

---

# Kontrola kvalitete pri računalniški tomografiji

Aleš Kukovič, ing. rad, Dean Pekarovič, ing. rad  
Klinični center, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška c. 7, 1000 Ljubljana

## ***Izvleček***

V članku je predstavljena enostavnost in učinkovitost zagotavljanja kontrole kvalitete (QA) za CT-je. Večina radioloških inženirjev, katerih naloga je zagotavljanje kvalitete, se s tem ne ukvarja, v prihodnosti pa bo to potrebno. Prikazani so testi, ki jih je, glede na določila standardov IPEM 77 pri CT aparatih potrebno izvajati, da lahko zagotavljamo kvaliteto posegov in čimmanjšo obsevanost bolnikov.

## **Ključne besede:**

komputerizirana tomografija, zagotavljanje kontrole kvalitete.

## ***Abstract***

The article discusses the simplicity and effectiveness a quality control assurance(QA) of CT scanners. Most of the radiology engineers, whose task is to ensure quality, do not concern themselves with this issue; nevertheless, this will be necessary in the future. The article presents tests, which should be carried out on CT scanners in accordance with the IPEM 77 standards so as to guarantee quality interventions and to expose patients to as little radiation as possible.

## **Key Words:**

computerized tomography, quality control assurance

## 1. Uvod

Pri vsakem diagnostičnem slikanju sta pomembni predvsem dobra kakovost slike in čimmanjša doza. Dobra kakovost slike zdravniku omogoča postavitev pravilne diagnoze in s tem pacientu omogoči pravilno zdravljenje. Nizka doza pri preiskavi pa zmanjšuje tveganje za nastanek predvsem poznih posledic sevanja.

Dobro kakovost slike in čimmanjšo dozo lahko dosežemo samo z aparatom, ki deluje optimalno. Z redno kontrolo kvalitete pravočasno opazimo spremembe oziroma napake v sistemu in tako preprečimo škodo, ki bi lahko nastala zaradi nepravilno delujočega aparata. Teh dejstev se v Sloveniji premalo zavedamo, saj se kontrola kvalitete praktično nikjer ne izvaja ali pa je prepuščena serviserjem aparata.

## 2. Standard IPEM 77

Za preverjanje pravilnega delovanja računalniškega tomografa potrebujemo neke začetne (referenčne) vrednosti. Le-te so ponavadi določene tovarniško, nato pa še enkrat preverjene pri prevzemu aparata. Pri rutinskih kontrolah kvalitete merimo odstopanja od referenčnih vrednosti, ta odstopanja morajo ostati v predpisanih mejah.

Razumljivo je, da pri rutinski kontroli ne moremo preveriti vseh sklopov računalniškega tomografa, ki sodelujejo pri nastanku slike ali vplivajo na dozo pri

preiskavi. Na Kliničnem inštitutu za radiologijo v Ljubljani zato opravljamo teste, ki jih predpisuje pravilnik IPEM 77. Ta pravilnik je pripravil Institut of Physics and Engeneering in Medicine iz Anglije in predpisuje naslednje meritve:

- šum,
- homogenost CT – števila,
- CTDI (Computed Tomography Dose Indeks) v zraku,
- širino reza,
- prostorsko ločljivost,
- širino reza na sliki,
- ujemanje svetlobne in slikovne ravnine,
- točnost premika mize,
- točnost premika mize pri spiralnem slikanju.

Iz rezultatov teh meritev lahko vidimo ali aparat kot celota deluje pravilno. Če pa se pri posameznem testu pokažejo nepravilnosti, lahko na podlagi rezultatov dokaj natančno določimo, kateri del aparata povzroča težave.

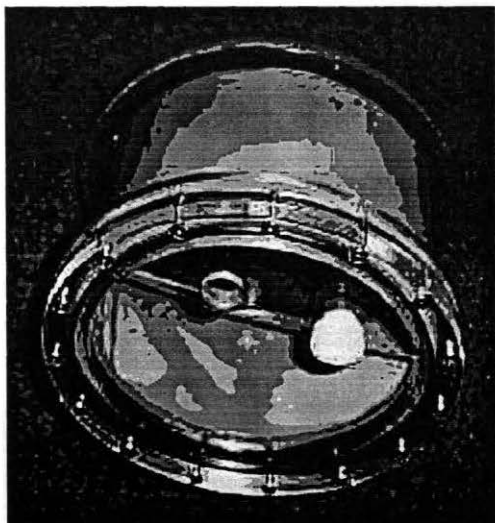
## 3. Izvajanje meritev

### 3.1 Šum slike

Pri šumu slike mislimo seveda na **kvantni šum**. Kvantni šum se kaže kot nehomogenost slike popolnoma homogenega objekta. Pri CT-ju temu pravimo tudi nehomogenost matrice. Do teh neenakomernosti prihaja zaradi

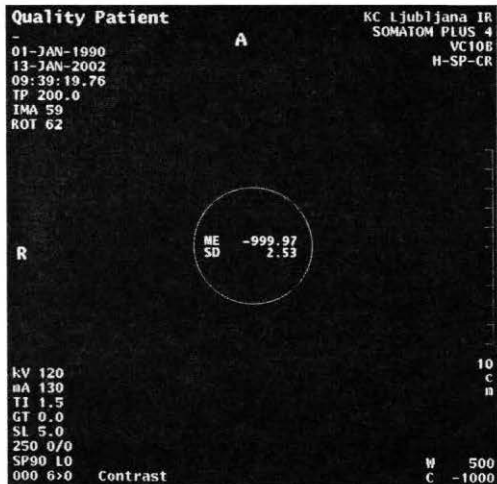
statistične fluktuacije v številu fotonov, ki jih detektorji zaznajo.

Kvantni šum merimo s posebnim fantomom, ki je napolnjen z neko homogeno snovjo, najpogosteje sta to zrak ali voda. Fantom namestimo na sredo gantrija in eksponiramo. Ker vrednost šuma med posameznimi ekspozicijami variira tudi do 15%, je potrebno meritev večkrat ponoviti, da dobimo statistično zadovoljiv rezultat.



Slika1: Fantom za merjenje šuma

Na sliki, ki jo prikaže računalnik, je izbrano interesno področje (ROI - region of interest); na tem območju je izračunana standardna deviacija in srednja vrednost CT števila.



Slika2: Slika pri meritvi šuma

Merjenje šuma da mnogo podatkov o sistemu, saj lahko spremembe v šumu slike nastanejo zaradi:

- napak pri rentgenski cevi,
- širine snopa,
- velikosti fokusa,
- filtracije snopa,
- napak v delovanju detektorjev,
- rekonstrukcijskega filtra,
- slikovnega filtra.

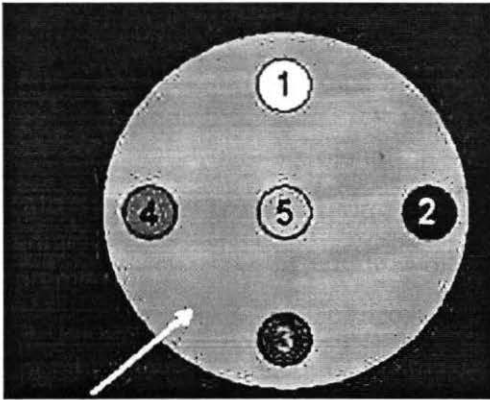
### 3.2 Merjenje konstantnosti CT - števila

Konstantnost CT-števila pomeni, da določeno področje z nekim atenuacijskim koeficientom na sliki adekvatno prikažemo z ustreznim CT-število. CT-število je namreč nekoliko odvisno od spektra rentgenskih žarkov.

Zato se vsaka napaka pri delovanju rentgenske cevi ali filtraciji snopa kaže v spremembi CT-števila.

Za določanje konstantnosti CT-števila uporabljamo poseben fantom, ki ima več področij z različnimi atenuacijskimi koeficienti, ki morajo pokriti čim širši spekter CT-števila. Odstopanja se lahko namreč pojavijo pri vseh območjih ali pa samo pri nekaterih (npr. samo pri zelo nizkih vrednostih – zrak ali samo pri visokih – kost), to pa kaže tudi vrsto napake.

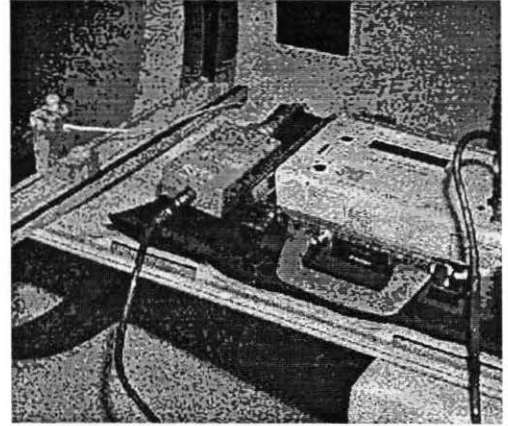
Slika 3: Fantom za merjenje konstantnosti C -števila



### 3.3 CTDI v zraku

CTDI ali Computed Tomography Dose Indeks nam pove dozo v zraku na posameznem rezu, pri določenih pogojih slikanja (kV, mAs, ...). Na podlagi teh meritev lahko izračunamo dozo, ki jo pacient prejme pri posamezni preiskavi.

CTDI merimo s posebnim fantomom, katerega bistveni del je »pencil like« ionizacijska celica.



Slika 4: Fantom za merjenje CTDI v zraku

Spremembe v CTDI nastajajo predvsem zaradi napak pri generaciji in filtraciji rentgenskih žarkov. Vzroke pa iščemo pri:

- rentgenski cevi,
- kolimaciji snopa,
- filtraciji snopa,
- fokusu.

### 3.4 Širina obsevanega reza

Merjenje širine obsevanega reza omogoča neposredno merjenje kolimacije snopa. Nepravilna kolimacija vpliva na mnoge parametre, tako parametre kvalitete slike (kvantni šum, prostorska ločljivost), kot parametre doze, ki jo prejme pacient pri preiskavi.

### 3.5 Prostorska ločljivost

Prostorska ločljivost je sposobnost sistema, da prikaže ločeni sliki dveh

objektov, ki ležita zelo blizu skupaj. Merimo jo s pomočjo visokokontrastnih testnih objektov, saj se s tem izognemo vplivom kvantnega šuma na rezultat meritve.

Prostorsko ločljivost določamo na dva načina:

- s štetjem parov linij na centimeter (lp/cm), ki jih še lahko razločimo kot ločene objekte,
- s pomočjo statistične krivulje (modulation-transfer function - MTF krivulja).

### 3.5.1 MTF krivulja

MTF krivulja kaže sposobnost sistema ali samo določenega dela sistema, da prenese informacijo iz preiskovanega objekta na sliko. MTF 1,0 ali 100% je idealna in pomeni, da je sistem iz objekta

na sliko prenesel vse informacije. Na žalost pa je v praksi nedosegljiva.

Ugotovili so, da MTF 2% ali 0,02 ustreza vizualni ločljivosti sistema.

### 3.5.2 Vplivi na prostorsko ločljivost

Na prostorsko ločljivost vlivajo predvsem:

- fokus rentgenske cevi,
- velikost detektorjev,
- računalniška rekonstrukcija,
- zaslon.

### 3.5.3 Pomen prostorske ločljivosti

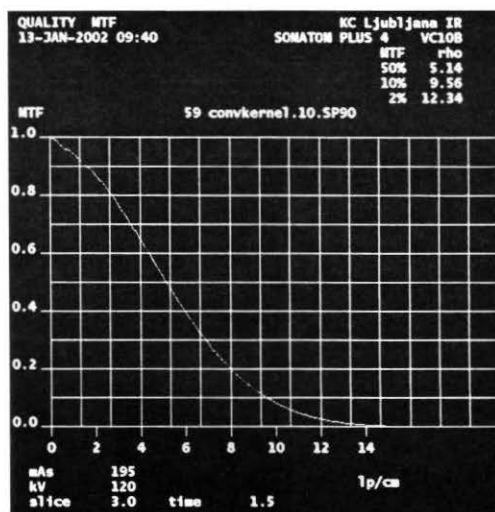
Prostorska ločljivost je pomembna predvsem pri preiskavah visokokontrastnih objektov pri katerih iščemo majhne podrobnosti: preiskave skeleta, pljuč (HRCT - high resolution CT) in angiografije (predvsem v nevrologiji).

Pri nizkokontrastnih objektih, npr. pri preiskava abdomna, postane omejujoči faktor pri prikazu podrobnosti kvantni šum in ne prostorska ločljivost sistema.

## 3.6 Mehanski testi

### 3.6.1 Ujemanje svetlobne in slikovne ravnine

Na posebnem, v papir zavitem filmu s pomočjo treh luknjic označimo potek svetlobne ravnine, nato pa, ne da bi premaknili film, eksponiramo. Na



Slika 5: MTF krivulja pri Somatom Plus 4

razvitem filmu se lepo vidi ujemanje svetlobne in slikovne ravnine.

### 3.6.2 Točnost premika mize

Iz zaslona na gantriju odčitamo trenutno pozicijo mize in na mestu, kjer pada na mizo svetlobni žarek, označimo začetno točko. Nato s kontrolo zaslona na gantriju premaknemo mizo za 300 mm. Označimo končno točko in s pomočjo merila ugotovimo dejanski premik mize.

### 3.6.3 Točnost premika mize pri spiralnem slikanju

Test je zelo podoben prejšnjemu. Na začetno točko položimo radiopačni marker, nato pa z merilom odmerimo 300 mm in na končno točko položimo drug radiopačni marker. Nato naredimo 300 mm dolgo spiralo; na prvi sliki se mora prikazati prvi marker, na zadnji sliki pa drugi.

## 4 Zaključek

Na koncu testiranj računalnik izdela tabelo z rezultati vseh pomembnejših meritev. Ta tabela se nato odtisne na film in shrani na računalniški disk, tako da lahko rezultate zaporednih testiranj med seboj primerjamo. Tako lahko opazimo morebitno progresivno večanje napak pri posameznem testu in vnaprej predvidimo okvaro določenega dela sistema.

QUALITY Constancy		KC Ljubljana IR				
13-JAN-2002 09:42		SOMATOM PLUS 4 VC108				
<b>Slice Thickness:</b>						
nominal	1.00	2.00	3.00	5.00	8.00	10.00
actual	1.10	2.18	3.30	5.30	8.03	9.89
<b>Water Value:</b>						
		CT-water		Sigma		kV
kV1		-2.06		18.45		79.80
kV2		0.58		10.16		117.60
kV3		0.75		9.15		136.40
<b>Homogeneity</b>						
		3	6	9		12
difference kV1		-0.48	-0.10	-0.46		-0.65
difference kV2		-0.55	-0.32	-0.43		-0.59
difference kV3		-0.33	-0.30	-0.34		-0.43
<b>Air Value</b>						
CT-air		-999.97		Table Position		Deviation
CS		1.90E-04		A		0.00
				B		0.00
				Lightmarker		0.00
<b>MTF</b>						
lp/cm by		50%	10%	2%		
		5.14	9.56	12.34		
Serial No.: 22100		Detector No.: 10635				
Tester : ARI,KUKI						

Slika 6: Tabela rezultatov

## Literatura

1. Somatom Plus 4. User manual. Siemens, 1990.
2. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's physics of diagnostic radiography. 7<sup>th</sup> ed. Oxford: Blackwell, 1995.