

**VERBALE DELLA COMMISSIONE ESAMINATRICE DEL CONCORSO PUBBLICO, PER
TITOLI ED ESAMI, PER LA COPERTURA A TEMPO INDETERMINATO DI N. 2 POSTI DI
COLLABORATORE PROFESSIONALE SANITARIO – TECNICO SANITARIO DI
RADIOLOGIA MEDICA (CAT. D)**

- PROVA ORALE GIORNO 7 AGOSTO 2018 -

Il giorno 7 agosto 2018 alle ore 8,00 presso la Sala Conferenze dell'A.S.S.T. Rhodense (P.O. di Garbagnate Milanese) si è riunita la Commissione esaminatrice del concorso pubblico per titoli ed esami per la copertura di n. 2 posti di Collaboratore Professionale Sanitario – Tecnico Sanitario di Radiologia Medica (cat. D) indetto con deliberazione n. 767/2017/DG del 23.11.2017

La Commissione Esaminatrice, nominata con determinazione del Responsabile U.O.C. Amministrazione e Sviluppo del Personale, n. 471/2018/DD del 21.6.2018, risulta così composta:

Presidente:

LAURA ZOPPINI

Direttore Direzione Assistenziale delle Professioni Sanitarie e Sociali

Componenti:

ALDO DI TRINCA

Collaboratore Professionale Sanitario Esperto – Tecnico Sanitario di Radiologia (Cat. DS) – Titolare

FRANCESCO RENDA

Collaboratore Professionale Sanitario – Tecnico Sanitario di Radiologia (Cat. D) – Titolare

Segretario:

SIMONA FACCHINI

Assistente Amministrativo (Cat. C)

U.O.C. Amministrazione e Sviluppo del Personale.

La Commissione presente al completo procede, secondo quanto già stabilito e descritto nel verbale del 6.8.2018:

- ✓ Alla predisposizione di una domanda per ciascuno dei due gruppi convocati per la giornata odierna.
Le domande formulate in data odierna vengono allegate al presente verbale (allegati n. 4 e n. 5)
Vengono pertanto predisposte n. 2 domande, una da sottoporre al gruppo convocato alle ore 8.30 ed una per il gruppo convocato alle ore 11.00.
Ai candidati appartenenti al medesimo gruppo di convocazione sarà pertanto sottoposta la stessa domanda. Le domande saranno di pari impegno e verteranno su materie attinenti il posto messo a concorso.
- ✓ Alla predisposizione delle domande di informatica (elementi di informatica di base), di un testo in lingua inglese e di uno in lingua francese.
Al presente verbale vengono allegate la domanda di informatica e i testi di inglese e francese somministrati in data odierna (all.ti n. 1 e n. 2).
- ✓ Alla valutazione dei candidati ammessi alla prova orale e convocati in data odierna (VEDI ELENCO ALL. N. 3), in ordine alfabetico.

Alle ore 8,30 il Presidente della Commissione Esaminatrice procede ad ammettere nel locale d'esame i candidati convocati in data odierna – ore 8,30 - per l'espletamento della prova orale (VEDI ELENCO ALL. N. 3).

La presenza o l'assenza di ciascun candidato viene registrata nel già richiamato all. n. 3.

La Commissione prende atto che risulta assente la candidata SCLAFANI ELENA.

La Commissione informa i candidati circa le modalità dell'espletamento della prova orale.

In particolare, provvede ad avvisare i candidati che:

- ✓ Ciascun candidato sarà sottoposto alla medesima domanda;
- ✓ A ciascun candidato sarà inoltre sottoposta una domanda di informatica (elementi di informatica di base) ed un testo a scelta tra inglese e francese per l'accertamento della conoscenza, almeno a livello iniziale di una lingua straniera.
- ✓ Il candidato che avrà sostenuto la prova orale dovrà lasciare i locali d'esame senza prendere contatti con i candidati che ancora non l'avranno sostenuta;
- ✓ I candidati in attesa di sostenere la prova, attenderanno il proprio turno nelle sale d'aspetto predisposte. Personale dell'ASST Rhodense vigilerà affinché gli stessi non prendano in alcun modo contatto con i candidati che avranno già sostenuto la prova;
- ✓ La prova orale si svolgerà in ordine alfabetico, in locale aperto al pubblico;

Alle ore 8.45 si dà inizio ai colloqui.

Alle ore 10,55 la prima sessione di colloqui (candidati convocati alle ore 8.30) si conclude.

Alle ore 11.00 il Presidente della Commissione Esaminatrice procede ad ammettere nel locale d'esame i candidati convocati in data odierna – ore 11,00 - per l'espletamento della prova orale (VEDI ELENCO ALL. N. 3).

La presenza o l'assenza di ciascun candidato viene registrata nel già richiamato all. n. 3.

La Commissione prende atto che tutti i candidati convocati per le ore 11.00 di oggi, risultano presenti.

La Commissione informa i candidati circa le modalità dell'espletamento della prova orale.

In particolare, provvede ad avvisare i candidati che:

- ✓ Ciascun candidato sarà sottoposto alla medesima domanda;
- ✓ A ciascun candidato sarà inoltre sottoposta una domanda di informatica (elementi di informatica di base) ed un testo a scelta tra inglese e francese per l'accertamento della conoscenza, almeno a livello iniziale di una lingua straniera.
- ✓ Il candidato che avrà sostenuto la prova orale dovrà lasciare i locali d'esame senza prendere contatti con i candidati che ancora non l'avranno sostenuta;
- ✓ I candidati in attesa di sostenere la prova, attenderanno il proprio turno nelle sale d'aspetto predisposte. Personale dell'ASST Rhodense vigilerà affinché gli stessi non prendano in alcun modo contatto con i candidati che avranno già sostenuto la prova;
- ✓ La prova orale si svolgerà in ordine alfabetico, in locale aperto al pubblico;

Alle ore 13,15 la seconda sessione di colloqui (candidati convocati alle ore 11,00) si conclude.

Al termine della giornata odierna la Commissione Esaminatrice attribuisce, collegialmente e con voto palese il seguente punteggio, con gli esiti di seguito indicati:

DUTTO	OSCAR	punti	17,000	su 20,00
GENTILESCHI	ALESSIA	punti	20,000	su 20,00

GEROSA	ANDREA	punti	14,000	su 20,00
MARCUCCI	LORENZO	punti	15,000	su 20,00
MARINO	MARTINA	punti	14,000	su 20,00
MASSARELLI	SIMONE	punti	17,000	su 20,00
MESSINA	VINCENZO FEDERICO	punti	17,000	su 20,00
MOLENDINI	BENITO	punti	15,000	su 20,00
MONTI	PIETRO	punti	14,000	su 20,00
NARDELLI	GIANLUCA ROCCO	punti	16,000	su 20,00
NICOLO'	MARCO	punti	19,000	su 20,00
PALLADINO	ESPEDITO FRANCESCO PIO	punti	14,000	su 20,00
PALUMBO	MATTEO	punti	14,000	su 20,00
PEDRETTI	FABIO	punti	17,000	su 20,00
PEREGO	MATTEO	punti	20,000	su 20,00
PICCICHE'	MARIA CLARA	punti	14,000	su 20,00
RONCONI	ILARIA	punti	14,000	su 20,00
SAAD	IMAN	punti	17,000	su 20,00
SBERNA	ALESSANDRO GIUSEPPE	punti	18,000	su 20,00
SIGNORELLI	MARIA GIOVANNA	punti	14,000	su 20,00
STEFANO	VALERIO	punti	15,000	su 20,00
SZYMULA	CLAUDIA	punti	16,000	su 20,00
TEDONE	STEFANO	punti	17,000	su 20,00
TODESCO	GIUDITTA	punti	17,000	su 20,00
TREMOLADA	VALENTINA	punti	15,000	su 20,00
TURRICCHIA	FEDERICO	punti	17,000	su 20,00
VALENTE	DANIELA	punti	15,000	su 20,00
VINCI	ALESSIA	punti	20,000	su 20,00
ZULIANI	ALESSANDRO	punti	18,000	su 20,00

La Commissione dà quindi atto che tutti i sopra elencati candidati hanno superato la prova orale.

La Commissione Esaminatrice ha rilevato, a seguito di ulteriore controllo effettuato sulle schede di valutazione dei titoli dei candidati ammessi alla prova orale, che le schede dei candidati Stefano Valerio e Palladino Espedito Francesco Pio contenevano meri errori materiali di conteggio. La Commissione procede pertanto a rivalorizzare le schede dei candidati Stefano e Palladino che vengono allegate al presente verbale (allegato n. 6 e n. 7).

Ultimate le prove d'esame la Commissione procede quindi al riepilogo delle valutazioni assegnate, nelle giornate precedenti, da parte della stessa Commissione Esaminatrice e collegialmente, sulla scorta dei punteggi assegnati ai candidati per titoli e per singole prove d'esame, redige la graduatoria di merito dei candidati dichiarati idonei:

1°	D'ANDREA	ANDREA	punti	71,340	su 100,000	
2°	CALECA	ROBERTA	punti	70,680	su 100,000	
3°	GUELI	ANDREA GIUSEPPE	punti	69,455	su 100,000	
4°	GEROSA	ANDREA	punti	69,180	su 100,000	
5°	CALABRESE	RAFFAELLA	punti	69,100	su 100,000	
6°	CATTANEO	FEDERICO	punti	69,021	su 100,000	
7°	DILIBERTO	GIOVANNA	punti	68,930	su 100,000	
8°	VINCI	ALESSIA	punti	68,320	su 100,000	
9°	PEDRETTI	FABIO	punti	68,150	su 100,000	
10°	PEREGO	MATTEO	punti	67,700	su 100,000	
11°	NARDELLI	GIANLUCA ROCCO	punti	67,638	su 100,000	
12°	BELLI	FEDERICO	punti	67,145	su 100,000	
13°	SAAD	IMAN	punti	67,120	su 100,000	
14°	QUARANTA	STEFANO	punti	67,020	su 100,000	12/05/1995
15°	CECONI	DAVIDE	punti	67,020	su 100,000	10/02/1993
16°	SIGNORELLI	MARIA GIOVANNA	punti	67,005	su 100,000	
17°	CAPALDO	ANDREA	punti	67,000	su 100,000	01/02/1994
18°	MESSINA	VINCENZO FEDERICO	punti	67,000	su 100,000	04/07/1992

19°	CAMPOLUCCI	ANDREA	punti	67,000	su 100,000	11/08/1989
20°	DEFLORIO	PAOLO	punti	67,000	su 100,000	22/05/1986
21°	DI FILIPPO	CLAUDIO	punti	67,000	su 100,000	07/06/1983
22°	FERRARO	ANTONIO	punti	66,560	su 100,000	
23°	SBERNA	ALESSANDRO GIUSEPPE	punti	66,530	su 100,000	
24°	LA MONICA	IVANA	punti	66,445	su 100,000	
25°	TEDONE	STEFANO	punti	66,340	su 100,000	
26°	BACCHIOCCHI	ANGELA	punti	66,090	su 100,000	
27°	CREPALDI	MARCO	punti	65,271	su 100,000	
28°	BOCCACCIO	ELEONORA	punti	65,050	su 100,000	
29°	CARCHESIO	STEFANO	punti	65,020	su 100,000	
30°	FIORENZONI	VERONICA STEFANIA	punti	65,000	su 100,000	01/12/1995
31°	MARINELLI	SIMONE	punti	65,000	su 100,000	30/09/1994
32°	DAVOLI	LINDA	punti	65,000	su 100,000	12/04/1993
33°	CONTRI	ALESSANDRA	punti	64,970	su 100,000	
34°	BORTONE	FRANCESCO	punti	64,909	su 100,000	
35°	CRESTANI	DEBORAH	punti	64,665	su 100,000	
36°	BUTERA	DANIELA SARA	punti	64,631	su 100,000	
37°	TREMOLADA	VALENTINA	punti	64,380	su 100,000	
38°	NICOLO'	MARCO	punti	64,300	su 100,000	
39°	VILLA	ANDREA	punti	64,183	su 100,000	
40°	GENTILESCHI	ALESSIA	punti	64,123	su 100,000	
41°	DE MARCHI	ELENA	punti	64,000	su 100,000	20/09/1994
42°	VALENTE	DANIELA	punti	64,000	su 100,000	24/08/1994
43°	CAVALLO	STEFANO	punti	64,000	su 100,000	17/12/1990
44°	CARDONE	CLAUDIO	punti	63,956	su 100,000	
45°	LEONE	GIUSEPPE	punti	63,710	su 100,000	
46°	DUTTO	OSCAR	punti	63,300	su 100,000	
47°	GURIAN	ALESSANDRO	punti	63,250	su 100,000	
48°	DE PASQUALE	MARTINA	punti	63,180	su 100,000	
49°	BIANCHINI	GIULIA	punti	63,150	su 100,000	
50°	BORRIELLO	BERNARDO	punti	63,020	su 100,000	
51°	FACCHINETTI	MARIA	punti	63,000	su 100,000	30/11/1993
52°	FAVA	FABIO	punti	63,000	su 100,000	22/03/1993
53°	SZYMULA	CLAUDIA	punti	62,700	su 100,000	
54°	AGOSTI	NICOLA	punti	62,660	su 100,000	
55°	BASILICO	FRANCESCO	punti	62,294	su 100,000	
56°	LA ROCCA	FRANCESCO PAOLO	punti	62,240	su 100,000	
57°	BONFISSUTO	ROSALBA	punti	62,150	su 100,000	
58°	FERRON	ENRICO	punti	62,075	su 100,000	
59°	CAVALLI	CARLOTTA	punti	62,040	su 100,000	
60°	BICCARI	ELIA	punti	62,020	su 100,000	
61°	DI IORIO	MARIKA	punti	61,723	su 100,000	
62°	PALLADINO	ESPEDITO FRANCESCO PIO	punti	61,540	su 100,000	
63°	MOLENDINI	BENITO	punti	61,325	su 100,000	
64°	GALLO	MATTIA	punti	61,190	su 100,000	
65°	RONCONI	ILARIA	punti	61,000	su 100,000	06/08/1994
66°	FOLLINO	FABIO	punti	61,000	su 100,000	04/03/1989
67°	CABRAS	ANTONIO	punti	60,500	su 100,000	
68°	MONTI	PIETRO	punti	60,038	su 100,000	
69°	ALOSCARI	SARA	punti	60,000	su 100,000	
70°	AVAGLIANO	ANDREA	punti	59,330	su 100,000	
71°	CROCI	MATTEO ALEXANDER	punti	59,100	su 100,000	
72°	TODESCO	GIUDITTA	punti	59,025	su 100,000	
73°	MANGIAROTTI	MARTINA	punti	59,019	su 100,000	
74°	TURRICCHIA	FEDERICO	punti	59,000	su 100,000	01/09/1994
75°	MASSARELLI	SIMONE	punti	59,000	su 100,000	15/05/1992
76°	CORBETTA	ELENYA	punti	58,853	su 100,000	

77°	AFRUNE	ALBERTO	58,140	su 100,000
78°	GUIDO	FRANCESCA	58,000	su 100,000
79°	PALUMBO	MATTEO	57,900	su 100,000
80°	PICCICHE'	MARIA CLARA	57,500	su 100,000
81°	ZULIANI	ALESSANDRO	56,000	su 100,000
82°	STEFANO	VALERIO	55,823	su 100,000
83°	MARINO	MARTINA	55,650	su 100,000
84°	MARCUCCI	LORENZO	55,160	su 100,000
85°	CIABATTINI	EMANUELE	54,020	su 100,000
86°	LOCATI	MARCO	54,000	su 100,000
87°	BONIZZONI	FRANCESCA MARIA	53,800	su 100,000
88°	IOPPA	FRANCO	53,530	su 100,000
89°	BACCIOTTINI	ALBERTO	53,025	su 100,000
90°	D'AMICO	GIOVANNI	51,000	su 100,000

Alle ore 14,00 il Presidente dichiara chiusa la seduta.

Letto, confermato e sottoscritto.

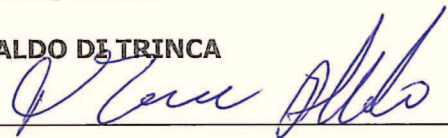
Presidente:

LAURA ZOPPINI

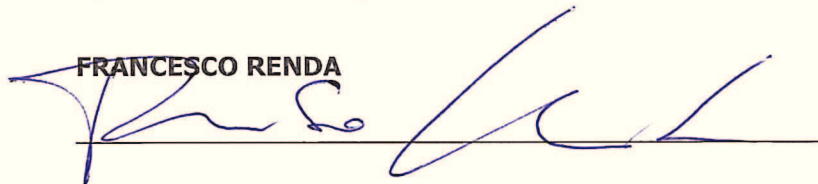


Componenti:

ALDO DE TRINCA

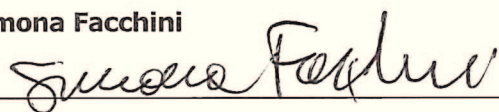


FRANCESCO RENDA



Segretario:

Simona Facchini



Allegato N. 1 al verbale del 7.8.2018

CONCORSO PUBBLICO PER LA COPERTURA DI N° 2
POSTI DI COLLABORATORE PROFESSIONALE
SANITARIO – TECNICO DI RADIOLOGIA MEDICA (CAT
D)

07/08/2018

GRUPPO ORE 08.30

DOMANDA DI INFORMATICA

Quali sono le periferiche di un PC?

TK Z
SP K

CONCORSO PUBBLICO PER LA COPERTURA DI N° 2
POSTI DI COLLABORATORE PROFESSIONALE
SANITARIO – TECNICO DI RADIOLOGIA MEDICA (CAT
D)

07/08/2018

GRUPPO ORE 11.00

DOMANDA DI INFORMATICA

Cosa è un modem?

Four handwritten signatures in blue ink are visible at the bottom of the page. The first signature on the left is a stylized 'P'. The second signature is a stylized 'R'. The third signature is a stylized 'K'. The fourth signature is a stylized 'SP'.

Preliminary experience with abdominal dual-energy CT (DECT): true versus virtual nonenhanced images of the liver

Esperienza preliminare con la TC dual energy (TCDE) dell'addome: confronto tra le immagini pre-contrasto reali e virtuali del fegato

C.N. De Cecco^{1,2} • V. Buffa¹ • S. Fedeli¹ • A. Vallone¹ • R. Ruopoli¹ • M. Luzietti¹ • V. Miele³
M. Rengo⁴ • M. Maurizi Enrici² • P. Fina² • A. Laghi⁴ • V. David²

¹Dipartimento di Radiologia Cardiovascolare, ³Radiologia d'Emergenza, Ospedale San Camillo-Forlanini, Circonvallazione Gianicolense, 87, 00152 Roma, Italy

²Dipartimento di Scienze Radiologiche, Università di Roma "Sapienza" - Ospedale Sant'Andrea, Via di Grottarossa 1035, 00189 Roma, Italy

⁴Dipartimento di Scienze Radiologiche, Università di Roma "Sapienza" - Polo Pontino, Via Franco Faggiana 34, 04100 Latina, Italy
Correspondence to: C.N. De Cecco, Tel.: +39-335-395841, Fax: +39-06-44260834, e-mail: carlodececco@gmail.com

Received: 7 October 2009 / Accepted: 5 March 2010 / Published online: 17 September 2010
© Springer-Verlag 2010

Abstract

Purpose. The aim of this work was to compare the quality and noise of true nonenhanced (TNE) and virtual nonenhanced (VNE) images in patients undergoing dual-energy computed tomography (DECT) of the liver.

Materials and methods. Twenty consecutive patients (mean age 54.7±19.9 years) prospectively underwent abdominal DECT to assess the liver using a triphasic protocol consisting of precontrast, arterial-phase and portal-phase acquisitions. Exclusion criteria were allergy to iodinated contrast material, impaired renal function and a body mass index (BMI) >35 kg/m². The DE portal-phase acquisition was performed with automatic dose modulation (CARE Dose 4D). Nonionic iodinated contrast material (Iomeron 400) was administered at 0.625 gI/kg with a flow rate of 3.5 ml/s. Axial VNE images were reconstructed based on the portal data set using a collimation and an increment of 5 mm and were compared with TNE images reconstructed with the same parameters. The average image quality and noise were analysed by two radiologists in separate reading sessions.

Results. No statistically significant difference ($p>0.05$) in image quality was observed between VNE (4.00±0.85) and TNE images (4.35±0.58). A sufficient diagnostic quality was found in 95.0% (19/20) of VNE images and in 100% of TNE images. No statistically significant difference ($p<0.05$) was observed in the average image noise of VNE (9.5±0.7) and TNE (12.3±1.1) images.

Riassunto

Obiettivo. Lo scopo di questo lavoro è di valutare la qualità ed il rumore delle immagini pre-contrasto reali (PCR) e virtuali (PCV) in pazienti sottoposti a tomografia computerizzata dual energy (TCDE) del fegato.

Materiali e metodi. Sono stati studiati prospettivamente venti pazienti consecutivi (età media 54,7±19,9 anni) mediante TCDE addominale per lo studio del fegato con l'acquisizione di un protocollo trifasico comprendente una fase pre-contrastografica, arteriosa e portale. I criteri di esclusione erano: allergia al mezzo di contrasto, nefropatia e body mass index (BMI)>35 kg/m². L'acquisizione portale è stata effettuata in modalità dual energy con una modulazione automatica della dose (CARE Dose 4D). È stato somministrato un mezzo di contrasto non ionico ad una dose di 0,625 gI/kg con un flusso di 3,5 ml/s. Dal data-set portale sono state ricostruite delle immagini PCV utilizzando una collimazione ed un incremento di 5 mm e sono state comparate con le immagini PCR ricostruite con i medesimi parametri. La qualità media delle immagini ed il rumore sono stati misurati da due radiologi in differenti sedute di refertazioni.

Risultati. Non è stata osservata nessuna differenza statisticamente significativa ($p>0,05$) tra la qualità delle immagini PCR (4,35±0,58) e PCV (4,00±0,85). Una qualità diagnostica sufficiente è stata osservata in totale nel 95,0% (19/20) delle immagini PCV e nel 100% delle

Conclusions. Abdominal DECT allows acquisition of liver VNE images with similar image quality and lower noise than TNE. Nevertheless, a few technical limitations related to the small field of view of the second detector in patients with a high BMI and heterogeneous iodine subtraction restrict the application of this technique to selected patients only.

Keywords Dual-energy computed tomography · Liver · Iodine · Radiation dose

immagini reali. Non è stata osservata una differenza statisticamente significativa ($p>0,05$) nel rumore medio delle immagini PCV ($9,5\pm0,7$) e PCR ($12,3\pm1,1$).

Conclusioni. Le immagini PCV ottenute con tecnica DE dimostrano una qualità sovrapponibile a quella delle immagini PCR e presentano inoltre una minore rumorosità. Nonostante ciò, la presenza di alcune limitazioni tecniche correlate al field of view (FOV) ridotto del secondo detettore nei pazienti con elevato BMI e ad una non omogenea sottrazione dello iodio limitano l'applicabilità della tecnica a pazienti selezionati.

Parole chiave Tomografia computerizzata a doppia energia · Fegato · Rimozione iodio · Dose radiazione

Introduction

Dual-energy computed tomography (DECT) is based on the simultaneous acquisition of two data sets of the body area under study using different voltage (80 kV and 140 kV). Unlike single-energy CT, where image acquisition is based on attenuation of the radiation beam by anatomical structures having different densities, DECT with the use of a high- and low-energy radiation beam allows one to distinguish among chemical elements having different absorption spectra based on atomic number and therefore to differentiate among materials with similar density but different atomic composition [1, 2]. Although the initial studies on DE acquisition date back to the 1970s, the technology has only recently been incorporated into clinical practice due to technical obstacles [3, 4]. Currently, the diagnostic applications of DECT include evaluation of hepatic and cardiac iron concentration, differentiation of calcium from iodine and thus optimisation of automated bone-subtraction algorithms in vascular studies, identification of uric acid stones and assessment of tissue distribution of iodine in perfusion studies [5–10].

The ability to differentiate iodine from other materials makes it possible to subtract iodine from contrast-enhanced images to obtain virtual nonenhanced images (VNE). Acquisition of true nonenhanced images (TNE) could therefore be avoided, thereby reducing radiation dose to the patient. This is particularly important in multiphasic protocols for liver imaging [11, 12], especially during follow-up and in young patients.

The purpose of this study was to evaluate the quality and noise of VNE and TNE images in patients undergoing DECT of the liver.

Introduzione

La tomografia computerizzata (TC) a doppia energia (TCDE) si basa sull'acquisizione contemporanea di due data-set a differente voltaggio (80 e 140 kV) del distretto corporeo in esame. A differenza della TC a singola energia, in cui l'acquisizione dell'immagine è basata sull'attenuazione del fascio di radiazioni a seconda della differente densità delle strutture in esame, l'utilizzo di due fasci di radiazioni ad alta e bassa energia permette di distinguere elementi chimici che presentano un differente spettro di assorbimento in base al numero atomico, distinguendo quindi materiali con simile densità ma composizione atomica differente [1, 2]. Gli studi iniziali sull'acquisizione DE risalgono agli anni settanta, ma a causa di ostacoli tecnici solo recentemente è stato possibile integrare tale tecnologia nella pratica clinica [3, 4]. Attualmente le applicazioni diagnostiche della TCDE permettono di valutare l'accumulo di ferro epatico e cardiaco, di distinguere il calcio dallo iodio permettendo di ottimizzare gli algoritmi di sottrazione automatica dell'osso negli studi vascolari, di riconoscere i calcoli di acido urico e di valutare la distribuzione tissutale dello iodio negli studi perfusionali [5–10].

La possibilità di distinguere lo iodio da altri materiali ne rende inoltre possibile la sottrazione dall'immagine post-contrastografica, ottenendo così delle immagini pre-contrastografiche virtuali (PCV). In tal modo sarebbe possibile evitare l'acquisizione d'immagini pre-contrastografiche reali (PCR) riducendo quindi la dose di radiazioni somministrata al paziente; tale aspetto riveste una particolare importanza nei protocolli di studio multifasici del fegato [11, 12], specialmente in corso di follow-up e nei soggetti giovani.

Materials and methods

Patient population

Between February and March 2009, 20 consecutive patients underwent abdominal DECT of the liver. The study population comprised 14 men and six women with a mean age of 54.7 ± 19.9 years, mean height of 172 ± 8 cm (range 158–187 cm), mean weight of 83 ± 10 kg (range 65–108 kg) and mean body mass index (BMI) of $28.1 \text{ kg/m}^2 \pm 2.4$ (range 24.7–31.5 kg/m^2) (Table 1). Indications for DECT were predominantly the study of focal liver lesions and the follow-up of patients with secondary lesions. Exclusion criteria were allergy to iodinated contrast material, nephropathy (serum creatinine level $>120 \text{ mmol/L}$) and BMI $>35 \text{ kg/m}^2$. Approval of the local ethics committee was not required, as we used a previously validated protocol; however, approval of the department's internal committee was sought. The study was conducted in accordance with the principles of the Declaration of Helsinki, and all patients gave their written informed consent.

DECT Protocol

The study was performed using a DECT scanner (Somatom Definition, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany). Whenever possible, patients were positioned with the liver in the centre of the field of view of the second detector (FOV B). All phases were acquired in the cranio-caudal direction from the hepatic dome to the iliac crest using an automatic dose modulation system (CARE Dose

Lo scopo del presente lavoro è di valutare la qualità ed il rumore delle immagini PCV e PCR in pazienti sottoposti a TCDE del fegato.

Materiali e metodi

Popolazione di pazienti

Sono stati studiati nel periodo compreso tra febbraio e marzo 2009 venti pazienti consecutivi mediante TCDE addominale per lo studio del fegato. La popolazione in esame era composta da 14 maschi e 6 femmine con età media $54,7 \pm 19,9$ anni, altezza media 172 ± 8 cm (range 158–187 cm), peso medio 83 ± 10 kg (range 65–108 kg), body mass index (BMI) medio $28,1 \text{ kg/m}^2 \pm 2,4$ (range 24,7–31,5 kg/m^2) (Tabella 1). Le indicazioni all'esame riguardavano prevalentemente lo studio di lesioni focali epatiche o il follow-up di pazienti con lesioni secondarie. Sono stati utilizzati i seguenti criteri di esclusione: allergia al mezzo di contrasto (Mdc) iodato, nefropatia (creatinina $>120 \text{ mmol/l}$) e BMI $>35 \text{ kg/m}^2$. Non è stato richiesto il permesso della Commissione Etica locale dato che è stato utilizzato un protocollo di studio validato in letteratura. È stato comunque richiesto il consenso della commissione interna al dipartimento. Lo studio è stato condotto in accordo con i principi della dichiarazione di Helsinki. Tutti i soggetti esaminati hanno fornito il consenso informato scritto.

Protocollo TCDE

Lo studio è stato effettuato utilizzando una TCDE (Somatom Definition, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germania). I pazienti sono stati posizionati quando possibile con il fegato al centro del field of view (FOV) del secondo detettore (FOV B). Tutte le fasi sono state acquisite in direzione cranio-caudale dalla cupola epatica sino alla cresta iliaca. Tutte le acquisizioni sono state effettuando utilizzando un sistema automatico di modulazione della dose (CARE Dose 4D, Siemens Medical Solutions). Inizialmente, è stata acquisita una scansione pre-contrastografica dell'addome utilizzando la seguente configurazioni di detettori: collimazione $64 \times 0,6 \text{ mm}$, pitch 1,2, voltaggio del tubo 120 kVp, 240 mAs come valore di riferimento e modulazione automatica della dose. Conseguentemente, è stato somministrato tramite un iniettore a doppia testa del mezzo di contrasto iodato (Iomeron 400, 400 mgI/ml, Bracco, Milano) ad un flusso di 3,5 ml/s, il tutto seguito da 50 ml di soluzione salina. È stata utilizzata una dose di 0,625 gI/kg [13, 14] con un limite inferiore di 100 ml per i pazienti di peso minore di 60 kg ed un limite superiore di 130 ml per pazienti di peso maggiore di 85 kg. Per monitorare il

Table 1 Demographic data

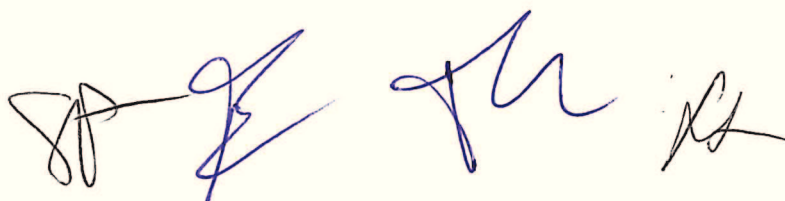
Demographic data

Men/women	14/6
Age (years)	54.7 ± 19.9
Height (cm)	172 ± 8
Weight (kg)	83 ± 10
Body mass index (kg/m^2)	28.1 ± 2.4

Tabella 1 Dati demografici

Caratteristiche demografiche

Maschi/femmine	14/6
Età (anni)	$54,7 \pm 19,9$
Altezza (cm)	172 ± 8
Peso (kg)	83 ± 10
Body mass index (kg/m^2)	$28,1 \pm 2,4$



4D, Siemens Medical Solutions). Firstly, an abdominal nonenhanced scan was taken with the following detector configurations: collimation 64×0.6 mm, pitch 1.2, tube voltage 120 kVp, reference value 240 mAs and automatic dose modulation. Subsequently, iodinated contrast material (Iomeron 400, 400 mgI/ml, Bracco, Milan, Italy) was administered via a dual-head injector at a flow rate of 3.5 ml/s, followed by 50 ml of saline solution. A dose of 0.625 gI/kg [13, 14] was used, with a lower limit of 100 ml for patients <60 kg and an upper limit of 130 ml for those >85 kg. The bolus tracking technique was used to monitor the arrival of contrast material in a region of interest (ROI) placed at the level of the abdominal aorta just below the diaphragm. The scan started 18 s after the attenuation threshold of 100 HU was reached to obtain a late arterial phase, and a second DE acquisition was performed 70 s after contrast administration to obtain portal-phase images. Arterial acquisition was performed using a single tube with a voltage of 120 kVp, 200 mAs, pitch 1.2 and a detector collimation of 64×0.6 mm. Portal acquisition was obtained using the DE mode with tube A working with a peak voltage of 140 kVp and a reference value of 96 mAs and tube B with a peak voltage of 80 kVp and a reference value of 404 mAs. For both tubes, a detector collimation of 14×1.2 mm and a pitch of 0.55 mAs were applied. Although a 64×0.6-mm collimation can be used in DE mode, a value of 14×1.2 mm is generally preferred, as it allows significant noise reduction since the external detector row is used to correct the scatter effect.

Image reconstruction and analysis

TNE and VNE images were reconstructed using 5-mm collimation and increment. Data sets obtained at 80 kV and 140 kV of the DE portal phase were transferred to a dedicated external workstation for DECT postprocessing (Dual Energy Syngo, Siemens Medical Solutions), and iodine was subtracted using a liver analysis application (Liver VNC) (Fig. 1). To generate the VNE image, the system's standard values were applied in the attenuation of soft and fat tissues (Fig. 2). The 5-mm VNE and TNE axial images were sent to a dedicated workstation (Leonardo, Siemens Medical Solutions) and analysed separately during different reporting sessions by two experienced abdominal radiologists. The readers were blind to patient data, but they were aware of the type of image, since VNE and TNE can be easily distinguished. The readers first evaluated whether the DE scan included the whole liver, kidneys and spleen and then recorded the number and types of artefacts observed. The quality of liver VNE and TNE images was evaluated on a five-point scale: grade 1 nonevaluable; grade 2 poor quality; grade 3 sufficient quality; grade 4 good quality; grade 5 excellent quality. A score ≥ 3

passaggio del MdC è stata utilizzata la tecnica del bolus tracking con la regione di interesse (ROI) posizionata a livello dell'aorta addominale subito al di sotto della cupola diaframmatica. La scansione è iniziata 18 secondi dopo che è stato raggiunto un valore limite di attenuazione di 100 HU al fine di ottenere una fase arteriosa tardiva ed è stata effettuata una seconda acquisizione in modalità dual energy a 70 s dall'inizio della somministrazione del MdC per ottenere una fase portale. L'acquisizione arteriosa è stata effettuata in modalità singolo tubo con un voltaggio di 120 kVp, 200 mAs, pitch 1,2 ed una collimazione dei detettori di 64×0,6 mm. L'acquisizione portale è stata effettuata in modalità dual energy con il tubo A operante ad una intensità di 140 kVp ed un valore di riferimento di 96 mAs, e dal tubo B ad una intensità di 80 kVp ed un valore di riferimento di 404 mAs; è stata utilizzata per entrambi i tubi una collimazione dei detettori di 14×1,2 mm ed un pitch 0,55 mAs. Nonostante in modalità dual energy sia possibile utilizzare una collimazione di 64×0,6 mm, viene utilizzata routinariamente una collimazione di 14×1,2 mm che permette una significativa riduzione del rumore dato che la fila esterna di detettori viene utilizzata per la correzione dell'effetto scatter.

Ricostruzione ed analisi delle immagini

Sono state ricostruite immagini PCR e PCV utilizzando una collimazione ed un incremento di 5 mm. I data sets a 80 kV e 140 kV della fase portale DE sono stati trasferiti ad una workstation esterna dedicata al post-processing DE (Dual Energy Syngo, Siemens Medical Solutions) e lo iodio è stato sottratto dall'immagine utilizzando una applicazione per l'analisi DE del fegato (Liver VNC) (Fig. 1). Per la genesi dell'immagine PCV sono stati applicati i valori standard del sistema per l'attenuazione dei tessuti molli e del tessuto adiposo (Fig. 2). Le immagini PCV e PCR assiali di 5 mm sono state inviate ad una workstation dedicata (Leonardo, Siemens Medical Solutions) ed analizzate separatamente in differenti sedute di refertazione da due esperti radiologi addominali. I radiologi erano in cieco rispetto ai dati del paziente, erano invece a conoscenza del tipo di immagine dato che le PCV e le PCR sono facilmente distinguibili. Per prima cosa, è stato valutato se la scansione DE includeva interamente il fegato, i reni e la milza. È stato poi registrato il numero e tipo di artefatti osservati. La qualità delle immagini PCV e PCR del fegato è stata valutata mediante una scala graduata in 5 punti: grado 1, immagine non valutabile; grado 2, scarsa qualità dell'immagine; grado 3, immagine di qualità sufficiente; grado 4, immagine di buona qualità; grado 5, immagine di eccellente qualità. Un punteggio ≥ 3 è stato considerato come qualità d'immagine accettabile per un impiego clinico. È stata valutata la concordanza inter-osservatore per la qualità delle

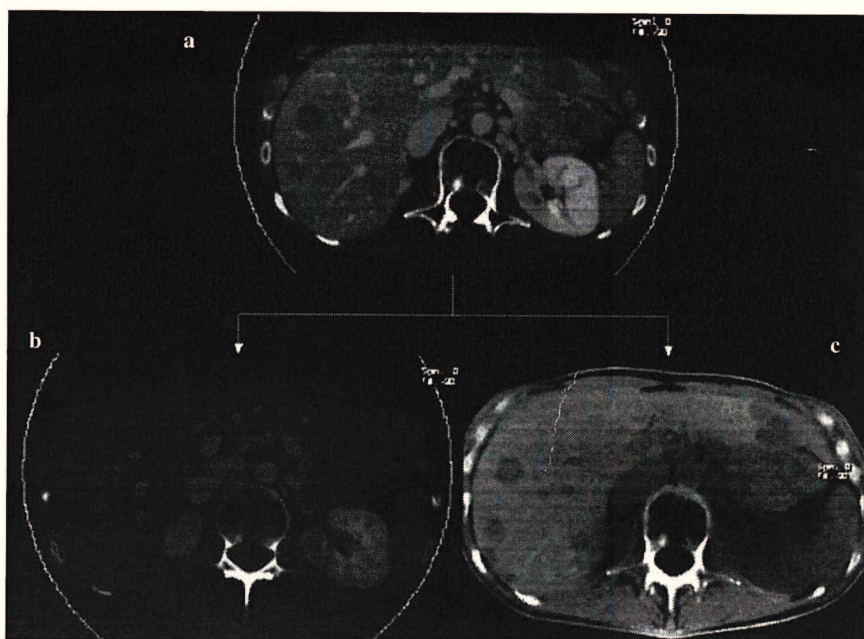


Fig. 1a-c Dual-energy data postprocessing. **a** Dual-energy portal-phase image, **b** fused image of 80 kV and 140 kV data sets with the respective colour map of iodine distribution, **c** virtual nonenhanced image after iodine subtraction.

Fig. 1a-c Post-processing dell'acquisizione dual energy; **a** immagine portale acquisita in modalità DE, **b** immagine di fusione dei data sets a 80 e 140 kV con mappa colorimetrica della distribuzione tissutale di iodio, **c** immagine pre-contrastografica virtuale dopo sottrazione dello iodio.

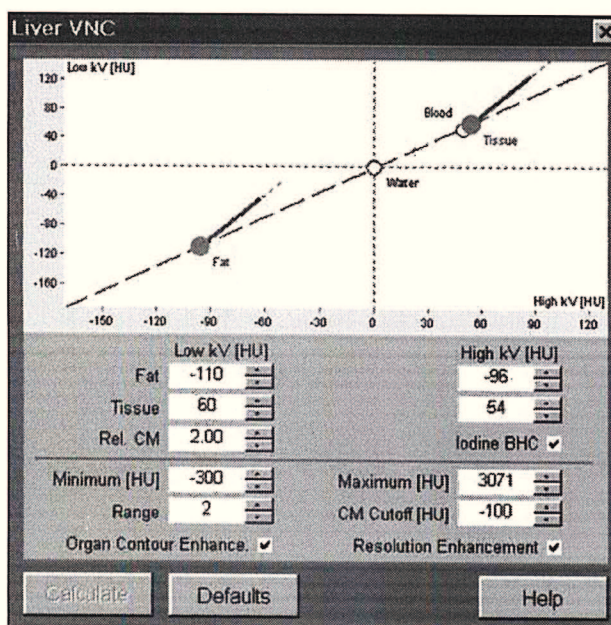


Fig. 2 Standard values applied for analysis of soft-tissue and fat-tissue attenuation.

Fig. 2 Valori standard utilizzati per il calcolo dell'attenuazione dei tessuti molli e del tessuto adiposo.

indicated acceptable image quality for clinical use. Interobserver agreement with regard to image quality was also assessed. The noise in the TNE and VNE images was calculated as the standard deviation for retroperitoneal fat as measured with an ROI of 1 cm².

immagini. Il rumore nelle immagini PCR e PCV è stato calcolato come la deviazione standard del grasso retroperitoneale misurata con una ROI di 1 cm².

Analisi statistiche

Le variabili quantitative della qualità delle immagini sono state espresse come media±deviazione standard (DS) e le variabili categoriche come frequenze e percentuali. La concordanza inter-osservatore per la qualità delle immagini è stata calcolata mediante la kappa (k) di Cohen (<0,20, scarsa concordanza; 0,21–0,40, discreta; 0,41–0,60, moderata; 0,61–0,80, buona; 0,81–1,00, eccellente). Il test t di Student a doppia coda per dati appaiati è stato utilizzato al fine di rilevare eventuali differenze tra la qualità delle immagini ed il rumore dei due gruppi in esame. Un valore di $p < 0,05$ indica una differenza statisticamente significativa. Tutte le analisi statistiche sono state effettuate utilizzando il software statistico SPSS (Versione 14.0, Statistical Package for the Social Sciences - SPSS, Chicago, Illinois, USA).

Risultati

Tutti gli esami di questa serie sono risultati tecnicamente adeguati. In tutti i casi è stato possibile generare immagini PCV.

Una valutazione completa degli organi addominali (fegato, pancreas, milza e reni) stata possibile in 11 pazienti. In 9 pazienti acquisizione il rene di sinistra e la milza non

Statistical analyses

Quantitative variables of image quality were expressed as means $\pm$ standard deviation (SD) and categorical variables as frequencies and percentages. Interobserver agreement with regard to image quality was calculated using Cohen's kappa (κ) (<0.20 poor; 0.21–0.40 fair; 0.41–0.60 moderate; 0.61–0.80 good; 0.81–1.00 excellent agreement). A two-tailed Student's *t* test for paired data was used to detect any differences between image quality and noise in the two groups under study. A value of $p < 0.05$ indicated a statistically significant difference. All statistical analyses were performed with the SPSS statistical software package (version 14.0, Statistical Package for the Social Sciences - SPSS®, Chicago, IL, USA).

Results

All examinations were found to be technically adequate. VNE images could be generated in all cases.

Complete evaluation of abdominal organs (liver, pancreas, spleen, kidneys) was possible in 11 patients. In nine patients, the left kidney and spleen were not entirely included in the scan, and in four patients, the liver could not be studied in its entirety.

Image quality and noise

No statistically significant difference ($p > 0.05$) was observed between the quality of TNE (4.35 ± 0.58) and VNE (4.00 ± 0.85) images. Overall, excellent image quality (grade 5) was obtained in 40.0% (8/20) and 30.0% (6/20) of patients, good quality (grade 4) in 55.0% (11/20) and 45.0% (9/20), sufficient quality (grade 3) in 5.0% (1/20) and in 20.0% (4/20) and poor quality (grade 2) in 5.0% (1/20) of VNE images and in none of the TNE images, respectively. There were no cases of nonevaluable images (grade 1) in either group (Table 2). As a result, quality was acceptable for clinical purposes in 100% of TNE and 95.0% (19/20) of VNE images. Interobserver agreement with regard to image quality was excellent ($\kappa = 0.81$). No statistically significant difference ($p > 0.05$) was observed in mean noise between TNE (12.3 ± 1.1) and VNE (9.5 ± 0.7) images.

Discussion

Our study found no significant difference between image quality of TNE and VNE (Fig. 3). The TNE group, however, contained more examinations deemed to be of excellent quality. The VNE group contained no examinations considered nonevaluable (grade 1) and only 5% of

sono stati completamente compresi nella scansione; in 4 pazienti non è stato possibile studiare interamente il fegato.

Qualità delle immagini e rumore

Non è stata osservata nessuna differenza statisticamente significativa ($p > 0,05$) tra la qualità delle immagini PCR ($4,35 \pm 0,58$) e PCV ($4,00 \pm 0,85$). Complessivamente, è stata osservata un'eccellente qualità dell'immagine (grado 5) nel 40,0% (8/20) e nel 30,0% (6/20) dei pazienti, una buona qualità (grado 4) nel 55,0% (11/20) e nel 45,0% (9/20), una qualità d'immagine sufficiente (grado 3) è stata osservata nel 5,0% (1/20) e nel 20,0% (4/20), una scarsa qualità (grado 2) è stata osservata nel 5,0% (1/20) delle immagini PCV, mentre nessun caso è stato osservato nelle immagini PCR. In nessun gruppo sono state classificate delle immagini come non valutabili (grado 1) (Tabella 2). Quindi una qualità d'esame accettabile per un utilizzo clinico è stata osservata in totale nel 100% delle immagini PCR e nel 95,0% (19/20) delle immagini PCV. La concordanza inter-osservatore per la qualità delle immagini è risultata essere eccellente ($\kappa = 0,81$). Non è stata osservata una differenza statisticamente significativa ($p > 0,05$) nel rumore medio delle immagini PCR ($12,3 \pm 1,1$) e PCV ($9,5 \pm 0,7$).

Discussione

Nel nostro studio non è stata osservata nessuna differenza significativa tra la qualità delle immagini reali e virtuali (Fig. 3). Le immagini reali tuttavia presentavano un numero maggiore di esami di eccellente qualità. Nel caso delle immagini virtuali non sono stati osservati esami non valutabili (grado 1), mentre solo nel 5% dei casi è stata osservata la presenza di una qualità scarsa dell'immagine; tale risultato è stato riscontrato in particolare nei pazienti con un BMI ai limiti superiori dei criteri di inclusione dello studio. I nostri risultati sulla qualità delle immagini concordano quindi con quelli ottenuti da altri gruppi di ricerca per quanto riguarda l'utilizzo delle immagini PCV nella valutazione delle lesioni renali e nell'analisi degli endoleak aortici [15–17].

La rumorosità delle immagini è risultata più elevata nell'acquisizione PCR rispetto a quella virtuale, sebbene tale differenza non sia risultata statisticamente significativa; la minor rumorosità delle immagini virtuali è da ascrivere all'utilizzo di filtri aggiuntivi durante il post-processing che determinano una riduzione del rumore di fondo [15]. In altri studi presenti in letteratura tale differenza è risultata significativa e riteniamo che il nostro dato sia da ricondursi al numero non elevato di pazienti in esame.

In quasi il 50% dei pazienti l'acquisizione DE non ha tuttavia permesso una completa copertura degli organi

Table 2 Average image quality and noise of true nonenhanced (TNE) and virtual nonenhanced (VNE) images

Quality	TNE	VNE
Not evaluable	0	0
Poor	0	5.0%
Sufficient	5.0%	20.0%
Good	55.0%	45.0%
Excellent	40.0%	30.0%
Mean $\pm$ SD	4.35 $\pm$ 0.58	4.00 $\pm$ 0.85
Noise $\pm$ SD	12.3 $\pm$ 1.1	9.5 $\pm$ 0.7

SD, standard deviation

Tabella 2. Qualità media e rumore delle immagini pre-contrasto virtuali (PCV) e reali (PCR)

Qualità	PCR	PCV
Non valutabile	0	0
Scarsa	0	5,0%
Sufficiente	5,0%	20,0%
Buona	55,0%	45,0%
Eccellente	40,0%	30,0%
Media $\pm$ DS	4,35 $\pm$ 0,58	4,00 $\pm$ 0,85
Rumore $\pm$ DS	12,3 $\pm$ 1,1	9,5 $\pm$ 0,7

DS, deviazione standard

poor-quality images, in particular, in patients with a BMI close to the upper limits of our inclusion criteria. Our results with regard to image quality therefore agree with those reported by other research groups who investigated the use of TNE images in the evaluation of kidney lesions and in the analysis of aortic endoleaks [15–17].

Image noise was higher in TNE as opposed to VNE acquisitions, although this difference was not statistically significant; the lower noise of virtual images can be attributed to the use of additional filters in postprocessing, which lead to lower background noise [15]. In other previous reports, this difference was significant, and we believe that our result can be attributed to the small number of patients examined.

In almost 50% of patients, DECT acquisition did not, however, provide coverage of all abdominal organs, because for geometrical reasons, the second tube has an FOV of only 26 cm, i.e. insufficient to cover the whole abdomen, except in patients with a low BMI. In particular, when centring the scan on the liver, coverage of the spleen and the left kidney appears problematic; additionally, acquisition of the left lobe may be incomplete in patients with enlarged liver.

Finally, as shown in our study, the DE technique can generate VNE images of the liver of a quality comparable with that of true images and with less noise. As a result, the need for a nonenhanced phase would disappear, leading to a

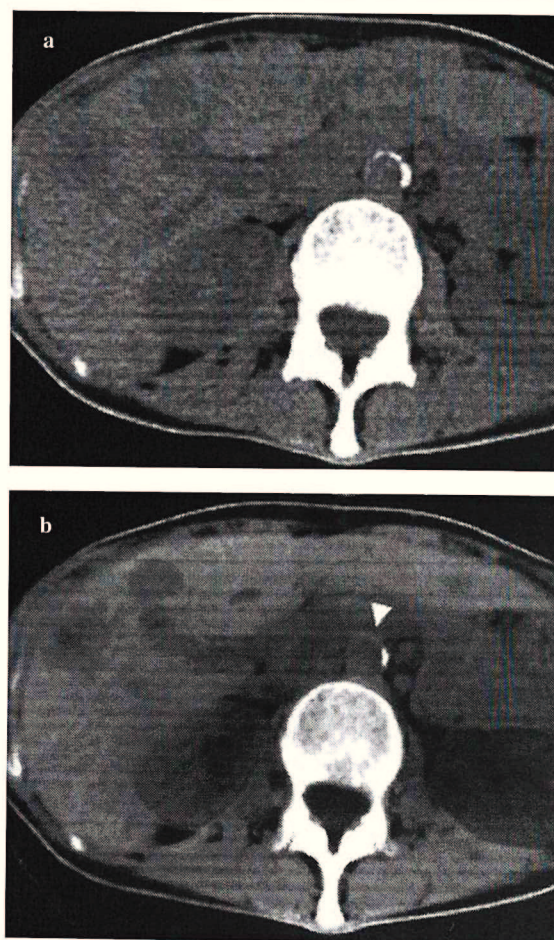
**Fig. 3a,b** Comparison between **a** true and **b** virtual nonenhanced images. Incorrect subtraction of an aortic calcified plaque (arrow) can be observed.

Fig. 3a,b Confronto tra le immagini reali (a) e virtuali (b) pre-contrastografiche. Si apprezza un'erronea sottrazione del calcio della parete aortica (freccia).

addominali, tale risultato è dovuto al fatto che per motivi geometrici il secondo tubo presenta un FOV di soli 26 cm che risultano insufficienti a coprire l'intero addome se non in pazienti con un BMI basso. In particolare, effettuando un centraggio mirato allo studio del fegato risulta problematica la copertura della milza e del rene di sinistra; inoltre nei pazienti con un fegato di volume aumentato può risultare incompleta anche l'acquisizione del lobo di sinistra.

In conclusione, come dimostrato dal nostro studio, con la tecnica DE è possibile ottenere delle immagini PCV del fegato di qualità sovrapponibile a quella delle immagini reali e con una minor rumorosità. In tal modo verrebbe meno la necessità di acquisire una fase pre-contrastografica e sarebbe quindi possibile ottenere una significativa riduzione della dose somministrata al paziente, compresa, come riportato da precedenti lavori, tra il 35,05% ed il 61% [15–17] a seconda del protocollo utilizzato. Tale risultato riveste una particolare importanza negli studi di follow-up,

SP *[signature]* *[signature]*

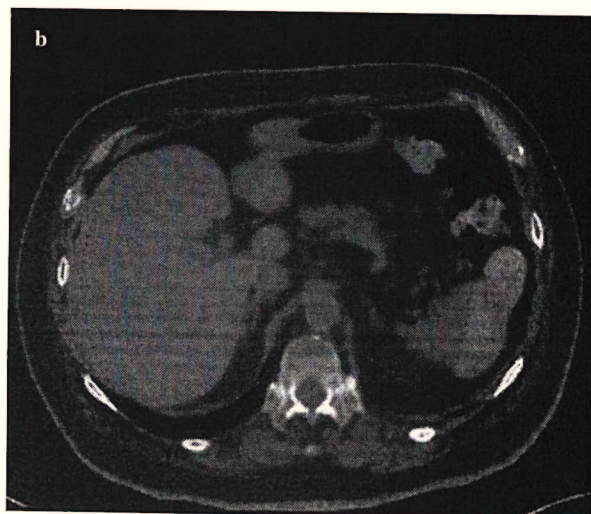


Fig. 4a,b Incomplete evaluation of the **a** right liver lobe and **b** spleen due to high body mass index and incorrect patient positioning.

Fig. 4a,b Valutazione incompleta del lobo destro del fegato (**a**) e della milza (**b**) in paziente con BMI elevato ed incorretto centraggio.

significant reduction in radiation dose to between 35.05% and 61% [15–17], depending on the protocol used, as previously reported. This result is particularly important in follow-up studies, especially in young patients, considering the large number of requests for CT scans in the general population.

However, the application of this technique is restricted to selected patients only owing to several technical limitations, including reduced FOV of the second tube, which precludes complete evaluation of all abdominal organs except in patients with a low BMI (Fig. 4) and the incomplete subtraction of iodine in particular when the concentration of contrast material is high (Fig. 5). A further limitation, as

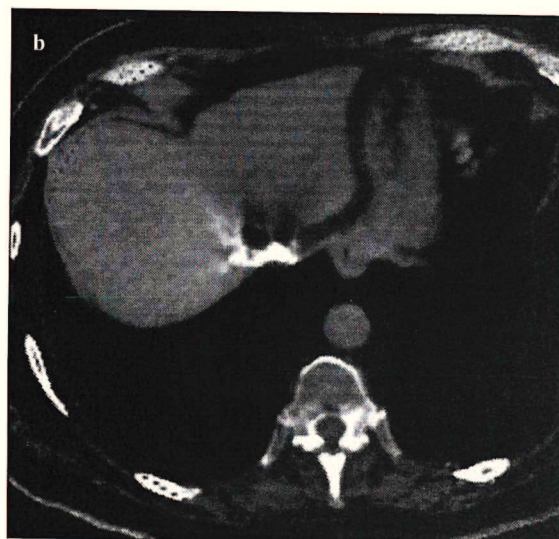
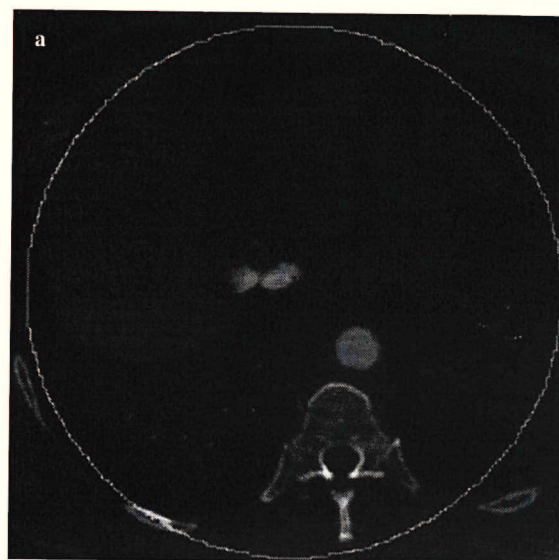


Fig. 5a,b Heterogeneous iodine subtraction at the level of the inferior vena cava) pre- and **b** postsubtraction.

Fig. 5a,b Non omogenea sottrazione dello iodio a livello della vena cava inferiore, **a** pre- e **b** post-sottrazione.

in particolare nei soggetti giovani, soprattutto in considerazione dell'elevata richiesta di esami TC a cui è attualmente sottoposta la popolazione in generale.

Tuttavia, alcune limitazioni tecniche quali il ridotto FOV del secondo tubo che non permette una completa valutazione di tutti gli organi addominali se non in pazienti con basso BMI (Fig. 4) e l'incompleta sottrazione dello iodio, in particolare quando è presente una elevata concentrazione del mezzo di contrasto (Fig. 5), limitano l'applicazione della tecnica solo in pazienti selezionati. Un'ulteriore limitazione della metodica, come riportato anche da altri autori [16, 17], è rappresentata dall'erronea sottrazione del calcio nelle immagini DE (Fig. 3) che potrebbe essere responsabile

reported by other authors [16, 17], is the incorrect subtraction of calcium in DE images (Fig. 3), which might account for diagnostic pitfalls where no true images are available.

The main shortcomings of this study are the small number of patients and the use of a different collimation, due to technical limitations, of DE acquisitions (14×1.2 mm) compared with nonenhanced (64×0.6) scans, which might have affected our assessment of image quality and noise.

Conclusions

VNE images obtained with the DE technique show a quality comparable with that of TNE images, and they are also less susceptible to noise. Despite a few technical limitations in patients with a high BMI related to the smaller FOV of the second detector and to heterogeneous iodine subtraction, this approach would make acquisition of nonenhanced phases unnecessary, thereby significantly reducing radiation dose to the patient.

Conflict of interest None

References/Bibliografia

- Godoy MCB, Naidich DP, Marchiori E et al (2009) Basic principles and postprocessing techniques of dual-energy CT: illustrated by selected congenital abnormalities of the thorax. *J Thorac Imaging* 24:152–159
- Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M et al (2007) Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 17:1510–1517
- Genant HK, Boyd D (1977) Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 12:545–551
- Avrin DE, Macovsky A, Zatz LE (1978) Clinical application of Compton and photo-electric reconstruction in computed tomography: preliminary results. *Invest Radiol* 13:217–222
- Hazirolan T, Akpinar B, Ünal S et al (2008) Value of dual energy computed tomography for detection of myocardial iron deposition in thalassaemia patients: initial experience. *Eur J Radiol* 68:442–445
- Thieme SF, Becker CR, Hacker M et al (2008) Dual energy CT for the assessment of lung perfusion – correlation to scintigraphy. *Eur J Radiol* 68:369–374
- Scheffel H, Stolzmann P, Frauenfelder T et al (2007) Dual-energy contrast-enhanced computed tomography for the detection of urinary stone disease. *Invest Radiol* 42:823–829
- Chae EJ, Song JW, Seo JB et al (2008) Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: initial experience. *Radiology* 249:671–681
- Graser A, Johnson TR, Chandarana H, Macari M (2009) Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol* 19:13–23
- Yeh BM, Shepherd JA, Wang ZJ et al (2009) Dual-energy and low-kVp CT in the abdomen. *AJR Am J Roentgenol* 193:47–54
- Scialpi M, Volterrani L, Mazzei MA et al (2009) Small (≤ 2 cm) atypical hepatic haemangiomas in the non-cirrhotic patient: pattern-based classification scheme for enhancement at triple-phase helical CT. *Radiol Med* 114:935–947
- Golfieri R, Marini E, Bazzocchi A et al (2009) Small (≤ 3 cm) hepatocellular carcinoma in cirrhosis: the role of double contrast agents in MR imaging vs. multidetector-row CT. *Radiol Med* 114:1239–1266
- Heiken JP, Brink JA, McClellan BL et al (1995) Dynamic incremental CT: effect of volume and concentration of contrast material and patient weight on hepatic enhancement. *Radiology* 195:353–357
- Brink JA, Heiken JP, Forman HP et al (1995) Hepatic spiral CT: reduction of dose of intravenous contrast material. *Radiology* 197:83–88
- Graser A, Johnson TR, Hecht EM et al (2009) Dual-Energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 252:433–440
- Chandarana H, Godoy MC, Vlahos I et al (2008) Abdominal aorta: evaluation with dual-source dual-energy multidetector CT after endovascular repair of aneurysms – initial observations. *Radiology* 249:692–700
- Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T et al (2008) Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: detection with dual-energy dual-source CT. *Radiology* 249:682–691

di pitfall diagnostici in assenza di immagini reali.

I limiti maggiori dello studio sono rappresentati dal basso numero di pazienti e dall'utilizzo di una differente collimazione, dovuto a limitazioni tecniche, dell'acquisizione DE (14×1,2 mm) rispetto a quella pre-contrastografica (64×0,6) che potrebbe aver influito sulla valutazione della qualità dell'immagine e del rumore.

Conclusioni

Le immagini PCV ottenute con tecnica DE dimostrano una qualità sovrapponibile a quella delle immagini PCR e presentano inoltre una minore rumorosità. Nonostante la presenza di alcune limitazioni tecniche nei pazienti con elevato BMI correlate al FOV ridotto del secondo detettore e ad una inhomogenea sottrazione dello iodio, tale approccio permetterebbe di evitare l'acquisizione di una fase pre-contrastografica riducendo significativamente la dose somministrata al paziente.



La tomografia computerizzata (TC) a doppia energia (TCDE) si basa sull'acquisizione contemporanea di due data-set a differente voltaggio (80 e 140 KV) del distretto corporeo in esame. A differenza della TC a singola energia, in cui l'acquisizione dell'immagine è basata sull'attenuazione del fascio di radiazioni a seconda della differente densità delle strutture in esame, l'utilizzo di due fasci di radiazioni ad alta e bassa energia permette di distinguere elementi chimici che presentano un differente spettro di assorbimento in base al numero atomico, distinguendo quindi materiali con simile densità ma composizione anatomica differente.

La tomographie double énergie calculée par ordinateur est basée de l'acquisition en même temps de deux séries de données à voltage distinct (80 e 140 kV) de la partie du corps devant être examiné.

Contrairement au CT simple énergie, où l'acquisition de l'image est basée sur l'atténuation du faisceau de rayonnement en fonction de la densité différente des structures examinées, l'utilisation de deux faisceaux de rayonnement haute et basse énergie permet de distinguer les éléments chimiques qui ont un spectre d'absorption différent basé sur le nombre atomique, distinguant ainsi les matériaux ayant une densité similaire mais une composition atomique différente.

Dual-energy computed tomography (DECT) is based on the simultaneous acquisition of two data sets of body area under study using different voltage (80 kV and 140 kV). Unlike single-energy CT, where image acquisition is based on attenuation of the radiation beam by anatomical structures having different densities, DECT with the use of high- and low-energy radiation beam allows one to distinguish among chemical elements having different absorption spectra based on anatomic number and therefore to differentiate among material with similar density but different atomic composition.



Allegato n.3 al verbale del 7.8.2018

COGNOME	NOME	DATA CONVOCAZIONE	ORA CONVOCAZIONE	TIPO E NUMERO DEL DOCUMENTO	NOTE
CARLUCCI	STEFANO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30		
DUTTO	OSCAR	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AT0332587 CARABUIG	
GENTILESCHI	ALESSIA	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AX1875951 CASTIGLIONE IN TEVERINA	
MANCIABOTTI	MARTINA	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30		
MARCUCCI	LORENZO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	parte GR511974K GASSANO	
MARINO	MARTINA	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AX566501P CHIERI	
MASSARELLI	SIMONE	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AT1224765 TENI	
MESSINA	VINCENZO FEDERICO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AT3003023 CANICATTI	
MOLENDINI	BENITO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AR287721P NATUGERO	
NARDELLI	GIANLUCA ROCCO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	parte VX507054C PORTA	
NICOLO'	MARCO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf H00019865 VENTURIT RETE	
PALLADINO	ESPEDITO FRANCESCO PIO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AR8223639 SAN GIOVANNI ROTONDO	
PALUMBO	MATTEO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AS2280278 SAN GIOVANNI ROTONDO	
PEDRETTI	FABIO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AS612454P OTTO BARDI TENRE	
PEREGO	MATTEO	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AU1066648 BALLATE	
PICCICHE'	MARIA CLARA	martedì 7 agosto 2018	ore 8,30	cf AY5741482 ALCATO	
GEROSA	ANDREA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	cf AX9800862 FERRO	
RONCONI	ILARIA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	cf AY0156456 TIRREZE	
SAAD	IMAN	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	cf AR7362242 DORTA	
SBERNA	ALESSANDRO GIUSEPPE	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	cf AS2639285 SAN CATALDO	
SCIAFANI	ELENA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	ASSENTE	

SP qd TC No

SIGNORELLI	MARIA GIOVANNA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AU0369552 PARENNA	
STEFANO	VALERIO	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AV0968639 SANTI PAOLA C.V.	
SZYMLA	CLAUDIA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AR5332158 BARDI S. GIACOMO	
TEDONE	STEFANO	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AV2444066 TRANI	
TODESCO	GIUDITTA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AT7699585 GRANO DI VITTORELLA	
TREMOLADA	VALENTINA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AR5878542 BIANCONI	
TURRICCHIA	FEDERICO	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE CA43588AD COCCICCI	
VALENTE	DANIELA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AO2527514 BISCIONE	
VINCI	ALESSIA	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AR3749232 SCARCA	
ZULIANI	ALESSANDRO	martedì 7 agosto 2018	ore 11,00	CE AR5631699 BARDI GIOVANNI	

