeti aktivitás értéke		kBq
	t_2	A maradék aktivitás mérésének ideje		
	A_2	A maradék aktivitás értéke		kBq
	$A_{F,1}$	A fantomban levő aktivitás t_1 időben		kBq
Koincidencia adatok meghatározása	t_a	A scan start időpontja		
	t_s	A scan hossza		s
	C_p	Total prompt beütésszám		cts
	C_R	Véletlen koinc. beütésszám		cts
	$C_T = C_p - C_R$	Total (valós) beütésszám		cts
	$R_T = C_T / t_s$	Total (valós) beütésszám sebesség		cps
Érzékenység számolás	$A_{T,a}$	A fantomban levő aktivitás t_a időben		kBq
	$S = R_T / A_{T,a}$	Érzékenység		cps/kBq

7. táblázat: Adatok az érzékenység állandóságának vizsgálatához

Forrás pozíció	Érzékenység (cps/kBq)				Összehasonlítás	
	Scan 1	Scan 2	Scan 3	Átlag	Alapérték az átvételi vizsgálatnál	%-os különbség
Isocenter						
10 cm Offset						

1) Elfogadási kritériumok

A meghatározott érzékenységszámok az átvételi vizsgálatnál meghatározott alapértékektől legfeljebb 5%-nyit romolhat.

5.1.3. A PET kamera terhelhetősége és a korrekciók pontossága

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A terhelhetőség vizsgálat arról ad kvantitatív információt, hogy a látótérben levő aktivitás és a detektált koincidencia események száma milyen módon tér el a lineáris kapcsolattól. A PET detektorok esetén ez a kapcsolat az ún. elbénuló (paralizálható) detektor modellel írható le:

$$T = \eta * A * e^{-\tau_d * \eta * A}$$

ahol, T a valós koincidencia számolási sebesség, η a detektor rendszer koincidencia eseményekre vonatkozó érzékenysége [cps/Bq], „ A ” a látótérbe helyezett minta aktivitása Bq egységben és τ_d a detektorok holtidő állandója. Ez a detektálási sajátosság azt eredményezi, hogy egy bizonyos aktivitás érték felett már nem lineárisan változik a detektor által mért események száma és végül akár teljesen le is bénulhat a detektorrendszer. A fenti képletből látható, hogy a lebénulás a detektorok holtidő paraméterétől erősen függ, így megbecsülhető, hogy mekkora a látótérbe maximálisan elhelyezhető aktivitás. A gyakorlatban 50%-nál nagyobb holtidős adatvesztést nem szokás megengedni. Továbbá annak érdekében, hogy helyes koincidencia eseményszám adatok kerüljenek az egyes LOR-okba, a holtidős adatvesztés miatt is korrekciót lehet alkalmazni az előző képlet alapján. A PET kamerák

képminőségének globális jellemzésére bevezették továbbá az úgynevezett Noise Equivalent Countrate (zajekvivalens beütésszám, NEC) fogalmat, amely ugyancsak a terhelhetőség vizsgálatból származtatható. Elvileg egy hengerszerű aktivitás-eloszlásról kapott kép centrumában adja meg a jel/zaj arányt szűrt visszavetítéses (FBP, filtered back-projection) rekonstrukció mellett. Kiszámítása a következő összefüggéssel történik:

$$R_{NEC} = \frac{R_T^2}{R_T + R_S + (k * f * R_R)},$$

ahol R_T a valós eseményekből, R_S a Compton szórásból, R_R pedig a véletlen koincidencia eseményekből adódó számlálási sebességek. További paraméter az f , ami a méréshez használt fantom és a teljes FOV tétfogatának arányát jelenti, a k faktor pedig a véletlen koincidencia becsléshez használt módszertől függ ($k = 1$ a zajmentes becslésnél, amikor az R_R az úgynevezett single beütésszámok alapján van meghatározva; $k = 2$ a zajt tartalmazó mérés esetén, ilyen például az úgynevezett „delayed in realtime” módszerrel történő becslés). Ellenőrizze a PET gyártóját, hogy mely módszerrel történik a véletlen koincidencia becslése. Az R_{NEC} kiszámításához szükség van az R_S vagy az ezzel ekvivalens úgynevezett Compton szórási frakció ismeretére. Előfordulhat azonban, hogy a szórásfrakció nem elérhető különféle gyártók PET kameráinál, ezért egyszerűbb és robusztusabb, ha egy módosított, az úgynevezett pseudo-NEC sebességet számítjuk ki (R_{PNEC}):

$$R_{PNEC} = \frac{(R_P - R_R)^2}{R_P + \left[\left(\frac{k}{2} - 1\right) \cdot R_R\right]},$$

amely képletben az R_P a prompt koincidenziát ($R_T + R_S + R_R$) jelöli, továbbá a fantom mérete az $f=1/2$ értékkel közelíthető. Ilyen fantom lehet a gyártók által szolgáltatott 20 cm átmérőjű QC hengerfantom. Egy aktivitással homogén módon feltöltött fantomot a látótér közepébe helyezve tehát lehetőség van megvizsgálni, hogy az R_{PNEC} képminőséget jellemző adat milyen aktivitás értékig nő lineárisan, illetve mikor lesz maximuma. Az átvételi vizsgálatnál a tesztet az aktivitáskoncentrációk széles tartományára vonatkozóan el kell végezni, oly módon, hogy az R_{PNEC} csúcs mérhető legyen. Az állapotvizsgálatoknál elegendő az R_{PNEC} adatot két vagy három aktivitáskoncentrációnál megmérni és összehasonlítani az átvételi vizsgálatnál kapott kiindulási adattal.

A korrekciók (többek között a véletlen koincidencia, a Compton szórás, a szöveti gyengítés, a holtidő, a normalizáció) pontossága a klinikai szempontból releváns és érthetőbb SUV alapján is mérhető. A SUV definíciója alapján a homogén aktivitással töltött fantom SUV értéke 1. Ez alapján az átvételi vizsgálatnál elvégzett R_{PNEC} mérésnél kell az átlagos SUV-ot az aktivitáskoncentráció függvényében meghatározni a rekonstruált PET képeken, az aktivitás- R_{PNEC} görbe csúcsáig. Az állapotvizsgálatok során meg kell mérni a SUV-ot két vagy három aktivitáskoncentrációnál, majd össze kell hasonlítani az átvételi vizsgálatnál kapott kiindulási aktivitáskoncentráció értékekhez tartozó SUV adatokkal.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, Schmidtlein CR, Shepard JD, Wooten WW, Andreson JA. PET/CT acceptance testing and quality assurance. Alexandria, VA (US); 2019. 40 p. Report No.: 126. Elérhető:

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

A méréséhez egy 20 cm átmérőjű hengerfantom szükséges, amelyet folyadékkal homogén módon fel lehet tölteni. Praktikus, ha a fantom megegyezik a SUV érték validálásához használt fantommal. A mérés során a rutin vizsgálatokhoz képest nagyobb, körülbelül 700-750 MBq aktivitást kell a fantomba betölteni, hogy a kamerára vonatkozó *aktivitás-RPNEC görbe* csúcshelye azonosítható legyen. A szükséges adatgyűjtési és kiértékelési idő függhet a PET kamera típusától, általában 18 és 1,5 óra az átvételi és az állapotvizsgálat esetén.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente

e) A vizsgálati eljárás leírása

A homogén hengerfantom előkészítése

1. Töltsük fel majdnem teljesen a hengerfantomot vízzel (10 ml térfogatot hagyva), majd szívjunk fel 700-750 MBq ^{18}F oldatot egy 10 ml-es fecskendőbe. A fecskendőre erősített tű legyen legalább 1,2 mm átmérőjű (18G típus), hogy a későbbi összekeverést ezzel is megkönnyítsük.
2. Az aktivitás értékét (A_1) és a mérés idejét (t_1) írjuk fel a mérés jegyzőkönyvébe.
3. Töltsük be a fecskendőben levő izotópot a hengerbe, majd keverjük össze minél egyenletesebben a vízzel. Ehhez 5-10-szer szívjuk vissza a fecskendőbe a fantomból a vizet, majd ismét nyomjuk vissza. Ügyeljünk rá, hogy az injekciós tű minél szorosabban a fecskendőn legyen, nehogy az intenzívebb ki-be szívás közben a tű bele-lövédjön a hengerbe.
4. A fecskendőben maradt ^{18}F aktivitást mérjük meg, majd a maradék értékét (A_2) és a mérés idejét (t_2) jegyezzük le.
5. A fantomot az ágy végén, a gyártó által szolgáltatott tartóban kell rögzíteni, hogy javítsuk a mérés reprodukálhatóságát.
6. A henger középpontját a tengelyirányú FOV közepére, az izocenterbe kell pozícionálni.
7. A jegyzőkönyvbe a fantom teljes térfogatát is jegyezzük fel.

8. Az alábbi táblázat egy példa a feljegyzendő adatokra, jegyzőkönyv készítéséhez.

8. táblázat: Adatok terhelhetőség vizsgálatához

	Leírás	Érték	Egység
Kezdeti aktivitás	Idő (t_1)		hh:mm:ss
	Aktivitás		kBq
Maradék aktivitás	Idő (t_2)		hh:mm:ss
	Aktivitás		kBq
	Bomláskorrigált aktivitás a t_1 időre		kBq
Homogén fantom	Teljes aktivitás a t_1 időre számolva		kBq
	Térfogat		ml
	Aktivitás koncentráció a t_1 időre számolva		kBq/ml

Adatgyűjtés és képrekonstrukció az átvételi vizsgálat során

1. Indítsunk 26-30 PET vizsgálatot 6-7 felezési idő (13-15 óra) alatt, amelynek során az adatgyűjtési idő legyen 15 perc és 15 perces szüneteket tartsunk az egymást követő adatgyűjtések között. Ha a gyártó támogatja, akkor a legegyszerűbb megoldás az, ha az összes PET vizsgálatot úgynevezett dinamikus protokollban definiáljuk.
2. Rekonstruálja az összes PET mérést a klinikai rutinvizsgálatoknál szokásos rekonstrukciós beállítások mellett.

Adatgyűjtés és képrekonstrukció az állapotvizsgálatok során

1. Indítsunk három alkalommal, 15 perces PET vizsgálatot ugyanolyan beállításokkal, mint az átvételi vizsgálat során. Az első 2 adatgyűjtés során a fantomban levő aktivitáskoncentrációnak az R_{PNEC} csúshoz tartozó aktivitáskoncentráció $1/2$ és $1/3$ értéke között kell lennie, alapul véve az átvételi vizsgálatnál kapott *aktivitás - R_{PNEC} görbét*. Az utolsó PET vizsgálatnak olyan aktivitáskoncentrációval kell rendelkeznie, amely megközelíti a rutin betegvizsgálatnál tapasztalható átlagos aktivitáskoncentrációt. Ez az érték leggyakrabban 5-10 kBq/ml között van.
2. Rekonstruálja mindhárom PET mérést a klinikai rutinvizsgálatoknál szokásos rekonstrukciós beállítások mellett.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

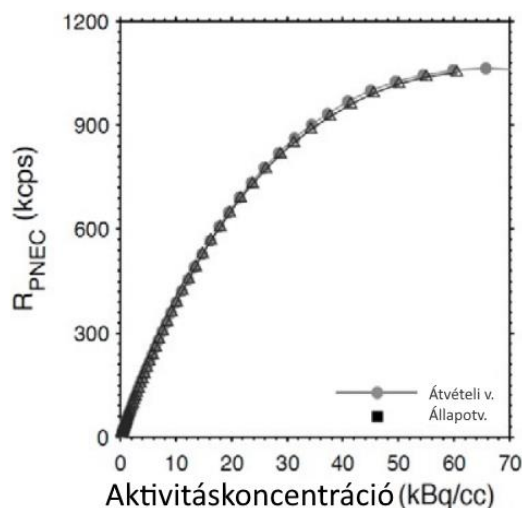
1. Határozzuk meg és írjuk be a jegyzőkönyvbe a következő adatokat minden egyes begyűjtésre vonatkozóan: adatgyűjtés ideje; adatgyűjtés hossza (t_s); a totál prompt (C_P) és a totál véletlen koincidencia eseményszámokat (C_R). A prompt és a véletlen-koincidencia adatok nem tartoznak a rutin PET vizsgálatok fontos adatai közé, ezért ezek általában nem találhatók meg az operátori konzolon, továbbá a kiolvasási lehetőségük is eltér minden gyártói modalitás esetén. Az egyes gyártók berendezéseinél az előző (ld. 5.1.2, f)) szakaszban leírtak szerint lelhetőek fel a szükséges információk.
2. Majd számoljuk ki a következő adatokat minden egyes PET méréshez:
 - a fantomban mért aktivitáskoncentrációk (kBq/ml) bomlás-korrigált értéke az egyes adatgyűjtések középidéjére vonatkozóan.
 - a prompt és véletlen koincidencia sebességeket: $R_P = C_P/t_s$ és $R_R = C_R/t_s$.
 - a R_{PNEC} sebesség értékeit az R_{PNEC} -re vonatkozó képlet segítségével.

Egy lehetséges példa űrlapot mutat be a következő táblázat.

9. táblázat: Terhelhetőség eredményeinek értékelése

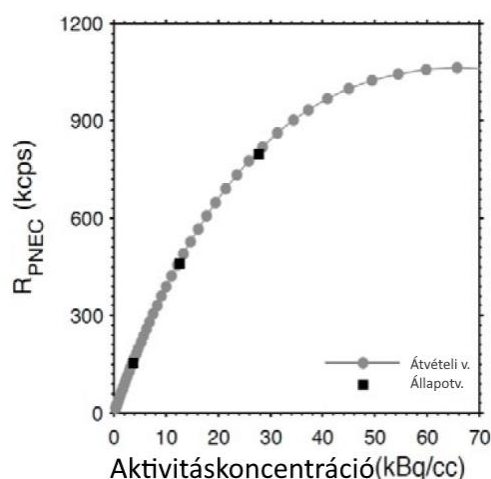
	Leírás	Érték	Egység
Mérés	Begyűjtési idő (t_s)		s
	Total prompt beütésszám (C_P)		cps
	Total random beütésszám (C_R)		cps
	Véletlen koincidencia korrekció módszere (k)		-
Számolás	Aktivitáskoncentráció (adatgyűjtés középido)		kBq/ml
	Prompt koincidencia rate (R_P)		kcps
	Véletlen koincidencia rate (R_D)		kcps
	R_{PNEC} (képlet szerint)		kcps

3. Az átvételi vizsgálat során ábrázoljuk az R_{PNEC} adatokat az aktivitáskoncentráció függvényében. Egy ilyen lehetséges görbét mutat be a következő ábra.



27. ábra: R_{PNEC} – aktivitáskoncentráció diagram

4. Állapotvizsgálatoknál a három R_{PNEC} értéket az aktivitáskoncentráció függvényében rajzoljuk be az átvételi vizsgálatnál kapott (alap-) ábrába, például a következő módon:



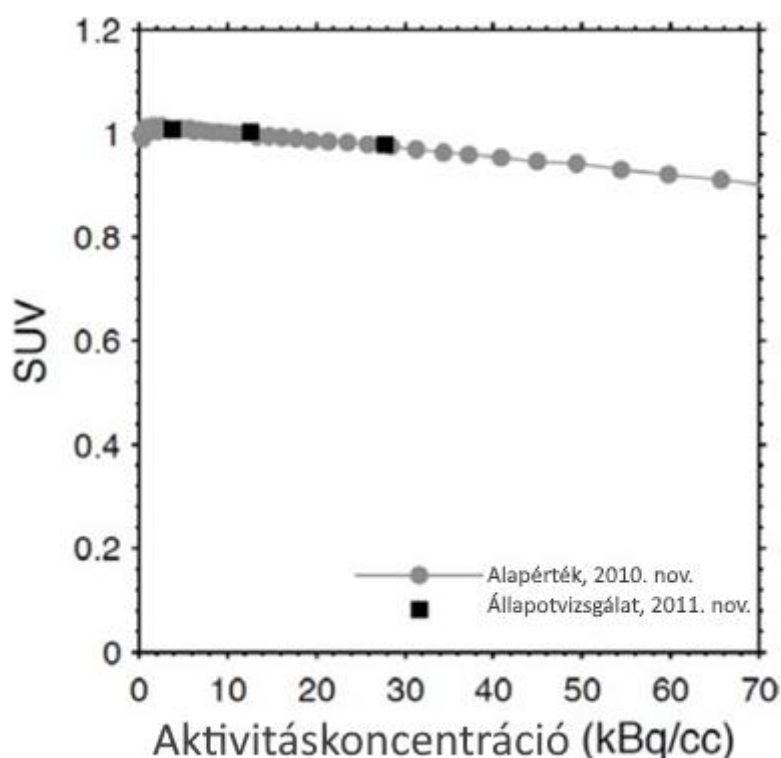
28. ábra: R_{PNEC} – aktivitáskoncentráció ellenőrzött értékei

5. Állapotvizsgálatok során további lépés kiszámítani a három pontban végzett R_{PNEC} méréshez tartozó, az átvételi vizsgálatokhoz képest vett százalékos eltérését. Ha szükséges, akkor lineáris interpolációval kell meghatározni a szükséges R_{PNEC} adatokat a kiindulási adatnak tekintett átvételi vizsgálat eredményeiből.
6. Állapotvizsgálatok során írja fel a három pontban mért R_{PNEC} értékek legnagyobb eltérését is az átvételi vizsgálat során kapott eredménytől. Példaként lásd a következő táblázatot.

10. táblázat: Terhelhetőség értékelése

Adat pont	Állapotvizsgálat			Összehasonlítás az átvételi vizsgálattal	
	Aktivitás - koncentráció (kBq/ml)	R_{PNEC} (kcps)	R_{PNEC} -alapérték (kcps) /interpolálással, ha szükséges/	R_{PNEC} és R_{PNEC}^- alapérték %-os különbség	Maximális %-os különbség
1					
2					
3					

7. A korrekciók pontosságának ellenőrzéséhez a rekonstruált képeken számolja ki a SUV értékeket egy központi szeletben úgy, hogy az ehhez használt ROI a fantom belső átmérőjének maximum 75%-a legyen.
8. Átvételi vizsgálat során ábrázolja a SUV adatokat az aktivitáskoncentráció függvényében (kBq/ml).
9. Állapotvizsgálatnál a három újabb SUV értéket rajzolja be ugyanarra a grafikonra, amit az átvételi vizsgálat során kapott. Az átvételi és az állapotvizsgálathoz tartozó mérési eredményeket mutatja be az alábbi példa illusztrációja.



29. ábra: SUV – aktivitáskonzentráció ellenőrzött értékei

A SUV hiba, illetve az alapértékhez viszonyított százalékos hibának a kiszámítását a fenti, az R_{PNEC} -re vonatkozó eljáráshoz analóg kell elvégezni. Egy lehetséges űrlapot mutat be az alábbi táblázat.

11. táblázat: Összefoglalás a SUV pontosság mérési eredményekről

Adat pont	Állapotvizsgálat			Összehasonlítás az átvételi vizsgálattal	
	Aktivitás-konzentráció	SUV	SUV-alapérték /interpolálással, ha	SUV és SUV-alapérték %-os	Maximális %-os különbség
1					
2					
3					

g) Elfogadási kritériumok

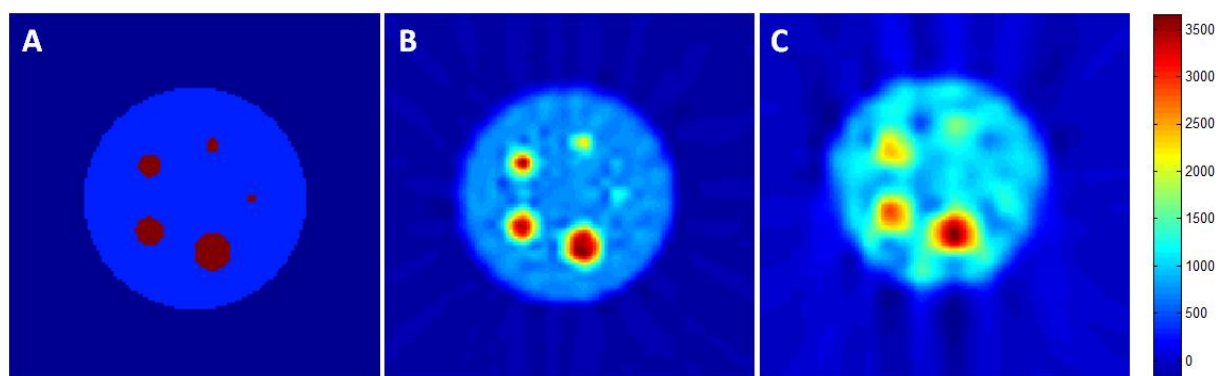
A meghatározott R_{PNEC} érték legfeljebb 5%, a SUV százalékban kifejezett eltérése legfeljebb 10% lehet az alapértékhez viszonyítva.

5.1.4. Képmínőség és korrekciók ellenőrzése

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A nukleáris medicina képalkotás területén a detektálható halmozás kontrasztja összefügg azzal, hogy ezek az eszközök a leképezendő méretekhez viszonyítva gyakran „gyenge” térbeli felbontással rendelkeznek. Ha egy PET kamera félértékszélességgel jellemzett térbeli felbontóképessége például 4 mm, illetve a leképezendő lézió mérete 5 mm, akkor a lézió megközelítően 9 mm átmérőjűnek fog látszani. Ez más szavakkal azt is jelenti, hogy a VOI analízissel meghatározható aktivitáskonzentráció (vagy a SUV érték) kisebb lesz, mert a

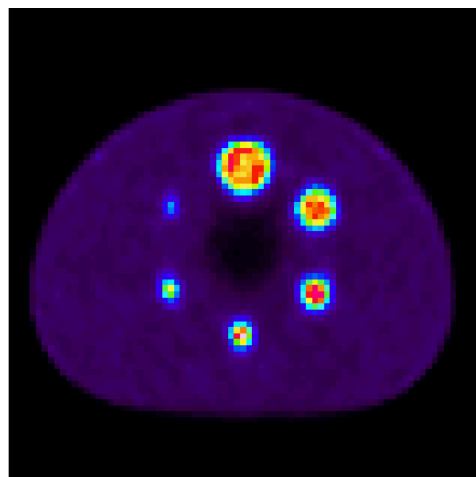
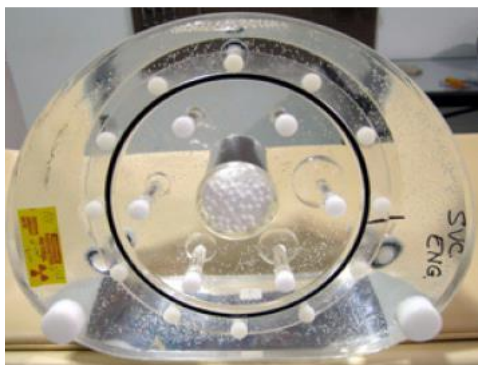
valóságosnál nagyobb térfogatot rendel a PET mérés a lézióhoz. Tehát minden, a felbontással összemérhető nagyságú alakzat képe kissé szétkenődik a háttéren, így a detektálhatóság is romlani fog, amit a következő ábra is szemléltet.



30. ábra: PET leképezés szimulációja

Az ábrán a digitális fantom (A) mellett egy 2 mm (B) és egy 4 mm (C) felbontású PET kamera által végzett leképezés szimulációja látható. A digitális fantom bemeneti adatként öt kör alakú halmozást (átmérők: 1,2 mm; 2 mm; 3 mm; 4 mm és 5 mm) tartalmaz egy kör keresztmetszetű test háttérében (a halmozó körök aktivitásnak megfelelő pixelértéke ötszöröse a háttérének). A „B” és „C” jelzésű ábra illusztrálja ennek az eloszlásnak a PET leképezés utáni FBP módszerrel rekonstruált képét a két különböző térbeli felbontás esetén.

Ezt a leképzési hibát a PET technikában résztérfogat-hatásnak, vagy „partial volume effect”-nek (PVE) hívják. A PET leképzéssel szemben támasztott alapvető igény, hogy minden, a kvantifikálhatóságot befolyásoló képességet valamilyen megfelelő paraméterrel jellemezzük. A kisebb méretű léziók esetén bekövetkező aktivitáskoncentráció torzulás jellemzésére az úgynevezett pixelérték vagy aktivitás-visszanyerési együtthatót (recovery coefficient, RC) vezették be, amely a PET képen a VOI analízissel meghatározott és a valódi aktivitáskoncentrációk hányadosaként áll elő. Az RC ideális esetben 1 értékű lenne, de a leképezés fenti sajátosságaiból adódóan ez csak akkor teljesül, ha a lézió jellemző mérete legalább az eszköz térbeli felbontásának megközelítően a háromszorosa. Ezt a paramétert a humán PET készülékek esetén például az úgynevezett NEMA NU2-2001/2007 IQ képminőség-vizsgáló fantom segítségével lehet meghatározni. A fantom egy ~10.000 ml térfogatú humán mellkas geometriát modellező tartályból („szöveti háttér”), és a tartályba nyúló külön-külön is feltölthető, de eltérő átmérőjű 6 gömbből áll. A szöveti háttér modellező térfogatot háttér tartálynak, vagy egyszerűen háttérnek is nevezik. A fantom tartalmaz továbbá egy, a tüdő sugárgyengítését imitáló hengert, ami alacsony rendszámú anyaggal van töltve, a sűrűsége $0,3 \pm 0,1 \text{ g/cm}^3$, és $50 \pm 2 \text{ mm}$ -es külső átmérővel a centrumban van elhelyezve. Az említett fantom fényképe és egy erről készített reprezentatív PET kép láthatóak az alábbi ábrán.



31. ábra: PET IQ fantom fényképe és egy az IQ fantommal végzett reprezentatív PET felvétel eredményképe. A konkrét példában a gömbökbe injektált oldat aktivitáskoncentrációja tízszerese volt a „szöveti háttér” megfelelő értékének.

A fantom alkalmas arra, hogy az egészséges szöveteket (háttér) imitáló üreget, valamint az intenzívebben halmozó tartományokat imitáló gömböket különböző aktivitáskoncentrációjú radiofarmakon-oldatokkal töltsük fel. Az RC így meghatározható, ha a fantom gömbjeit és a háttértartályt ismert aktivitáskoncentrációjú oldattal töltjük fel, majd a rekonstruált képen a gömbök méreteinek megfelelően definiált VOI elemzésével is meghatározzuk az aktivitáskoncentrációk értékeit. Az RC paraméter a fantom egy adott gömbje esetén a következő képlet alapján számítható ki:

$$RC_{gömb} = \frac{CVOI_{gömb}}{c_{gömb}},$$

ahol $CVOI_{gömb}$ és $c_{gömb}$ a fantom képéből VOI analízissel meghatározott és a ténylegesen betöltött aktivitáskoncentrációk. Az RC paraméter értéke természetesen függ attól, hogy a fantom mely gömbjére számoljuk ki, de a gömbök környezetében esetlegesen jelenlévő aktivitást (például, ha a fantom háttértartálya is aktív oldattal van feltöltve) explicit nem veszi figyelembe. Azonban a PET leképezések többsége esetén a kóros eredetű radiofarmakon halmozások mindig valamilyen szöveti háttérben helyezkednek el, és ennek nagyságától jelentősen függhet az elváltozás detektálhatósága. A kontraszt-visszanyerési együtthatónak (Contrast Recovery Coefficient, CRC) nevezett paraméter az RC-vel szemben figyelembe veszi a halmozás környezetében elhelyezkedő „szöveti” háttér, így ezen keresztül a detektálhatósággal is szorosabb kapcsolatban van. A CRC paramétert is meg lehet határozni az IQ fantom háttértartályának és a gömbjeinek segítségével. A gömbök reprezentálják a testen belüli megnövekedett radiofarmakon halmozást (vagy éppen kiesést), a háttértartály pedig az ún. szöveti háttér. Ha a fantomba töltött aktivitáskoncentrációk ismertek, akkor ismert a gömbök és a háttér közötti valódi kontraszt (TC vagy tárgykontraszt), ami a következő módon definiálható:

$$TC = \frac{c_{gömb}}{c_{háttér}}.$$

$c_{gömb}$ és $c_{háttér}$ a gömbökbe és a háttértartályba töltött oldatok aktivitáskoncentrációit jelölik. Ha az ilyen módon aktivitással feltöltött fantomról PET vizsgálatot végzünk, akkor ideális esetben a képen meghatározott kontrasztnak azonosnak kellene lennie az aktuális TC értékkel, azonban a korábban említett PVE hatás miatt ez nem fog általában teljesülni. A képből számolt és az

ismert, tényleges TC érték eltér. E kettőnek a megfelelő hányadosát nevezzük kontraszt visszaállítási paraméternek, amit az alábbi módon definiálunk:

$$CRC_{gömb} = \frac{\frac{C_{gömb} - C_{háttér}}{C_{háttér}}}{TC - 1} = \frac{\frac{C_{gömb}}{C_{háttér}} - 1}{TC - 1},$$

amely kifejezésben $C_{gömb}$ és $C_{háttér}$ a gömb és a háttér alkalmas VOI-val meghatározott aktivitáskoncentrációi. Hasonlóan az RC paraméterhez igazolni lehet, hogyha az objektum méretei eléri a PET kamera térbeli felbontásának háromszorosát, akkor a CRC is közel 1 értékű lesz.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

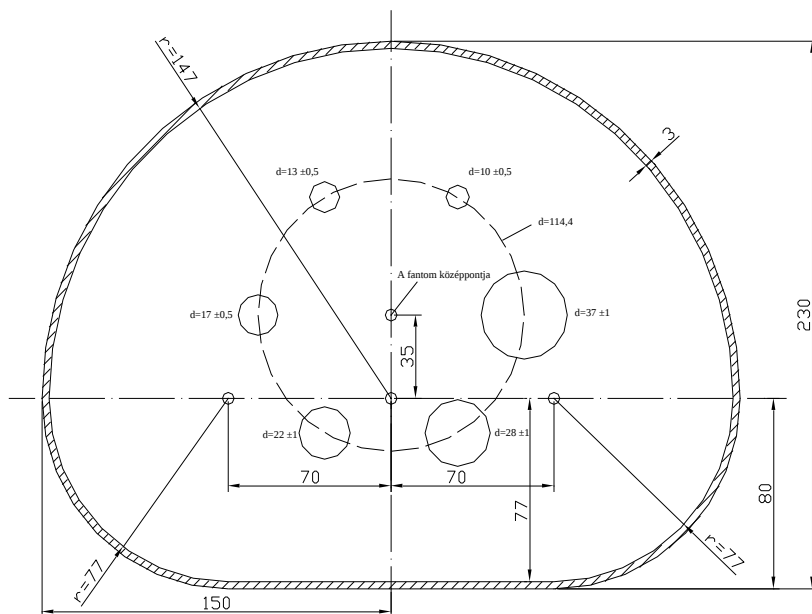
Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

A méréshez ^{18}F izotópot kell használni. A háttér aktivitást 2 kBq/cm^3 koncentrációjúra kell beállítani, mivel megközelítőleg ekkora a normál FDG vizsgálatoknál az aktivitáskoncentráció, például az izom területén. A szabványos NEMA NU2-2001/2007 IQ fantom (lásd a 32. ábrát) térfogata megközelítőleg $V_b = 9500 \text{ cm}^3$, így 20 MBq aktivitással a szükséges háttérérték biztosítható. A fantom pontos térfogatát ($\pm 50 \text{ ml}$) azonban szükséges lehet megmérni az első használat előtt. A hat eltérő átmérőjű gömbben megközelítően tízszer nagyobb aktivitáskoncentrációnak kell lennie, mint a háttérben. Ezt az arányt térfogathígítás segítségével lehet egyszerűen beállítani, ahol a két térfogat a fantom háttére (V_b), a másik pedig egy 1000 ml -es mérőhenger térfogata lesz. Ennek megfelelően az arány megközelítőleg $9,5 \pm 0,05$ lesz. A szabványos NEMA IQ fantomhoz tartoznak olyan speciális, hosszabb injekciós tűk, amellyel az egyes gömbök feltöltése egyszerűen megoldható. Továbbá az előzőknek megfelelően az aktivitás betöltéshez még szükség van egy 1000 ml vizet tartalmazó mérőhengerre vagy edényre. Az 1000 ml vizet mérőlombikkal érdemes előkészíteni, így a térfogatérték hibája nem lesz nagyobb, mint 1 ml .



32. ábra: NEMA IQ fantom keresztmetszeti ábrája

A fantom keresztmetszeti képe: a fantom 300 mm széles, 230 mm magas, 400 mm hosszúságú, 3 mm falvastagú polimetil-metakrilát. A 10, 13, 17, 22, 28, és 37 mm átmérőjű gömbök középpontjai egyenlően elosztva, egy 114,4 mm átmérőjű kör mentén helyezkednek el a fantom középpontjától.

A szükséges fantom előkészítési és az adatgyűjtési idő 60-90 perc, a kiértékeléshez szükséges idő 30-90 percet vehet igénybe, attól függően, hogy milyen képfeldolgozó program áll rendelkezésre.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A NEMA IQ fantom előkészítése

1. Az aktivitással való feltöltés előtt a hengerfantom háttér részének vízzel teljesen feltöltöttnek, a 6 gömbnek pedig teljesen üresnek kell lennie.
2. Mérjen ki két darab, 2 vagy 5 ml-es fecskendőbe maximum 5% eltéréssel azonos ^{18}F aktivitást úgy, hogy a tervezett PET adatgyűjtés idejére 20 ± 2 MBq értékűek legyenek. Az aktivitások értékét (A_1 , A_2) és a mérés idejét (t_1 , t_2) jegyezze le.
3. Az A_1 aktivitást tartalmazó fecskendő tartalmát nyomja, illetve mossa bele alaposan az 1000 ml vizet tartalmazó edénybe. A fecskendőben maradt ^{18}F aktivitását mérje meg és a maradékot (A_{1m}), illetve a mérés idejét (t_{1m}) írja le a jegyzőkönyvbe. Határozza meg a folyadékba ténylegesen bekevert izotóp aktivitását is a t_2 időre, ezt jelölje $A_{1\text{tényleges}}(t_2)$ -vel.
4. Az 1000 ml-es, ^{18}F izotópot tartalmazó oldat segítségével tölts fel teljesen a 6 gömbtérfogatot.
5. Tölts be a másik fecskendőben levő aktivitást a henger háttérében levő aktivitást még nem tartalmazó vízzel, majd keverje össze minél homogénebben. Ehhez például 5-10-

szer szívja vissza a folyadékot a fecskendőbe a fantomból, majd nyomja vissza a fantomba. A fecskendőre erősített tű legyen legalább 1,2 mm átmérőjű (18G típus), illetve fontos, hogy az injekciós tű minél szorosabban a fecskendőn legyen, nehogy az intenzívebb ki-be szívás közben a tű belökődjön a fantomba.

6. A fecskendőkben maradt aktivitás értékét mérje meg és a maradék aktivitást (A_{2m}) és a mérés idejét (t_{2m}) írja le a jegyzőkönyvbe. Határozza meg a fantom háttérébe ténylegesen beinjektált aktivitás értékét is a t_2 időre vonatkozóan, majd jelölje ezt $A_{2tényleges}(t_2)$ -vel. Ellenőrizze, hogy az $A_{2tényleges}(t_2)$ és az $A_{1tényleges}(t_2)$ értékek között a különbség nem nagyobb mint 5%, írja be a konkrét százalékos eltérést a jegyzőkönyvbe. Ha ez több mint 5%, akkor a gömbök és a háttér terület aktivitáskoncentrációinak aránya is el fog térni a tervezett 9,5 aránytól, így az RC érték meghatározásánál ezt is figyelembe kell majd venni. Lásd a vonatkozó részt a vizsgálati eredmények kiértékelésénél (f) pont).
7. Minden, a fantomon levő, az izotóp betöltésére szolgáló műanyagcsavart húzzon meg úgy, hogy a fantomból a folyadék ne folyhasson ki. Arra is ügyeljen, hogy ne húzza túl a csavarokat.
8. A fantomot helyezze az ágyra, majd pozícionálja a lézerjelölők segítségével olyan módon, hogy a fantom háttérterületének középpontja a tengelyirányú FOV közepébe, az izocenterbe essen. Továbbá nagyon fontos a későbbi ROI definíciók szempontjából, hogy a gömbök középpontjainak síkja párhuzamos legyen a transzaxiális síkkal.

Adatgyűjtés

Az IQ fantom tengelyirányú felezőpontja a tervezett axiális látótér közepére essen. Indítsunk PET vizsgálatot legalább egy ágypozícióval, step-and-shoot (gyűjtés-léptetés) technikánál lehetőleg kétágypozícióval, illetve, ha a klinikai rutinban használatos, akkor mozgó ágygal végezzünk adatgyűjtést. A PET adatgyűjtés ideje feleljen meg a klinikai adatgyűjtésnek (kb. 5 perc legyen) az egyes ágypozíciókban. A PET adatgyűjtés előtt a konzol programba szükséges beírni a vizsgálatra vonatkozó ^{18}F izotóp aktivitását, a mérése időpontját, illetve a páciens tömegét. Az aktivitáshoz és a mérése időpontjához írja be az $A_{2tényleges}(t_2)$ és t_2 adatokat, a páciens tömegéhez pedig a fantom V_b háttértérfogatanak megfelelő víztömeget (9,53 liter esetén 9,53 kg-ot). Ha csak egész szám írható be, akkor kerekítse a tömeget egész számmá ($V_{b_kerekített}$) és ezt írja be. Az ebből adódó eltérés az RC értékeket nem fogja befolyásolni, csak a berendezés által kijelzett SUV adatokat. A SUV számolásnál a kerekítésből adódó eltérést is figyelembe kell venni.

Képrekonstrukció

1. Átvételi vizsgálatok esetén rekonstruálja a PET adatgyűjtést a tervezett klinikai rutinvizsgálatokra vonatkozó rekonstrukciós beállítások mellett. Ha ilyen még nem áll rendelkezésre, akkor a gyártó által javasolt beállítást használja.
2. Állapotvizsgálatoknál az átvételi vizsgálatnál használt rekonstrukciós beállításokat alkalmazza, függetlenül attól, hogy esetleg a rutin PET vizsgálatok rekonstrukciós protokollja időközben módosult. Ha időközben a gyártó olyan szoftverfrissítést végez, ami már nem tenné lehetővé az átvételi vizsgálatnál használt rekonstrukció futtatását, akkor a szoftverfrissítés után közvetlenül kell egy, a képminőség alapértékeinek felmérésére szolgáló állapotvizsgálatot végezni. Ugyanez igaz akkor is, ha a PET kamera detektor és/vagy jelfeldolgozó rendszerében végez a gyártó olyan hardverfrissítést, vagy egyéb módosítást, ami a képminőséget befolyásolhatja. Ennek

megfelelően egyeztetni kell a gyártóval minden gyártói módosítás után és szükség esetén megismételni az állapotvizsgálatot.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

1. Olvassa be a korrekciókat is tartalmazó, rekonstruált PET képet a képfeldolgozó programba. Válassza ki azt a transzaxiális szeletet, amelyen a 6 gömb a lehető legnagyobb átmérőben látszódik.
2. Minden gömb esetén rajzoljon olyan, a gömb középpontjához illeszkedő kör alakú ROI-t, aminek átmérője a lehető legközelebb van a gömbök fizikai átmérőjéhez (10, 13, 17, 22, 28, és 37 mm).
3. Határozza meg a képfeldolgozó program segítségével az egyes ROI-khoz tartozó aktivitáskoncentrációkat (kBq/ml), és jelölje ezeket $CVOI_{gömb1}$, $CVOI_{gömb2}$, $CVOI_{gömb3}$, $CVOI_{gömb4}$, $CVOI_{gömb5}$, $CVOI_{gömb6}$.
4. Felhasználva az $A_{tényleges}(t_2)$ értéket, számolja ki az 1000 ml-es oldat aktivitáskoncentrációját is az adatgyűjtés kezdetére vonatkozóan (kBq/ml egységben), jelölje ezt $c_{gömb}$ -nek, majd számolja ki az egyes gömbök RC_i ($i=1-6$) visszaállítási együttható értékeit az alábbi képlettel:

$$RC_{gömb} = \frac{CVOI_{gömb}}{c_{gömb}}.$$

5. A legnagyobb gömbre rajzolt ROI-val ($\varnothing=37$ mm) megegyező méretű ROI-kat rajzoljon a háttér területére (a legnagyobb gömb és a fantom széle közötti terület közepére), illetve a fantom közepére, a tüdő gyengítését szimuláló területre. Határozza meg a SUV értékek átlagát a három legnagyobb ROI esetén (legnagyobb gömb, háttér és „tüdő” ROI-k), és jelölje ezeket SUV_g , SUV_b és SUV_t értékeknek. Jegyezze le ezeket az adatokat is a jegyzőkönyvbe.

g) Elfogadási kritériumok

1. Ha a SUV_g/SUV_b arány 8-nál kisebb, vagy a SUV_b legalább 10%-kal eltér a $SUV=1$ értéktől, akkor a megfelelő kontrasztarány beállítása nem volt sikeres a fantom betöltéskor, ilyen esetben a feltöltést és a mérést újra meg kell ismételni. A SUV_t értéke általában 0,05 alatti, de ritkán (régebbi kamerák esetén) ennél nagyobb érték is előfordulhat.
2. Ha az előző pont szerint a mérési eredmény elfogadható, akkor átvételi vizsgálatnál a meghatározott RC_i ($i=1-6$) és SUV_t adatok lesznek az alapértékek, egyébként az eredményeket az átvételi vizsgálatkor meghatározottakkal kell összevetni.
3. Állapot vizsgálatoknál az átvételi vizsgálatnál használt rekonstrukciós beállításokat alkalmazza, függetlenül attól, hogy esetleg a rutin PET vizsgálatok rekonstrukciós protokollja időközben módosul. Ha azonban időközben a gyártó olyan szoftver frissítést végez, ami már nem tenné lehetővé az átvételi vizsgálatnál használt rekonstrukció futtatását, akkor a szoftver frissítés után közvetlenül kell egy a képminőség alapértékeit definiáló állapotvizsgálatot végezni. Ugyanez igaz akkor is, ha a PET kamera detektor és/vagy jelfeldolgozó rendszerében végez a gyártó olyan hardver frissítést, ami a képminőséget befolyásolhatja. Ennek megfelelően és ennek érdekében az engedélyesnek egyeztetnie kell a gyártóval minden gyártói hardver upgrade után.

4. Az állapotvizsgálatnál meghatározott RC_i ($i=1-6$) és SUV_t adatok legfeljebb 10%-kal térhetnek el az alapadatoktól.

5.2. Planáris gamma kamera és SPECT berendezések

Ebben a fejezetben azokat a mérési eljárásokat tárgyaljuk, amelyek az állandósági vizsgálatokon túl végzendők el.

5.2.1. *Intrinsic energiafelbontás*

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A kamerák az adatgyűjtésük során nem kizárólag azon szűk tartományba eső fotonokat gyűjtik be, amelyek a vizsgált izotóp legnagyobb hozamú gamma-csúcsához tartoznak. Az energiafelbontás közvetve a képminőséget jellemzi, ugyanis a kisebb érték jobb kontraszt- és térbeli felbontást eredményez.

Az intrinsic energiafelbontás értékének meg kell felelnie a gyártó által közölt adatokkal. Ennek az ellenőrzésére szolgál az energiafelbontás értékének a mérése.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

10-30 MBq aktivitású ^{99m}Tc pontforrás, forrástartó, kiértékelő szoftver. A vizsgálat időigénye kb. 1 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Távolítsa el a kollimátort.
2. Végezzen háttérmerést annak ellenőrzésére, hogy nincs radioaktív szennyeződés, vagy külső forrás miatti beszóródás.
3. Helyezze a pontforrást a detektor elé, körülbelül 1,5 m távolságra.
4. Állítsa be az energiaablakot 100-200 keV tartományra.
5. A legalább 10.000 beütést tartalmazó spektrumot mentse el.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A spektrum illesztése után határozza meg a csúcs félértékszélességét (FWHM). Mérje le a csúcs szélességét a kétoldali félérték között (ΔE , keV egységekben), majd határozza meg az energiafelbontás százalékos értékét az alábbi képlet szerint:

$$\text{FWHM}(\%) = 100 \times \frac{\Delta E}{E_\gamma}$$

A képletben E_γ a ^{99m}Tc izotóp mért gamma-csúcsát jelöli (a tényleges: 142,684 keV).

g) Elfogadási kritériumok

A gyártói specifikációnak megfelelő értéket kell kapnunk, a NEMA ajánlása szerint az $\text{FWHM} < 10\%$ elfogadható. A romló energiafelbontást eredményezheti a PMT-k erősítéseinek eltérései vagy meghibásodásuk, illetve a képalkotó lánc további elemei is.

5.2.2. *Intrinsic terhelhetőségi vizsgálat*

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Akárcsak a PET kamerák, a planáris képalkotók is lebénítható, vagy paralizálható mérőeszközökként viselkednek; a detektoroknak van egy adott holtideje, ami korlátozza, hogy mekkora aktivitás vizsgálható velük.

A vizsgálat célja, hogy ellenőrizzük a berendezés által másodpercenként maximálisan detektálható beütésszámot, illetve ezen túl a 20%-os beütésszám-veszteség melletti másodpercenkénti beütésszám értékét meghatározzuk.

A vizsgálati eljárásnak több lehetséges módja is van. Az egyik lehetséges megvalósítás, hogy a kimért aktivitást a látótérbe helyezzük és a radioaktív bomlásra hagyatkozva újra és újra mérünk. Ezzel az eljárással nagy pontossággal ismert az adott időpontokhoz tartozó aktivitás értéke, ugyanakkor rendkívül időigényes, tipikusan több nap a teszt elvégzése. Egy másik lehetséges eljárás, ha több forrást készítünk és folyamatosan egyre többet helyezünk a berendezés látótérébe, amely módszer szintén időigényes, valamint a források pontos előkészítése jelentősebb sugárterheléssel járhat. Az itt részletezett módszer esetében egy adott pontforrásnál a gyengítőközeg (réz lemezek) vastagságát változtatva érjük el a különböző beütésszámokat.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

Silosky M, Johnson V, Beasley C, Kappadath SC. Characterization of the count rate performance of modern gamma cameras. Med Phys [Internet]. 2013 Mar [idézve: 2025. június 15.];40(3):032502. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23464339/> DOI: 10.1118/1.4792297

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

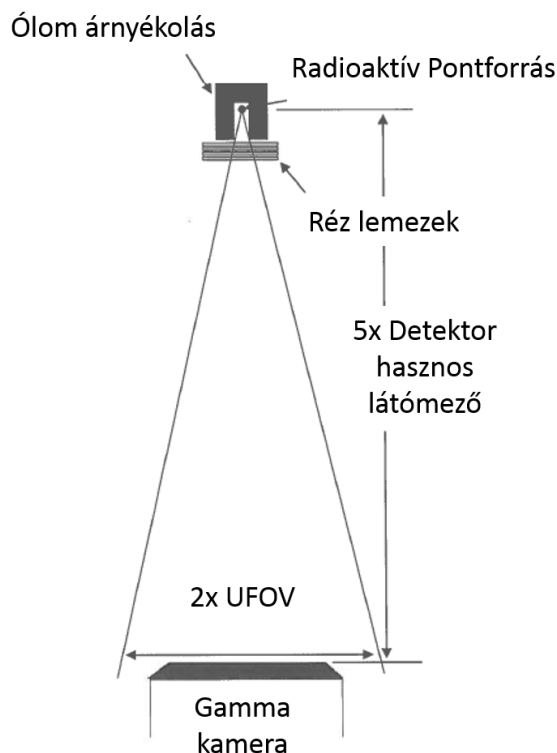
100-250 MBq aktivitású $^{99\text{m}}\text{Tc}$ izotóp pontforrás formában (2-5 ml térfogatú fecskendőben maximum 0,5 ml térfogatban); forrástartó; 15-20 darab, azonos vastagságú (1-2 mm) réz lemez. A vizsgálatához szükséges időigény 1 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Vegye le a berendezésről a kollimátort, és helyezze a pontforrást a detektortól kellően távol, középre igazítva. A forrás-detektor távolság legyen legalább ötszöröse a detektorfelület nagyobbik oldalhosszúságának.



33. ábra: Kísérleti elrendezés a terhelhetőségi vizsgálat során. UFOV (useful field of view) az úgynevezett hasznos látómezőt jelöli, amely definíció szerint a detektor felület hosszabbik oldalméretének felel meg.

2. Nyissa meg a megfelelő protokollt, amely ^{99m}Tc -nak megfelelő energiaablak beállítást, valamint statikus, 15-20 gyűjtési sorozatot tartalmaz.
 3. A begyűjtés során 10 másodpercig, vagy 100.000 teljes beütésszámig végezzen adatgyűjtést. Azt a feltételt válassza, amelyik az adott mérés esetén hosszabb idejű adatgyűjtést eredményez.
 4. A mérési sorozat minden egyes lépése előtt csökkentse a pontforrásból kilépő gamma fotonok számát úgy, hogy mindig egy újabb rézlemez helyez a forrás és a detektor közé.
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése
1. Számolja ki mérésenként a másodpercenkénti átlagos beütésszámot, illetve határozza meg, hogy az egyes rézlemez sugárgyengítése miatt milyen mértékben kellene csökkenjen a sugárzás intenzitása.
 2. Ábrázolja az elméleti intenzitás értékeket a másodpercenként mért beütésszám függvényében.
 3. Jegyezze fel a maximális értéket, valamint a 20%-os veszteséghez tartozó másodpercenkénti beütésszámot.
- g) Elfogadási kritériumok
- A gyártói specifikációknak történő megfelelés.
- 5.2.3. Detektor árnyékolása**
- a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A detektor árnyékolása ellenőrzésének célja, hogy megbizonyosodjunk arról, hogy a látómezőn kívüli forrásból érkező gamma-sugárzás fotonjai nem jutnak el a detektor felületéig.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

A legmagasabb energiájú izotóp a hozzá tartozó kollimátorral, amely használatos leképzésre, jellemzően ^{99m}Tc vagy ^{131}I . Az izotóp aktivitása legyen akkora, hogy legalább 1000 beütésszám érje a detektort másodpercenként az első mérés során. Az izotópot 1-5 ml térfogatba kell tölteni.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Helyezze be az izotópnak megfelelő kollimátort.
2. Végezzen egy háttérmérést.
3. Helyezze a forrást az asztalra, és pozícionálja a detektor látómezőjének közepére.
4. Állítson be 20 cm-es forrás-detektor távolságot, majd végezzen adatgyűjtést.
5. Ismételje meg az adatgyűjtést úgy, hogy a sugárforrást 10, 20 és 30 cm-rel a látómező határán kívülre helyezi a gantry forgástengelye mentén, mindkét irányban (6 mérés).
6. Helyezze a forrást a forgástengelyre merőlegesen, a detektor középvonalát meghosszabbítva 2 m távolságra, a forgástengely magasságában.
7. Végezzen mérést 4, 360° -t lefedő pozícióban.
8. A mérések során írja fel az össz-beütésszámokat, illetve az adatgyűjtési időt.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Minden egyes pozícióra határozza meg a háttérrel korrigált másodpercenkénti beütésszámot, majd normalizálja az értékeket a centrálisan pozícionált forrás esetén kapott értékkel. Jegyezze fel a legmagasabb értéket.

g) Elfogadási kritériumok

A mérési eredményeknek egyeznie kell a gyártó által megadott értékekkel.

5.2.4. Térbeli felbontás meghatározása egésztest vizsgálat során

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Egésztest vizsgálatot általában a csontszcintigráfias vizsgálat során végeznek SPECT berendezésekkel. A planáris, folyamatos ágymozgással végzett egésztest vizsgálatok esetén szükséges a térbeli felbontás mérése a mozgás síkjával párhuzamos és arra merőleges irányban egyaránt. A folyamatos mozgás során a térbeli felbontást nem pusztán a detektor extrinsic felbontása határozza meg, azt a mozgás folytonossága is befolyásolja.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

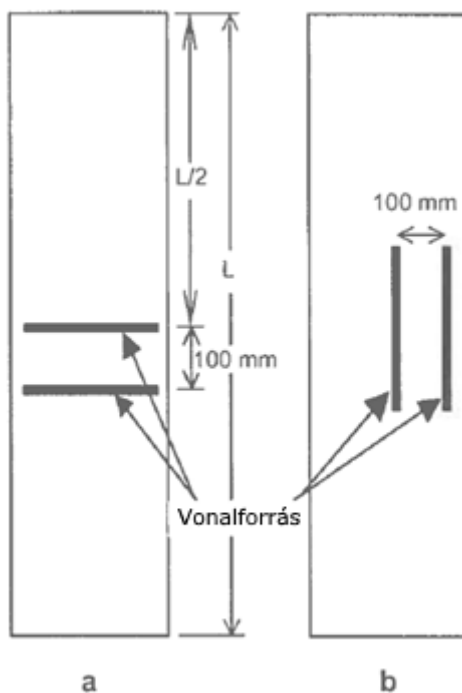
c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

Két üvegkapilláris, amelyeknek belső átmérője <1 mm, és izotóppal feltölthető hosszuk legalább 120 mm. Magas aktivitáskoncentrációjú ^{99m}Tc törzsoldat (>50 MBq/ml) szükséges a méréshez. A méréshez szükséges idő 2 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása



34. ábra: Mérési elrendezés vázlata planáris egészttest leképzés térbeli felbontásának meghatározásához

1. Töltse fel a kapillárisok belsejét magas aktivitáskoncentrációjú ^{99m}Tc törzsoldattal. A detektorokra helyezze fel a ^{99m}Tc -hez szükséges, alacsony energiájú kollimátort.
2. Pozícionálja a hajszálcöveket az előbbi, 34. a) ábrának megfelelően.
3. A forrás-detektor távolság 100 mm legyen.
4. Végezzen planáris felvételt folyamatosan mozgó ágylappal, kétfejes üzemmódban (elől és hátulnézet).
5. Helyezze el a hajszálcöveket az előbbi, 34. b) ábrának megfelelően.
6. Végezzen planáris felvételt folyamatosan mozgó ágylappal, kétfejes üzemmódban.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Megfelelő kiértékelő programmal határozza meg a planáris képeken az intenzitás profilok félértékszélességét (FWHM), illetve tizedérték-szélességét (FWTM), a mozgással párhuzamos és a mozgásra merőleges források esetén.

g) Elfogadási kritériumok

Gyártói specifikációknak megfelelően, tipikusan 7- 9 mm kollimátortól függően.

5.2.5. Detektor érzékenység SPECT berendezés esetén

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Több detektorral szerelt SPECT berendezések esetében fontos, hogy a detektorok érzékenysége közel azonos legyen. Ennek ellenőrzésére szolgál a következőkben bemutatott vizsgálati eljárás.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézte: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Hengerfantom, melyet egyenletes eloszlású 50-100 MBq ^{99m}Tc oldattal szükséges feltölteni, a szükséges idő 1 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Keverje el az izotópot a fantomban. Ügyelni kell az oldat homogenitására.
2. Pozícionálja a fantomot a látótér közepére.
3. Végezzen SPECT adatgyűjtést úgy, hogy minden vizsgálófej 360°-ban végezzen adatgyűjtést.
4. Az egyes pozíciókban az adatgyűjtést időzítse úgy, hogy vetületenként 100.000 ± 20.000 össz-beütésszám adódjon.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Határozza meg az összes beütésszámot detektoronként (két detektoros berendezés esetében $\text{Sum}_1, \text{Sum}_2$), majd határozza meg a maximum, illetve a minimum össz-beütésszámokat ($C_{\max}, C_{\min}$), és határozza meg ezen pozíciókban a detektor-detektor érzékenységek eltérést (DDE) az alábbi képlet segítségével:

$$DDE = 100 \times \frac{C_{\max}}{C_{\min}}$$

g) Elfogadási kritériumok

Elsősorban a gyártói specifikációt kell követni, jellemzően a kapott DDE értéknek 3% alatt kell maradnia.

5.2.6. *SPECT térbeli felbontása Compton-szóró közeg nélkül*

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A SPECT térbeli felbontásának eredményét nagyban befolyásolja nemcsak a detektorok kalibráltsági állapota, illetve a kollimátor választás, hanem a középpontvándorlás korrekciója is. Bár az említett hatásokra vannak külön-külön tesztek, mégis, az együttes hatásukat az ebben a fejezetben tárgyalt eljárás vizsgálja.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

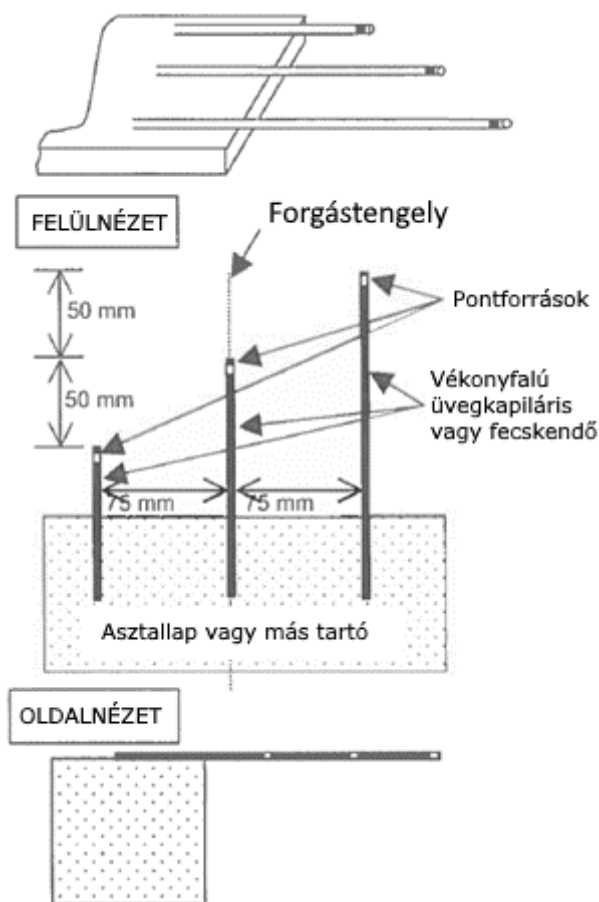
Három kapilláris <1 mm belső átmérővel, nagy aktivitáskoncentrációjú ^{99m}Tc törzsoldat (>150-200 MBq/ml).

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Töltse fel a három kapillárist maximum 2 mm hosszan a nagy aktivitáskoncentrációjú törzsoldatból.



35. ábra: Mérési elrendezés SPECT felbontásának vizsgálatához

2. Pozícionálja a kapillárisokat az ábrának megfelelő módon.
 3. Ügyeljen arra, hogy a források síkja párhuzamos legyen az ágy lapjával, a középső pontforrás a látómező közepén legyen ± 5 mm-es pontossággal.
 4. Állítson be 150 mm-es detektor rádiust (150 mm forrás-detektor távolság).
 5. A vetületi és a rekonstruált felvételek pixel, illetve voxel mérete legyen kisebb, mint 2,5 mm.
 6. Legalább 20.000 össz-beütésszámú adatgyűjtést végezzen vetületenként, a 360°-os leképzés során. „Step and shoot” (gyűjtés és léptetés) üzemmódú adatgyűjtést alkalmazzon, az egymást követő vetületek közötti szögtávolság ne legyen nagyobb 3°-nál.
 7. Rekonstruálja a felvételt szűrt visszavetítéssel.
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése
- Határozza meg külön-külön a 3 pontforrás félértékszélességét mind a három (x, y, z) irányban.
- g) Elfogadási kritériumok

A gyártói specifikációval szükséges összehasonlítást végezni. Az FWHM %-os értéke nem lehet rosszabb, mint a planáris vizsgálattal végzett felbontás 110%-a.

5.2.7. Kontraszt és uniformitás mérés SPECT kamera esetén

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A képalkotó berendezés leképzési tulajdonságait átfogóan vizsgálhatjuk egy kontraszt és uniformitás mérésére alkalmas fantommal. Több ilyen képminőség-ellenőrző fantom közül lehet választani, amennyiben lehetséges, úgy a korábban alkalmazott fantomot és feltöltési utasítást végezzük el a közvetlen összehasonlíthatóság érdekében.

b) Forrásdokumentumok

National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs [Internet]. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2018 [idézve: 2025. június 15.]. 51 p. Elérhető:

<https://www.nema.org/Standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs>

Sokole EB, Plachcinska A, Britten A, Georgosopoulou ML, Tindale W, Klett R. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. Eur J Nucl Med Mol Imaging [Internet]. 2010 Mar [idézve: 2025. június 15.];37(3):662–71. Elérhető:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20130859/> DOI: 10.1007/s00259-009-1347-y

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Ajánlott a „NEMA Image Quality” (Jaszczak-féle) fantom, esetleg ACR fantom, továbbá 100-250 MBq ^{99m}Tc. A vizsgálat elvégzéséhez szükséges idő kb. 2 óra.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Töltsük fel a fantomot az izotópot tartalmazó oldattal. Ügyeljünk, hogy az aktivitás jól keveredjen el.
2. Pozícionálja a fantomot a látótér közepére, ügyelve, hogy a fantom hossz tengelye párhuzamos legyen a SPECT forgás tengelyével.
3. Végezzünk el egy nagy statisztikájú gyűjtést. Az össz-beütésszám legyen több, mint 20 millió (elérheti a 100 milliót is).
4. Rekonstruálja a felvételt.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

A kiértékelés során mind kvantitatív, mind kvalitatív kiértékelést alkalmazhatunk. Mivel ezeknek a kiértékeléseknek számos változata létezik, itt nem tudunk egyértelműen állást foglalni a helyes kiértékelésben. Mind a háttér uniformitása, mind a fantom struktúráinak a kontrasztja mérhető paraméterek és jól jellemzik a rekonstruált képminőséget. A térbeli felbontás is származtatható számszerűsített paraméterekből, de pl.: Jaszczak fantom esetében a rudak láthatósága alapján is becsülhető a térbeli felbontás.

g) Elfogadási kritériumok

Vizuális megítélés alapján, korábbi mérés értékeinek összevetése. Különösen figyeljünk az esetlegesen megjelenő műtermékek jelentére is.

5.3. Hibrid készülékek

5.3.1. Hibrid készülékek CT modalitása

Az olyan CT berendezések esetén, amelyek hibrid modalitások (SPECT/CT, PET/CT, SPECT/PET/CT) CT egységei, vagyis egyébként a nukleáris medicina vizsgálatokhoz használják, az **“Útmutató az átvételi és állapotvizsgálatok, valamint az állandósági vizsgálatok elvégzéséhez röntgen készülékek esetén”** dokumentum **3.3.8 szakasza** alatti alábbi vizsgálatok elvégzése szükséges:

3.3.8.1. Kép homogenitása és a kép zaj értékelése,

3.3.8.2. Rekonstruált szeletvastagság mérése (vagy a jelen dokumentum 2.3.5 pontja alapján),

3.3.8.3. Térbeli felbontás vizsgálata,

3.3.8.4. Alacsonykontraszt-láthatóság vizsgálata,

3.3.8.5. Dozimetriai ellenőrzés,

3.3.8.7. Asztalléptetés vizsgálata.

A jelen dokumentum “5.6.2 Linearitás ellenőrzése” fejezetében leírt teszt elvégzése szükséges (amely részben megegyezik az előbb említett útmutatóban leírt 3.3.8.6. Linearitás szakasszal, de a követelmények tekintetében eltérő).

Valamint a hibrid képalkotásban (PET/CT vagy SPECT/CT) használt CT készülékeknél mindkét modalitás szerint mérni kell a modalitások egymáshoz viszonyított képek illesztettségét (koregisztrációját) az alábbi módon.

5.3.2. Hibrid modalitások koregisztrációjának ellenőrzése

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Hibrid képalkotó eszközök (PET/CT vagy SPECT/CT) esetén rendkívül fontos a két modalitás által vizsgált testek pozícióinak tökéletes átfedése, hogy a funkcionális és anatómiai felvételek egymásra vetíthetők legyenek. E térbeli megfelelést koregisztrálásnak is nevezik, amely ha megfelelő, akkor az ún. „világkoordináták”, vagyis a vizsgált testek abszolút koordinátái ténylegesen ugyanazt a térbeli pontot adják meg. Amennyiben nem megfelelő a koregisztráció az egymásra vetített vagy másként „fúzionált” felvételeken, úgy a fizikailag megegyező anatómia területek nem esnek egybe és előfordulhat, hogy a halmozás a tényleges térfoglaló területen kívül jelenik meg a CT képen.

b) Forrásdokumentumok

International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No.1: Quality assurance for PET and PET/CT systems [Internet]. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009 [idézve: 2025. június 15.]. 145 p. Elérhető:

<https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-pet/ct-systems>

Mawlawi OR, Kemp BJ, Jordan DW, Campbell JM, Halama JR, Massoth RJ, Schmidtlein CR, Shepard JD, Wooten WW, Andreson JA. PET/CT acceptance testing and quality assurance. Alexandria, VA (US); 2019. 40 p. Report No.: 126. Elérhető:

https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf

Michel K, Ian A, Aron KK, Anne S, Dimitris V, Bernhard S, Stephan GN, John D. EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control, Zeitschrift für Medizinische Physik, Volume 33, Issue 1, 2023, p. 103-113, ISSN 0939-3889, [idézve: 2025. június 15.]

Elérhető:

<https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Egyes gyártók saját izotópot és fantomot biztosítanak. Amennyiben a gyártó biztosított sugárforrást és a megfelelő mérési utasításokat, akkor a berendezés felhasználói útmutatójában leírtak szerint kell eljárni.

Ha e vizsgálatához sugárforrás és mérési utasítás sem állna rendelkezésre, akkor PET/CT esetén ^{18}F izotópot, SPECT/CT esetén $^{99\text{m}}\text{Tc}$ izotópot kell használni, melyhez mindkét esetben CT kontrasztanyagot kell keverni, és az így elkészült oldatot kis átmérőjű üvegkapillárisokba kell tölteni. A forrásokat az 5.1.1. szakaszban leírtaknak megfelelően, azzal azonos módon kell előkészíteni és elhelyezni.

A szükséges előkészítési és adatgyűjtési idő függhet a PET/CT vagy SPECT/CT kamera típusától, a rendelkezésre álló gyári pozicionáló eszközöktől; ez általában 30-60 percet vesz igénybe, a kiértékeléshez szükséges idő további 15-60 perc lehet.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente, illetve minden olyan szervizbeavatkozás után, amikor az ágyat fizikailag elmozdítják a helyéről, vagy a képrekonstrukciós programban olyan szoftverfrissítés történik, ami befolyásolhatja a pozíciót.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A vizsgálat során a pontforrások előkészítése és a pozicionálásuk során tehát az 5.1.1. e) szakaszban leírtakat kell követni.

Adatgyűjtés és rekonstrukció.

1. Nyisson meg egy normál betegvizsgálati protokollt (Egésztest PET/CT vagy SPECT/CT begyűjtés).
2. Az előnézeti vizsgálat hosszát állítsa akkorára, amely a rögzített pontforrástartót lefedi.
3. Készítsen előnézeti felvételt és ellenőrizze a megjelenő források helyzetét.
4. A CT vizsgálatához állítson be az előnézeti képen egy, az összes sugárforrást magába foglaló vizsgálati hosszt.
5. Készítsen a javasolt protokollnak megfelelő paraméterekkel CT felvételt, lehetőleg axiális üzemmódban.
6. Állítsa be a PET vagy SPECT vizsgálat hosszát az előnézeti felvételen úgy, hogy lefedje a rögzített pontforrás-tartót. Továbbá a vizsgálatot úgy állítsa be, hogy legalább 10 perc adatgyűjtési időt ad meg, vagy az legalább 5 millió összes beütést eredményezzen az adatgyűjtés során.
7. Egyetlen adatgyűjtést kell végezni úgy, hogy a 3 pontforrás az axiális FOV közepére, azaz az izocenterbe essen. Ennek megfelelően végezzen adatgyűjtést.

8. Az adatgyűjtés után végezzen képrekonstrukciót a páciensek vizsgálatainál alkalmazott paraméterekkel. A rekonstruált voxel méret nem haladhatja meg a várható FWHM értékek 1/4-ét a három térbeli irányban.
- f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése
1. Egy képmegjelenítő szoftverrel, amely képes CT és PET vagy SPECT felvételek fúzionált megjelenítésére, olvassa be a CT és a PET vagy SPECT felvételeket.
 2. Jelenítse meg ezeket együttesen, egy vizsgálati oldalon fúzionálva.
 3. Ellenőrizze a szoftver által adott „vonalzó” mérőeszközzel a CT és a PET vagy SPECT felvételen megjelenő pontforrások közötti távolságokat.
- g) Elfogadási kritériumok:

Az aktuális PET vagy SPECT felvételek rekonstruált voxel méreténél ne legyenek nagyobbak a pontforrások képei között mért távolságok.

5.4. Aktivitásmérők

5.4.1. Aktivitásmérés bizonytalansága

- a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Ellenőrizni a mért aktivitás szórását, mérési bizonytalanságát.

- b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

- c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Hosszú felezési idejű referenciaforrás, pl. ^{137}Cs , üzemenapló, 15 perc.

- d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente

- e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A referenciaforrás aktivitását egymás után ötször meg kell mérni.
2. Ez a vizsgálat nagyon érzékeny arra, hogy jól reprodukálható geometriában ismételjük-e a méréseket. Amennyiben a sugárforrás mélyebbre vagy nem pontosan ugyanabba a pozícióba kerül, mint az alapérték felvételekor az átvételi vizsgálat során, úgy a túrést meghaladó hiba terhelheti a mérést.
3. Az n alkalommal (a javasolt öt) mért aktivitásokból (A_i) átlagot ($\bar{A}$) és relatív szórást (σ_{rel}) kell számolni:

$$\bar{A} = \frac{\sum_i A_i}{n},$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_i (A_i - \bar{A})^2}{n-1}},$$

$$\sigma_{rel} = \frac{\sigma}{\bar{A}}.$$

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük le a mérési eredményeket és hasonlítsuk össze az eredményt az átvételi vizsgálat során kapottakkal. Szintén írjuk le a megfelelőséget, illetve az esetleges eltéréseket. Eltérés esetén, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Kevesebb mint 3%-os relatív szórás fogadható el.

5.4.2. Linearitás

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A vizsgálat célja ellenőrizni az aktivitás helyességét az adott radionuklidra, a teljes használatban lévő mérési tartományban. A használatban lévő mérési tartományt az általában mért legnagyobb (néhány GBq) és legkisebb aktivitás (kb. 1 MBq) alapján határozhatjuk meg. A különböző tartományokhoz tartozó aktivitásokat, egy kezdetben nagy aktivitású, magától gyorsan lebomló sugárforrással végezhetjük el. A mért aktivitás helyessége a vizsgált és rendszeresen használt aktivitás tartományán belül nem változhat jelentősen.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézte: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

Rövid felezési idejű sugárforrás (például ^{18}F vagy $^{99\text{m}}\text{Tc}$), üzemnapló, 1-2 nap (radionuklidtól függően).

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente

e) A vizsgálati eljárás leírása

Általában az aktivitásmérő tartalmaz gyári protokollt a linearitás mérésére. Itt a rövid felezési idejű forrás behelyezése és a megfelelő paraméterek bevitele után (izotóp, kiindulási aktivitás, mérési tartomány), a készülék teljesen automatikusan végzi el a mérést. Amennyiben ez nem áll rendelkezésre, manuálisan a következő módon végezhetjük el a vizsgálatot:

1. A mérés ideje a kiindulási aktivitásból és a radiofarmakon felezési idejéből, valamint a legkisebb mérendő aktivitásból becsülhető. Például, ha a kiindulási aktivitás 1 GBq, a legkisebb mérendő aktivitás pedig <1 MBq, akkor a 2 óra felezési idejű ^{18}F izotóppal megközelítőleg 10 felezési idő hosszúságú, vagyis kb. 20 órás mérés szükséges.
2. Legalább 5 mérési pont felvétele szükséges a teljes tartományban, ami magába foglalja a legkisebb és legnagyobb aktivitáshoz tartozó méréseket is.

3. Relatív hibát mérési pontonként kell számítani a tényleges és a mért aktivitásértékekből.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük le a mérési eredményeket és hasonlítsuk össze az eredményt az átvételi vizsgálat során kapottakkal. Szintén írjuk le a megfelelőséget, illetve az esetleges eltéréseket. Eltérés esetén, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Legfeljebb 5%-os relatív hiba fogadható el bármely mérési pontnál.

5.4.3. Árnyékolás ellenőrzés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A vizsgálattal ellenőrizhető a mérőhenger körüli árnyékolás épsége. Az árnyékolásnak fontos szerepe van abban, hogy a mindennapi munka során a mérőberendezés közelébe kerülő aktivitások ne legyenek hatással az aktivitás mérésére, illetve amennyire lehetséges, a műszer se legyen jelentős hatással a környezetére.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Nagy aktivitású (néhány GBq), a használatban lévő radionuklidok közül a legnagyobb fotonenergiájú izotóppal készített sugárforrás, üzemnapló, a mérési idő kb. 5 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Háttérmerést kell végezni minden sugárforrás eltávolításával.
2. Az előkészített sugárforrást egy kis árnyékolású tartóba kell helyezni, a műszer közvetlen környezetébe. Célszerű olyan helyet találni a kamra mellett, amelynél előfordulhat, hogy sugárforrást helyeznek el, vagy ismert, hogy adott irányban kisebb a burkolat alatti árnyékolása. Opcionálisan több helyzetben is megismételhető a mérés, a kamrához közeli mérési pontokban.
3. Ismét mérést kell végezni legalább egyszer, a sugárforrás előbbi helyzetében.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük le a mérési eredményeket és hasonlítsuk össze az eredményt az átvételi vizsgálat során kapottakkal. Szintén írjuk le a megfelelőséget, illetve az esetleges eltéréseket. Eltérés esetén, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

A kamra mellé helyezett forrás mérésekor kapott aktivitás legyen kevesebb, mint 1 MBq.

5.5. Gamma-számlálók

A gamma-számláló általánosságban a szervi radiofarmakon halmozást detektáló, de képi információt nem adó eszközök csoportja. Leggyakrabban és tipikusan a pajzsmirigy jódfelvételi munkahelyek megszokott eszköze.

5.5.1. Számlálás bizonytalansága

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A műszer által mért összes beütésszám hozzájárul a betegről alkotott diagnózishoz, így elengedhetetlen, hogy a mérési eredmények jól reprodukálhatóak és pontosak legyenek. E leírással a mérési bizonytalanság határozható meg.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Ismert aktivitású, ^{131}I izotóp oldatával, homogén módon feltöltött nyakfantom, üzemnapló. A vizsgálat időtartama kb. 30 perc.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. A forrás aktivitását egymás után ötször meg kell mérni. Az egyes mérések időtartama a betegvizsgálatok során előforduló tipikus mérési időnek megfelelő legyen.
2. Az n alkalommal (a javasolt öt) mért aktivitásokból (A_i) átlagot ($\bar{A}$) és relatív szórást (σ_{rel}) kell számolni az 5.4.1. szakaszban leírtak szerint.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük le a mérési eredményeket és hasonlítsuk össze az eredményt az átvételi vizsgálat során kapottakkal. Szintén írjuk le a megfelelőséget, illetve az esetleges eltéréseket. Eltérés esetén, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Kevesebb mint 3%-os lehet a relatív szórása a mért beütésszámoknak.

5.5.2. Árnyékolás ellenőrzés

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

A gamma-számlálók mérőfejét árnyékolás veszi körül. Az árnyékolás fontos szerepe van abban, hogy a mindennapi munka során a mérőberendezés közelébe kerülő aktivitások ne legyenek hatással a mérésre. A műszer eredményeit a radioaktív szennyezés és a külső források is befolyásolják.

b) Forrásdokumentumok

Zanzonico P. Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. J Nucl Med [Internet]. 2008 Jul [idézve: 2025. június 15.];49(7):1114-31. Elérhető:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2703015/>

DOI: 10.2967/jnumed.107.050203

c) Szükséges felszerelés, eszközigény, időigény, erőforrás-szükségletek

Javasolt olyan izotópot választani e vizsgálatához, amit egyébként is alkalmaznak a klinikai rutinban. A használatos radionuklidok közül a legnagyobb fotonenergiájú izotóppal kell előkészíteni sugárforrást. Ez legyen nagy aktivitású (néhány GBq). A vizsgálatához az üzemnapló szükséges, illetve kb. 5 percnyi mérési idő.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

1. Háttérmerést kell végezni minden sugárforrás eltávolításával.
2. Az előkészített sugárforrást egy kis árnyékolású tartóba kell helyezni, a mérőfej közvetlen környezetébe. Célszerű olyan helyet találni a mérőfej mellett, amely a mérőfej árnyékolása irányába esik, vagy ismert, hogy az adott irányban kisebb az árnyékolása. Opcionálisan több helyzetben is megismételhető a mérés, a mérőfejhez közeli mérési pontokban. E mérést jelentősen befolyásolhatják a környezetben található tárgyak, bútorok és minden szóróközeg.
3. A mérést meg kell ismételni legalább egyszer, a sugárforrás előbbi helyzetében.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Jegyezzük le a mérési eredményeket és hasonlítsuk össze az eredményt az átvételi vizsgálat során kapottakkal. Szintén írjuk le a megfelelőséget, illetve az esetleges eltéréseket. Eltérés esetén, értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

A mérőfej mellé helyezett sugárforrás mérésekor kapott aktivitás legyen kevesebb, mint 1 MBq.

5.6. Radiofarmakon-injektorok

5.6.1. Aktivitás mérésének szórása

Az Aktivitásmérésnél, az 5.4.1 szakaszban leírtakkal megegyezik.

5.6.2. Linearitás ellenőrzése

Az Aktivitásmérésnél, az 5.4.1 szakaszban leírtakkal megegyezik.

5.6.3. Árnyékolás ellenőrzése

Az Aktivitásmérésnél, az 5.4.1 szakaszban leírtakkal megegyezik.

5.6.4. Adagolási pontosság

a) A vizsgálati eljárás céljának leírása

Az automata injektor adagolási pontossága fontos ahhoz, hogy garantálni tudjuk a betegbe injektált aktivitás tényleges mennyiségét. Az adagolás pontosságnak a készülék ampullájában előforduló legnagyobb aktivitáskoncentráció mellett is kielégítőnek kell lenni.

b) Forrásdokumentumok

-

c) Szükséges felszerelés, eszközigeny, időigeny, erőforrás-szükségletek

Használatban lévő, különböző átmérőjű tűk. Egy olyan gyűjtőedény (pl. nagy térfogatú fecskendő) amelyre kalibrálva van az aktivitás ellenőrzésére használt aktivitásmérő készülék. A vizsgálathoz az üzemnapló és kb. 20 percnyi (két tű esetén) mérési idő szükséges.

d) Vizsgálatok gyakorisága

Évente.

e) A vizsgálati eljárás leírása

A beteg vizsgálatok előtt, az injektor ampullájában lévő radiofarmakon legnagyobb aktivitáskoncentrációja mellett kell elvégezni a vizsgálatot

Különböző méretű tűkkel, külön-külön adagoljunk ki, a tipikus beteg-adagnak megfelelő aktivitású radiofarmakont gyűjtőedényekbe.

Mérjük meg a gyűjtőedényekbe kiadagolt aktivitásokat.

f) A vizsgálati eredmények kiértékelése és értelmezése

Számoljuk ki az adagoló relatív hibáját az egyes tűkre a beállított ($A_{beállított}$) és a visszamért ($A_{mért}$) aktivitások értékéből.

$$\text{Relatív hiba} = \frac{|A_{beállított} - A_{mért}|}{A_{mért}}$$

Az üzemnaplóban jegyezzük fel a megfelelőséget, illetve az eltérést. Eltérés esetén értesítsük a betegvizsgálatokért felelős személyt.

g) Elfogadási kritériumok

Az egyes tűkre kapott relatív hiba legfeljebb 5% lehet.