

Journal of Biomedical Practitioners

JBP

Periodico per le professioni biomediche a carattere tecnico - scientifico - professionale

Titolo articolo / Article title:

Implementazione e ottimizzazione di un protocollo per l'imaging ibrido a bassa dose con tomografia ad emissione di fotone singolo, studio preliminare

Preliminary low-dose hybrid imaging protocol scan optimization in single photon emission computed tomography

Autori / Authors: R. Rinaldi, L. Camoni

Pagine / Pages: 56-70, N.1, Vol.4 - 2020

Submitted: 9 April 2020 – *Revised:* 18 May 2020 – *Accepted:* 30 May 2020 – *Published:* 30 June 2020

Contatto autori / Corresponding author:

Roberto RINALDI, tsrm.rinaldi@gmail.com

Open Access journal – www.ojs.unito.it/index.php/jbp – ISSN 2532-7925



Opera distribuita con Licenza Creative Commons.

Attribuzione – Condividi allo stesso modo 4.0 Internazionale.

Questa Rivista utilizza il [Font EasyReading®](https://www.easyreading.com/), carattere ad alta leggibilità, anche per i dislessici.

Periodico per le professioni biomediche a carattere tecnico - scientifico - professionale

Direttore responsabile/Editor in chief: Francesco Paolo SELLITTI

Direttore di redazione/Editorial manager: Antonio ALEMANNI, Luca CAMONI

Comitato di redazione/Editorial team:

Editors: Antonio ALEMANNI, Mario CORIASCO,
Simone URIETTI, Annamaria VERNONE, Sergio
RABELLINO, Francesco SCIACCA, Luciana GENNARI,
Patrizia GNAGNARELLA, Alessandro PIEDIMONTE,
Luca CAMONI, Manuela GIACOMELLI, Andrea
MASINO

Journal manager e ICT Admin: Simone URIETTI, Annamaria VERNONE

Book manager: Francesco P. SELLITTI

Graphic Design Editor Francesco P. SELLITTI, Mario CORIASCO, Sergio
RABELLINO, Andrea MASINO

Comitato scientifico/Scientific board:

Prof. Roberto ALBERA	Prof. Federico D'AGATA	Prof. Daniela MESSINEO
Dott. Massimo BACCEGA	Dott. Laura DE MARCO	Dott. Sergio MODONI
Dott. Alberto BALDO	Dott. Patrizio DI DENIA	Dott. Alfredo MUNI
Prof. Nello BALOSSINO	Dott. Chiara FERRARI	Dott. Grazia Anna NARDELLA
Prof. Paolo BENNA	Prof. Diego GARBOSSA	Dott. Salvatore PIAZZA
Prof. Mauro BERGUI	Dott. Luciana GENNARI	Prof. Lorenzo PRIANO
Dott. Salvatore BONANNO	Dott. Ramon GIMENEZ	Ing. Sergio RABELLINO
Prof. Ezio BOTTARELLI	Dott. Gianfranco GRIPPI	Dott. Fabio ROCCIA
Prof. Gianni Boris BRADAC	Prof. Caterina GUIOT	Dott. Saverio STANZIALE
Dott. Gianfranco BRUSADIN	Prof. Leonardo LOPIANO	Dott. Lorenzo TACCHINI
Dott. Luca CAMONI	Prof. Alessandro MAURO	Prof. Silvia TAVAZZI
Prof. Alessandro CICOLIN	Dott. Cristian MAZZEO	Dott. Ersilia TROIANO
Dott. Mario Gino CORIASCO	Prof. Aristide MEROLA	Dott. Irene VERNERO

Periodico per le professioni biomediche a carattere tecnico - scientifico - professionale

SOMMARIO / TABLE OF CONTENTS Numero 1, Volume 4 - 2020

1	<i>Dolore cervicale in pazienti con disordini temporomandibolari</i> <i>Cervical pain in patients with temporomandibular disorders</i>	M. Ragonesi
12	<i>Utilizzo dell'olio extravergine d'oliva (EVOO) nel trattamento di un'ulcera traumatica nel cavo orale. Un case report</i>	
19	<i>Use of Extra Virgin Olive Oil (EVOO) in the treatment of traumatic ulcers. A case report</i>	A. Sinesi, C. Casu, S. Cefola, R. Damato, G. Orrù
26	<i>Analisi epidemiologica sull'immunità da SARS-CoV-2 in un campione di soggetti residenti nella capitale romana</i> <i>Epidemiological analysis on immunity from SARS-CoV-2 virus in subjects from Rome, Italy</i>	M. Cupellaro, K. Margiotti, S. Emili, A. Mesoraca, C. Giorlandino
36	<i>Sclerosi Laterale Amiotrofica (SLA): valutazione della disfagia e gestione degli aspetti nutrizionali</i> <i>Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS): dysphagia assessment and nutritional aspects management</i>	A. Bua, L. U. Collovà, A. Lombino, A. Petronaci, D. Sprini

56	<i>Implementazione e ottimizzazione di un protocollo per l'imaging ibrido a bassa dose con tomografia ad emissione di fotone singolo, studio preliminare</i> <i>Preliminary low-dose hybrid imaging protocol scan optimization in single photon emission computed tomography</i>	R. Rinaldi, L. Camoni
71	<i>Terapia non farmacologica dell'insonnia: igiene del sonno e restrizione a confronto</i> <i>Non pharmacological therapy for insomnia: a comparison between sleep hygiene and sleep restriction</i>	A. Cicolin, A. Giordano
87	<i>Utilità clinica dei fattori di crescita nel plasma ricco di piastrine (PRP). Analisi dell'efficacia di differenti metodi di preparazione</i> <i>Clinical utility of growth factors in platelet rich plasma (PRP). Analysis of the effectiveness of different preparation methods</i>	V. Cunsolo, V. Luti, F. Fossi, C. Grossini, V. Fulgido, I. Cipollini, A. Marzo, R. Saccardi

OPEN ACCESS JOURNAL

<http://www.ojs.unito.it/index.php/jbp>

ISSN 2532-7925



Periodico per le professioni biomediche a carattere tecnico - scientifico - professionale

Implementazione e ottimizzazione di un protocollo per l'imaging ibrido a bassa dose con tomografia ad emissione di fotone singolo, studio preliminare

Preliminary low-dose hybrid imaging protocol scan optimization in single photon emission computed tomography

Roberto Rinaldi¹, Luca Camoni¹

¹ U.O. Medicina Nucleare, ASST Spedali Civili, Brescia

Contatto autori: Roberto RINALDI – tarm.rinaldi@gmail.com

N. 1, Vol. 4 (2020) – 56:70

Submitted: 9th April 2020

Revised: 18th May 2020

Accepted: 30th May 2020

Published: 30th June 2020

Think **green** before you print



Distribuita con Licenza Creative Commons. Attribuzione – Condividi 4.0 Internazionale

Riassunto

Introduzione e scopo

La tomografia computerizzata (CT) della SPECT/CT è una componente necessaria per la correzione dell'attenuazione (AC) e la localizzazione anatomica (AL) nell'imaging ibrido. L'obiettivo di questo studio preliminare è di valutare quantitativamente la qualità dell'immagine dei diversi protocolli CT per AL-AC, al fine di ridurre l'esposizione alle radiazioni del paziente mantenendo inalterata l'interpretazione.

Materiali e metodi

È stata utilizzata una CT a 16 strati di un tomografo SPECT (General Electric Discovery NM/CT 670), sono stati confrontati i principali parametri del protocollo di acquisizione standard indicato dagli application specialist (120kVp, 80mA, 0.8s, pitch 1.37), con diverse acquisizioni CT al variare di tensione (range kVp 100-140), corrente (range mA 40-100), tempo di scansione (range s 0.5-1) e pitch (range p 0,938-1,75).

Per valutare la qualità d'immagine CT è stato utilizzato un fantoccio Cathpan 600 (Phantom Laboratory, Salem, NY, USA), considerando: l'uniformità (U), il rapporto segnale/rumore per oggetti con contrasto nominale dell'1% (CNR1%), la risoluzione spaziale (SR) e la linearità CT (L). Inoltre per valutare la dose al variare dei parametri di scansione si è utilizzato l'indice di dose CT volumetrico (CTDI_{vol}) registrato dal software dell'apparecchiatura.

Risultati

I valori ottenuti dal protocollo di acquisizione standard sono: $U=0.46$ HU, $CNR1\%=1.37$, $CNR0.5\%=0.98$, $SR=7$ line pairs/cm, $L=0.998$ e $CTDI_{vol}=4.12$ mGy.

I risultati conseguiti al variare dei parametri di scansione, espressi in media, deviazione standard, minimo e massimo, sono: $U=0.48 \pm 1.11$ (0.02-2.51) HU, $CNR1\%=1.28 \pm 0.4$ (0.39-2.08), $SR=7$ line pairs/cm, $L=0.998 \pm 0.001$ (0.993-0.998) e $CTDI_{vol}=3.81 \pm 1.73$ (1.29-7.44) mGy.

Da un'analisi dei dati ottenuti sono state individuate le combinazioni dei parametri di scansione che raggiungono una qualità dell'immagine, comparabile al protocollo di acquisizione standard per correzione dell'attenuazione e la localizzazione anatomica, ottenendo una significativa riduzione del CTDI_{vol}.

Conclusioni

Le differenti impostazioni di tensione, corrente, tempo di scansione e pitch consentono di ridurre il CTDI_{vol} fino al 37,9%, mantenendo una qualità dell'immagine paragonabile al protocollo standard. In seguito verranno effettuati ulteriori approfondimenti per valutare gli effetti sulla mappa di attenuazione, usando un fantoccio antropomorfo.

Parole chiave: imaging ibrido, medicina nucleare, CT, fantoccio, correzione attenuazione.

Abstract

Background and aim

The CT component of SPECT/CT is required for attenuation correction (AC) and anatomical localization (AL) in SPECT/CT imaging.

The aim of this preliminary study is to evaluate quantitatively the image quality of different low-dose CT protocols for AL-AC, in order to reduce the patient's radiation exposure while keeping the interpretation unchanged.

Material and methods

Using the 16-section CT component of a commercially available SPECT/CT scanner, we compared the standard protocol indicated by application specialists (main parameters: 120kV, 80mA, 0.8s, pitch 1.37) with different CT scans acquisitions with manually adjusted x-ray tube voltage (kV range 100-140), anode current (mA range 40-100), rotation time (s range 0.5-1), and pitch (p range 0.938- 1.75).

The imaging performance of the CT system was evaluated using Cathpan 600 phantom (Phantom Laboratory, Salem, NY, USA). We evaluated uniformity (U), contrast-to-noise ratio for objects with nominal contrast of 1% (CNR1%), spatial resolution (SR) and CT linearity (L). The Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) was registered by the scanner software and compared with the different scanner acquisitions.

Results

The results of standard protocol results were U=0.46 HU, CNR1%=1.37, CNR0.5%=0.98, SR= 7 line pairs/cm, L=0.998 and CTDI_{vol}=4.12mGy.

The results of experimental protocols (24 acquisitions), expressed as mean, standard deviation and minimum-maximum, were U= 0.48 ± 1.11 (0.02-2.51) HU, CNR1%=1.28 ± 0.4 (0.39-2.08), SR= 7 line pairs/cm, L=0.998 ± 0.001 (0.993-0.998) and CTDI_{vol}=3.81 ± 1.73 (1.29-7.44) mGy.

An analysis of the data identified the combinations of scan parameters that have image quality comparable to the standard acquisition protocol for correcting the attenuation and anatomical localization, obtaining a significant reduction in the CTDI_{vol}.

Conclusion

The different settings of tube voltage, anode current, scan time, and pitch allow to reduce the CTDI_{vol} up to -37.9% for AL and AC purposes, maintaining an image quality comparable to the factory protocol. Further studies should be performed to verify the effect on attenuation map of the reduced kV, using an anthropomorphic phantom.

Keywords: Hybrid imaging, nuclear medicine, CT, phantom, attenuation correction.

Introduzione

L'imaging ibrido è la fusione di immagini di emissione, ottenute tramite tomografia ad emissione di fotone singolo (SPECT) o tomografia ad emissione di positroni (PET), e trasmissione, ottenute tramite tomografia computerizzata (CT) o risonanza magnetica (RM). Nell'imaging ibrido, entrambi i gruppi di dati di emissione e trasmissione contribuiscono alle informazioni sull'immagine, aiutano a ottimizzare le prestazioni diagnostiche e riducono il numero di risultati dubbi [1-3]. Questa metodica consente infatti di avere informazioni sia morfologiche che funzionali.

Lo stato dell'arte delle apparecchiature ibride in medicina nucleare vede la componente CT come maggiormente diffusa, sia per evoluzione tecnologica che per costi [4]. La componente CT è responsabile nel contribuire all'incremento di esposizione a radiazioni per il paziente sottoposto ad un esame di imaging ibrido. Tale incremento è però accettabile e non può causare effetti deterministici. Tuttavia, specialmente nei pazienti sottoposti a numerosi studi di follow-up, gli effetti stocastici possono essere significativi in caso di esami ripetuti nel tempo [5]. I sistemi ibridi portano inevitabilmente ad un aumento dell'esposizione alle radiazioni mediche poiché la dose di radiazione per i pazienti è data dalla somma della dose dovuta al radiofarmaco somministrato e alla dose della componente CT. La dose efficace derivante dalla componente emissiva dipende quindi dal radiofarmaco e dall'attività somministrata e ricade in un intervallo compreso tra 3.4 mSv e 12.5 mSv, mentre la CT utilizzata per la correzione dell'attenuazione e per la localizzazione anatomica contribuisce con un $CTDI_{vol}$ compreso tra 3.3 mGy e 4.9 mGy [5].

Lo scopo di questo studio è contribuire ad ottimizzare la parte della componente CT in un tomografo SPECT/CT. Lo studio valuta in via preliminare la qualità dell'immagine CT, al variare dei parametri, rispetto ai parametri standard di installazione, al fine di ridurre l'esposizione alle radiazioni del paziente, mantenendo inalterata la qualità dell'imaging per la localizzazione morfologica.

Materiali e metodi

L'indagine è stata condotta utilizzando un tomografo ibrido Discovery NM / CT 670 (GE Healthcare, Haifa, Israele) (Fig.1), che combina un sistema SPECT a doppia testata con cristallo scintillatore a base di ioduro di sodio (NaI) attivato con tallio (Tl) con spessore 0.952 cm, 59 tubi fotomoltiplicatori (PMT), un convertitore analogico-digitale (DAC) su ogni fototubo, un campo di vista 40 × 54 cm correlato ad un sistema CT multi-slice Optima CT540 a 16 strati, che prevede una tecnologia di 24 file parallele di rivelatori a stato solido HiLight™ Matrix II Detector che grazie ad una collimazione di 20mm consente di acquisire immagini con spessore di 0,625mm oppure 1,25mm.

L'apparecchiatura è stata installata nell'Unità Operativa di Medicina Nucleare ad ottobre del 2015, con una versione del software "15BW23.4HP_P_P16_G_TABLE_TANDEM".

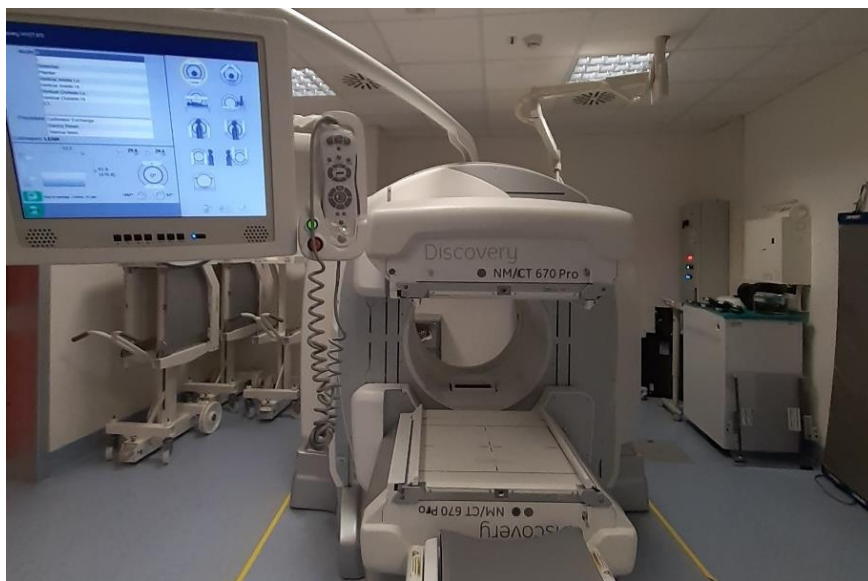


Figura 1: Tomografo ibrido SPECT/CT

Per valutare la qualità d'immagine CT è stato utilizzato un fantoccio Cathpan 600 (Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) (Fig.2), che include sezioni di test disposte ad intervalli prescritti dal primo modulo, per cui è possibile scansionare rapidamente in una singola acquisizione, eliminando la necessità di riposizionare il fantoccio per ogni test effettuato. È dotato di custodia in grado di supportare il fantoccio all'estremità del tavolo, eliminando l'attenuazione da parte del lettino, inoltre consente un posizionamento rapido e semplice che lo rendono ideale per i programmi di garanzia della qualità quotidiana su qualsiasi scanner.

Il fantoccio è costituito da vari moduli (Fig.3), ognuno con inserti specifici, i quali permettono di valutare grandezze oggettive come risoluzione spaziale (SR), risoluzione a basso contrasto, linearità (L), uniformità (U) e rumore dell'immagine acquisita.



Figura 2: Immagine del fantoccio Cathpan 600 (<https://www.elsesolutions.com/prodotti/radiodiagnostica/fantocci-tac/catphan-600/>)

I moduli si dividono in:

- CTP404 modulo relativo alla sensitometria dal diametro di 15 cm e dallo spessore di 25 mm, il quale permette di valutare l'indice di linearità, misurando il numero CT in unità Hounsfield medio mediante ROI circolari su inserti di Teflon, Delrin, Acrilico, Polistirene, Polietilene a bassa densità, Polimetilpentene e Aria. L'indice di linearità permette di stabilire la relazione tra numeri CT e densità elettronica che è approssimativamente lineare, anche se in pratica devia dall'andamento lineare nella regione a più alti numeri CT a causa del maggior contributo delle interazioni fotoelettriche. Il valore del numero CT può variare da un'apparecchiatura all'altra, in dipendenza delle differenze nell'energia efficace.
- CTP528 modulo ad alta risoluzione dal diametro di 15 cm e lo spessore di 40 mm, costituito da 21 coppie di linee per centimetro intagliate in fogli di alluminio posti in una resina epossidica, valutato qualitativamente con delle tabelle di conversione presenti nel manuale del fantoccio.
- CTP515 modulo a basso contrasto dal diametro di 15 cm e lo spessore di 40 mm, costituito da inserti di diametri e spessori differenti raccolti in tre gruppi con livelli di contrasto allo 0.3, 0.5 e 1%. Inoltre è stato calcolato manualmente il rapporto contrasto rumore (CNR) nell'inserto con diametro più grande e con contrasto più elevato (CNR1%), secondo la relazione $CNR = \frac{(Mi - Mb)}{\sigma}$, dove Mi è il valore medio dell'inserto, Mb è il valore medio dello sfondo e σ è la deviazione standard dello sfondo. I livelli di contrasto allo 0.3% e 0.5% non sono stati tenuti in considerazione perché vengono valutati soltanto durante la prova di stato e le successive prove di accettazione dei tomografi CT.
- CTP486 modulo relativo all'uniformità e al rumore dal diametro di 15 cm e lo spessore maggiore di 40 mm, costituito da materiale uniforme, con numero CT pari circa al 2% della densità dell'acqua. Per calcolare l'uniformità, si valuta la massima differenza fra numero CT medio nella ROI centrale e quelle periferiche.

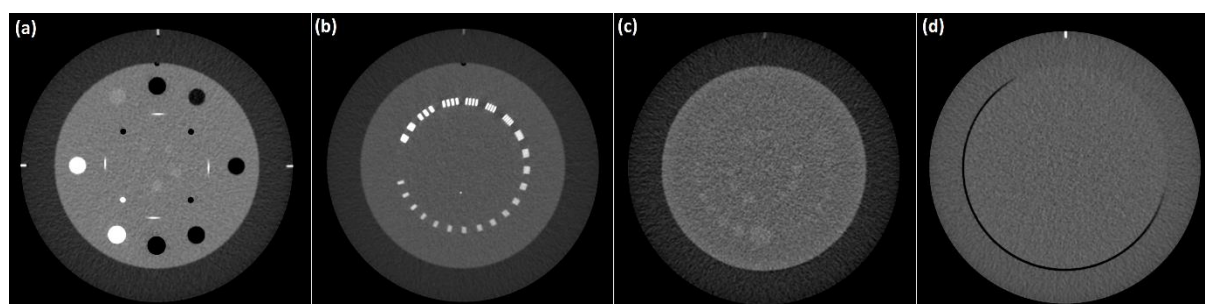


Figura 3: . Immagini CT da sinistra a destra: (a) modulo sensitometria (CTP404), (b) modulo ad alta risoluzione (CTP528), (c) modulo a basso contrasto (CTP515) e (d) modulo di uniformità (CTP486).

La stazione di lavoro "GE Xeleris 4.0" dotata del software Volumetrix MI è stata utilizzata come strumento di analisi ed elaborazione immagini per estrarre i dati raccolti.

Parametri Dosimetrici

I parametri dosimetrici utilizzati nello studio fanno riferimento all'indice di dose di tomografia computerizzata volumetrico (CTDI_{vol}) e al Dose Length Product (DLP) entrambi specificati dal dose-report fornito al termine delle scansioni dall'apparecchiatura.

Il CTDI_{vol} misurato in mGy è stato considerato un valore di dipendenza con quelli ricavati dal fantoccio Catphan 600, nel sancire le combinazioni dei parametri di acquisizione più vantaggiose per lo studio svolto, mentre il DLP non è stato tenuto in considerazione dato che la lunghezza della scansione è uguale per tutti i test effettuati.

Protocollo di acquisizione

Il protocollo di acquisizione standard indicato dagli application specialist ed utilizzato nella pratica clinica, prevede una tensione di 120 kVp, una corrente di 80 mA, un tempo di rotazione di 0.8 secondi e un di pitch 1,37.

In aggiunta all'acquisizione con protocollo standard sono state effettuate altre 24 scansioni al variare dei parametri, combinando diversamente i seguenti valori:

- Tensione: 100kVp – 120kVp – 140kVp;
- Corrente: 40mA – 60mA – 80mA – 100mA;
- Tempo di scansione: 0,5s – 0,7s – 1s;
- Pitch: 0,938 – 1,375 – 1,75;

Le acquisizioni, caratterizzate dalle medesime condizioni geometriche e fisiche e con identica impostazione dei limiti di scansione del fantoccio sono state eseguite tutte in serie.

Il tomografo dispone di un sistema di controllo automatico dell'esposizione "AutomA", che impiega la modulazione della corrente del tubo lungo l'asse Z basandosi sull'ultima scout acquisita.

Per l'acquisizione del fantoccio si è deciso di non utilizzare la modulazione della dose in modo da standardizzare maggiormente i test effettuati.

Le immagini sono state ricostruite tutte secondo quanto indicato nel protocollo standard dagli application specialist, ovvero con spessore ed incremento dello strato di 2.5mm, kernel da tessuti molli, matrice di 512x512, finestra di 400 HU e livello di 40 HU, filtro di visualizzazione "PLUS" e algoritmo di ricostruzione iterativa "ASIR" al 50% per ogni singola sezione.

Qualità dell'immagine

I valori di riferimento per la valutazione delle immagini al variare dei parametri sono stati i seguenti:

- la risoluzione ad alto contrasto non deve differire di oltre il $\pm 20\%$ rispetto al protocollo standard di acquisizione [6]
- il basso contrasto è stato valutato calcolando il CNR1% secondo i criteri definiti dalla

letteratura [7-9] e considerato come $\pm 20\%$ rispetto al protocollo standard di acquisizione

- il rumore dell'immagine non deve deviare di oltre il 20% dal valore del protocollo standard di acquisizione [6]
- l'uniformità del campo deve essere compresa in un range di $\pm 5\text{HU}$ rispetto al protocollo standard di acquisizione [10]

Analisi statistica

I risultati conseguiti al variare dei parametri di scansione, sono stati espressi in media, deviazione standard, minimo, massimo e percentuale.

RISULTATI

A seguito delle 25 acquisizioni totali su fantoccio sono stati ricavati i dati visibili in Tab.1.

L'analisi preliminare dei dati ottenuti dal protocollo di acquisizione standard mostra i seguenti valori:

- $U = 0.46 \text{ HU}$;
- $\text{CNR}_{1\%} = 1.37$;
- $\text{CNR}_{0.5\%} = 0.98$;
- $\text{SR} = 7 \text{ line pairs/cm}$;
- $L = 0.998$;
- $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 4.12 \text{ mGy}$;

A seguito di un'elaborazione dei risultati conseguiti dai diversi test, sono stati calcolati sull'intero campione i valori di media, deviazione standard, minimo e massimo, suddivisi come:

- $U = 0.48 \pm 1.11 (0.02-2.51) \text{ HU}$;
- $\text{CNR}_{1\%} = 1.28 \pm 0.4 (0.39-2.08)$;
- $\text{CNR}_{0.5\%} = 0.8 \pm 0.18 (0.42-1.19)$;
- $\text{SR} = 7 \text{ line pairs/cm}$;
- $L = 0.998 \pm 0.001 (0.993-0.998)$;
- $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 3.81 \pm 1.73 (1.29-7.44) \text{ mGy}$;

Analizzando i dati ottenuti dai test si evince che la capacità di risoluzione spaziale ad alto contrasto resta costante. Il protocollo standard ha una risoluzione spaziale pari a 7 coppie di linee per centimetro, questa rimane costante al variare dei parametri per tutti i test effettuati.

TEST	Parametri modificati	Parametri di Scansione				Indice DOSE CTDI _{vol}	QUALITA' IMMAGINE				
		kVp	mA	s	pitch		CNR 1%	Risoluz. Spaziale	Linearità	Uniformity	Rumore
1	Standard protocol	120	80	0,8	1,375	4,12	1,37	7	0,998	-0,46	9,14
2	kVp 140	140	80	0,8	1,375	5,95	1,41	7	0,998	-1,29	7,37
3	kVp 100	100	80	0,8	1,375	2,56	1,25	7	0,997	0,02	10,88
4	mA 100	120	100	0,8	1,375	5,15	2,08	7	0,998	-1,28	7,59
5	mA60	120	60	0,8	1,375	3,09	1,25	7	0,998	-0,39	10,41
6	mA 40	120	40	0,8	1,375	2,06	1,2	7	0,998	-0,81	13,09
7	sec 1	120	80	1	1,375	5,15	1,53	7	0,998	-1,22	7,57
8	sec 0,7	120	80	0,7	1,375	3,61	1,17	7	0,998	-2,51	9,08
9	sec 0,5	120	80	0,5	1,375	2,58	1,71	7	0,998	-1,81	10,91
10	pitch 1,75	120	80	0,8	1,75	3,75	1	7	0,998	0,82	9,34
11	pitch 0,938	120	60	0,8	0,938	5,25	1,42	7	0,998	1,29	10
12	pitch 0,938	120	80	0,8	0,938	7	1,48	7	0,998	1,18	8,45
13	kVp 140 mA 100	140	100	0,8	1,375	7,44	1,81	7	0,998	-0,41	6,32
14	kVp 100 mA 100	100	100	0,8	1,375	3,19	1,33	7	0,996	0,86	10,97
15	kVp 140 mA 60	140	60	0,8	1,375	4,46	1,7	7	0,998	-0,88	8,35
16	kVp 100 mA 60	100	60	0,8	1,375	1,92	0,79	7	0,997	1,89	11,99
17	mA 100 s 1	120	100	1	1,375	6,44	1,79	7	0,998	-0,75	7,07
18	mA 100 s 0,7	120	100	0,7	1,375	4,51	1,29	7	0,998	-0,95	8,1
19	mA 100 s 0,5	120	100	0,5	1,375	3,22	1,26	7	0,998	-1,7	10,36
20	mA 60 s 1	120	60	1	1,375	3,86	1,48	7	0,998	-1,46	8,35
21	mA 60 s 0,7	120	60	0,7	1,375	2,7	0,87	7	0,993	0,05	9,87
22	mA 60 s 0,5	120	60	0,5	1,375	1,93	0,68	7	0,998	-1,09	13,49
23	mA 40 s 1	120	40	1	1,375	2,58	1,09	7	0,998	0,32	11,37
24	mA 40 s 0,7	120	40	0,7	1,375	1,8	0,85	7	0,998	-1,33	13,32
25	mA 40 s 0,5	120	40	0,5	1,375	1,29	0,39	7	0,998	-0,14	16,33

Tabella 1: Sono riportati i dati ottenuti dai diversi test di acquisizione su fantoccio. La struttura della tabella è suddivisa in quattro differenti sezioni dove partendo da sinistra si trova una colonna relativa alle scansioni effettuate, subito dopo i parametri utilizzati, a seguire l'indice di dose CT volumetrico ed infine la qualità immagine a sua volta suddivisa in altre colonne che identificano con precisione i risultati ottenuti dai diversi inserti del fantoccio.

Per quanto riguarda la risoluzione a basso contrasto CNR1% i dati ottenuti sono: 1.29 ± 0.39 (0.39-2.08) (Fig.4).

L'incremento della tensione del tubo radiogeno, mantenendo costanti gli altri parametri, ha causato un significativo aumento del rumore ed un aumento del del parametro CNR1% (Fig.5). L'aumento dei mA, mantenendo costanti gli altri parametri, ha comportato un significativo incremento del CNR1% (Fig.6).

I test che risultano rientrare nei parametri di accettabilità del presente studio sono 12 (Tab.2).

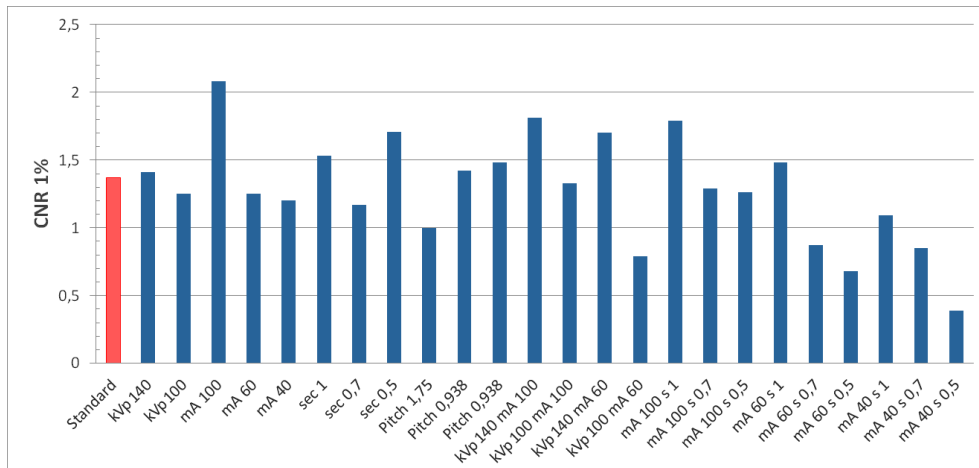


Figura 4: Nel grafico vengono riportati i valori di CNR1% calcolati nell'inserto con diametro più grande e con contrasto più elevato al variare dei parametri di scansione. I kV sono da intendersi kVp.

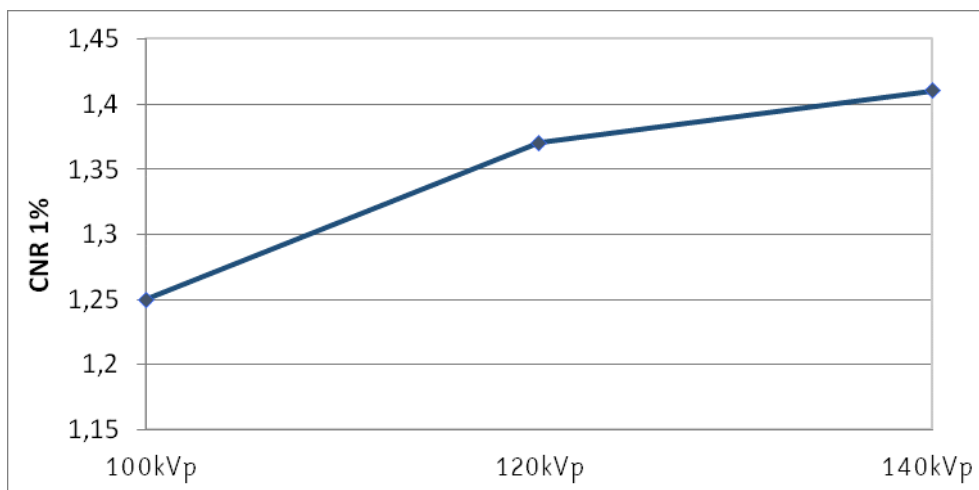


Figura 5: Nel grafico vengono riportati i valori di CNR1% (test 1, 2 e 3) al variare dei kVp.

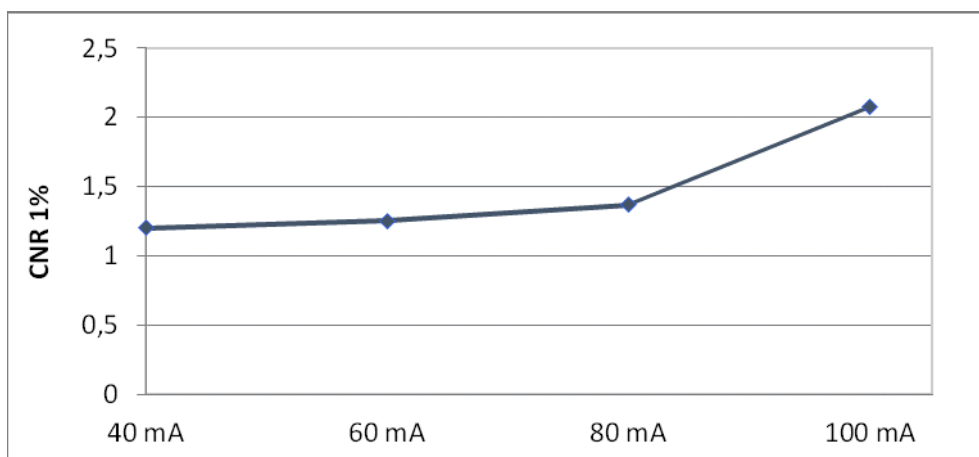


Figura 6: Nel grafico vengono riportati i valori di CNR1% (test 1, 4, 5 e 6) al variare dei mA.

TEST	CNR 1%	Range accettabilità 1,09 - 1,64
1	1,37	Standard
2	1,41	Si
3	1,25	Si
4	2,08	No ($\geq 1,64$)
5	1,25	Si
6	1,2	Si
7	1,53	Si
8	1,17	Si
9	1,71	No ($\geq 1,64$)
10	1	No ($\leq 1,09$)
11	1,42	Si
12	1,48	Si
13	1,81	No ($\geq 1,64$)
14	1,33	Si
15	1,7	No ($\geq 1,64$)
16	0,79	No ($\leq 1,09$)
17	1,79	No ($\geq 1,64$)
18	1,29	Si
19	1,26	Si
20	1,48	Si
21	0,87	No ($\leq 1,09$)
22	0,68	No ($\leq 1,09$)
23	1,09	No ($\leq 1,09$)
24	0,85	No ($\leq 1,09$)
25	0,39	No ($\leq 1,09$)

Tabella 2: CNR1% rispetto al criterio di accettabilità del $\pm 20\%$ calcolato nell'acquisizione standard.

TEST	RUMORE	Range accettabilità 7,31 - 10,97
1	9,14	Standard
2	7,37	Si
3	10,88	Si
4	7,59	Si
5	10,41	Si
6	13,09	No ($\geq 10,97$)
7	7,57	Si
8	9,08	Si
9	10,91	Si
10	9,34	Si
11	10	Si
12	8,45	Si
13	6,32	No ($\leq 7,31$)
14	10,97	No ($\geq 10,97$)
15	8,35	Si
16	11,99	No ($\geq 10,97$)
17	7,07	No ($\leq 7,31$)
18	8,1	Si
19	10,36	Si
20	8,35	Si
21	9,87	Si
22	13,49	No ($\geq 10,97$)
23	11,37	No ($\geq 10,97$)
24	13,32	No ($\geq 10,97$)
25	16,33	No ($\geq 10,97$)

Tabella 3: Sono riportati i valori di rumore dell'immagine rispetto al range di accettabilità.

Dall'analisi dei dati ottenuti emerge che l'indice di linearità permane stabile per tutti i test eseguiti (Fig.7).

Per quanto riguarda il rumore i valori ottenuti dalle immagini elaborate sono: 9.99 ± 2.38 (6.32-16.33). I test che risultano rientrare nei parametri di accettabilità del presente studio sono 15 (Tab3).

Come possiamo vedere dalle differenti esposizioni, l'uniformità sull'immagine resta compresa in un intervallo approssimativo di $\pm 3\text{HU}$ (Fig. 8).

Il dose-report dello scanner ha permesso di confrontare i valori di CTDI_{vol} per ogni test quindi al variare dei parametri di acquisizione (Fig. 9).

DISCUSSIONE

Il presente studio ha individuato preliminarmente i possibili parametri che possano garantire una riduzione del CTDI_{vol} mantenendo la qualità dell'immagine invariata rispetto ai parametri standard indicati dagli application specialist.

Sono stati acquisiti 25 test, al variare dei parametri d'impostazione, che hanno permesso di valutare quantitativamente la qualità dell'immagine dei diversi protocolli CT.

Successivamente sono stati confrontati con il CTDI_{vol} , permettendo di individuare tre significative combinazioni che raggiungono un buon compromesso tra dose erogata e immagini comparabili al protocollo di acquisizione standard per AL-AC.

Il Catphan 600 è stato impiegato in precedenti studi per analizzare l'influenza dei parametri di esposizione sulla qualità dell'immagine [11-14], e i risultati ottenuti dal parametro CNR, estrapolato dal modulo CTP 515, rappresentano il principale limite dell'immagine CT in quanto influenza direttamente la dose di radiazioni.

Diversi studi dimostrano come il CNR sia un valido metodo di valutazione poiché il rumore rappresenta il limite principale della qualità dell'immagine CT [7-9].

All'aumentare della tensione al tubo il CNR incrementa, questo perché vi è una minore attenuazione del fascio che provoca sia una piccola perdita di contrasto che una significativa riduzione del rumore.

Inoltre aumentando i milliampere aumenta il numero di fotoni emessi dal tubo radiogeno e di conseguenza quello di fotoni rilevati con una diminuzione della rumorosità e un aumento della risoluzione di contrasto dell'immagine in termini di CNR.

L'irraggiamento del Catphan ha permesso di confrontare i valori di CTDI_{vol} ottenuti dal dose-report dello scanner al termine di ogni scansione, dai quali è emerso come previsto che la riduzione della tensione al tubo da 140 a 100 kV porti ad una diminuzione di dose dell'43% e come l'andamento tra dose e kV non sia lineare, mentre per quanto riguarda i mAs si conferma la diretta proporzionalità tra valori impostati e ottenuti.

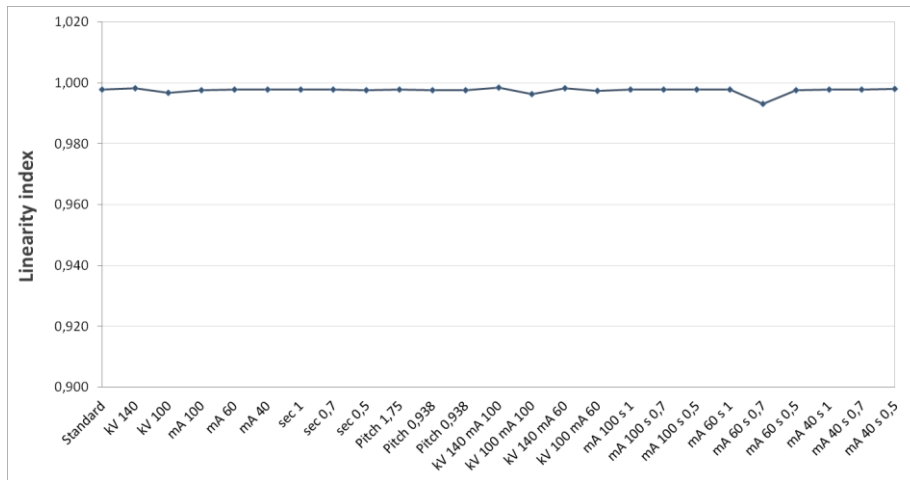


Figura 7: Indice di linearità al variare dei parametri di scansione.

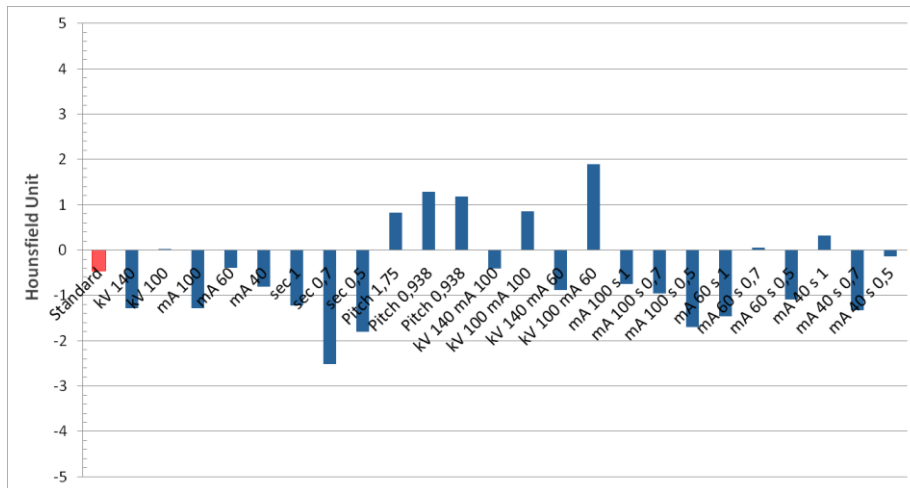


Figura 8: Capacità di uniformità del sistema al variare dei parametri di scansione.

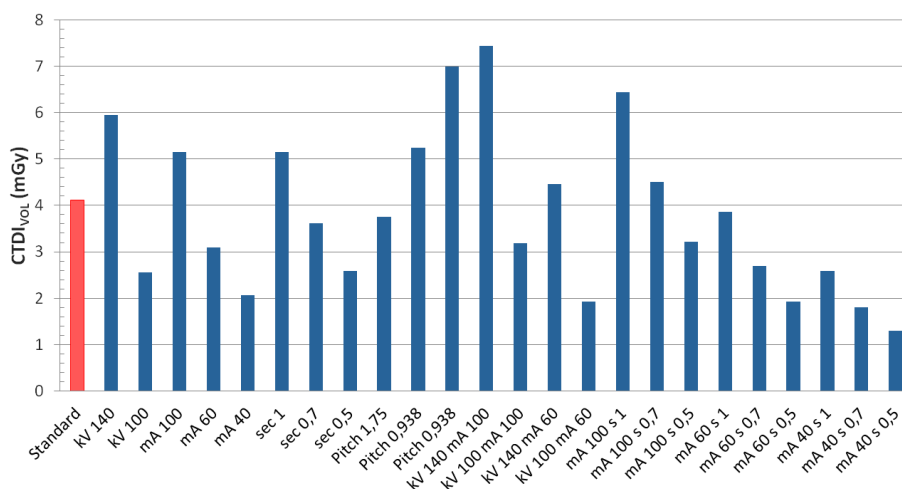


Figura 9: Variazioni del CTDI_{vol} al variare dei parametri di scansione.

I test n° 2-4-7-11-12-13-15-17-18 portano ad un incremento del $CTDI_{vol}$ rispetto al valore del protocollo standard, perché sono state impostate tutte le possibili combinazioni di valori maggiormente utilizzati nella routine lavorativa, tuttavia si dimostra come alcuni settaggi non risultino essere vantaggiosi rispetto al protocollo standard.

Lo studio della dipendenza di questi parametri oggettivi consente di individuare cinque protocolli di acquisizione che permettono di ottimizzare la scansione CT, ovvero test n°3-5-8-19-20, ottenendo un buon compromesso fra dose impartita e qualità dell'immagine.

Il miglior compromesso in termini dosimetrici fa riferimento al test n°3 in cui è stata ridotta la tensione a 100kVp con una conseguente riduzione del $CTDI_{vol}$ del 37.9%.

I risultati ottenuti dimostrano che i valori dei parametri di qualità del protocollo individuato rientrano sempre nei limiti di attendibilità definiti nello studio e nella normativa [6-10].

Tutti gli altri test eseguiti, ovvero test n°2-4-6-7-9-10-11-12-13-14-15-16-17-18-21-22-23-24-25, presentano almeno un parametro di qualità immagine che non rientra nei criteri di accettabilità oppure un incremento del $CTDI_{vol}$ che va in opposizione all'obiettivo dello studio.

In un recente studio di Jacobs C. [15], si è studiato come ottimizzare il protocollo di acquisizione CT utilizzato per il calcium score sul tomografo ibrido Discovery NM / CT 670.

Lo studio ha dimostrato che non si deve pensare che le impostazioni di esposizione consigliate dal produttore siano sempre ottimali in termini dosimetrici e quindi una successiva valutazione quantitativa della qualità immagine su fantoccio permette di individuare settaggi che comportano un risparmio della dose erogata.

Grosser et al. [16] hanno descritto come ottimizzare un protocollo di acquisizione CT a bassa dose utilizzando l'algoritmo iterativo su un tomografo ibrido SPECT/CT nella loro esperienza. Lo studio ha descritto come la riduzione della corrente del tubo in combinazione con l'algoritmo iterativo ASIR ha portato a una riduzione dell'esposizione alle radiazioni senza una significativa riduzione della qualità dell'immagine.

Questo presuppone che, sulla base dei nostri risultati, un'integrazione con differenti configurazioni di algoritmo ASIR potrebbe ottimizzare ulteriormente le dosi erogate.

CONCLUSIONI

L'implementazione e ottimizzazione di un protocollo CT a bassa dose in SPECT/CT in fase di studio preliminare, consente una significativa riduzione del $CTDI_{vol}$ fino al 37.9%, garantendo una qualità dell'immagine paragonabile al protocollo standard.

Per valutare l'applicabilità diagnostica del seguente protocollo CT a bassa dose verranno effettuati ulteriori approfondimenti utilizzando un fantoccio antropomorfo che permette di simulare in modo conforme l'aspetto umano, e successivamente valutare la qualità di ricostruzione di immagini corrette per attenuazione.

Riferimenti bibliografici

- [1] Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *J Nucl Med* 2000;41(8):1369–1379
- [2] Bailey DL, Pichler BJ, Guckel B, et al. Combined PET/MRI: Global Warming-Summary Report of the 6th International Workshop on PET/MRI, March 27–29, 2017, Tubingen, Germany. *Mol Imaging Biol* 2018;20(1):4–20
- [3] Mariani G, Bruselli L, Kuwert T, et al. A review on the clinical uses of SPECT/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2010;37(10):1959–1985
- [4] Gatidis S, Beyer T, Becker M, Riklund K, Nikolaou K, Cyran C, Pfannenber C. State of affairs of hybrid imaging in Europe: two multi-national surveys from 2017. *Insights Imaging*. 2019 May 21;10(1):57. doi: 10.1186/s13244-019-0741-7.
- [5] Salvatori M, Rizzo A, Rovera G, Indovina L, Schillaci O. Radiation dose in nuclear medicine: the hybrid imaging. *Radiol Med*. 2019 Aug; 124(8):768-776.
- [6] Norma CE Report 91: Criteri di accettabilità per gli impianti radiologici e di medicina nucleare – 1997
- [7] Yu, L., Bruesewitz, M. R., Thomas, K. B., Fletcher, J. G., Kofler, J. M. and Mccollough, C. H. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* (2011). Available on: <http://radiographics.rsna.org/content/31/3/835.full.pdf>
- [8] Nagel, H. D. CT Parameters that influence the radiation dose. *Radiat. Dose Adult Pediatr. Multidetector Comput. Tomogr.* Chapter 3 (2007). ISBN 978-3-540-28888-6.
- [9] Chan, M., Yang, J., Song, Y., Burman, C., Chan, P and Li, S. Evaluation of imaging performance of major image guidance systems. *Biomed. Imaging Interv. J.* 7(2), e11 (2011).
- [10] AAPM Report n. 39 (1993) Specifications and acceptance testing on computer tomography scanners. American Institute of Physics in Medicine
- [11] Van de Castele, E., Parizel, P. and Sijbers, J. Quantitative evaluation of ASiR image quality: an adaptive statistical iterative reconstruction technique. In: Pelc, N. J., Nishikawa, R. M. and Whiting, B. R., Eds. (2012) Feb 23; 83133F-83133F-5. Available on: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.911283>
- [12] Tang, K., Wang, L., Li, R., Lin, J., Zheng, X. and Cao, G. Effect of low tube voltage on image quality, radiation dose, and low-contrast detectability at abdominal multidetector CT: phantom study. *J. Biomed. Biotechnol.* 130–169 (2012). Available on: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3347747&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- [13] Zarb, F., Rainford, L. and McEntee, M. F. Developing optimized CT scan protocols: phantom measurements of image quality. *Radiography* 17(2), 109–114 (2011).
- [14] Chan, M., Yang, J., Song, Y., Burman, C., Chan, P and Li, S. Evaluation of imaging performance of major image guidance systems. *Biomed. Imaging Interv. J.* 7(2), e11 (2011).
- [15] Jacobs C. Optimization of CT calcium scoring doses on the General Electric Discovery single-photon emission computed tomography/CT D670, 8-slice scanner. *BJR Case Rep*. 2016; 2:20160023.
- [16] Grosser OS, Kupitz D, Ruf J, Czuczvara D, Steffen IG, Furth C, Thormann M, Loewenthal D, Ricke J, Amthauer H. Optimization of SPECT-CT Hybrid Imaging Using Iterative Image Reconstruction for Low-Dose CT: A Phantom Study. *PLoS One*. 2015 ;10:e0138658.