



1° Congresso Nazionale ANFeA
Roma, Auditorium ISPRA
1 e 2 dicembre 2011



**POSTPROCESSING IN MAMMOGRAFIA DIGITALE:
È OPPORTUNO IL COMMISSIONING NELLA ACQUISIZIONE DI
NUOVI SISTEMI?**

Silvia Trivisonne¹; Enrico Pofi²; Maria Teresa Strassera³; Emiliana Pannega²;
Leonardo Chiatti¹; Alessia Anitori¹; Alessandra Ricci¹

- (1) U.O. Fisica Sanitaria AUSL Viterbo, Viterbo
(2) U.O. Diagnostica per Immagini Belcolle, AUSL Viterbo;
(3) U.O. Diagnostica e Prevenzione Senologica, AUSL Viterbo;

fisica.san@asl.vt.it

INTRODUZIONE

L'algoritmo di elaborazione delle immagini digitali gioca un ruolo fondamentale nel determinarne la qualità.

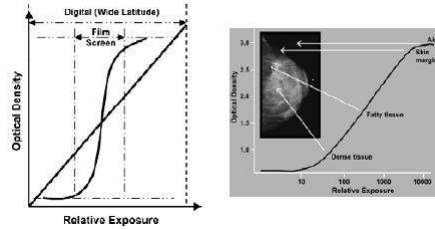
Nel protocollo della Commissione Europea sullo screening mammografico, quarta edizione, è infatti considerato come una parte fondamentale della catena di formazione dell'immagine:

The imaging chain in digital mammography can be divided into three independent parts:

- 1. Image acquisition, which includes the X-ray generation, the image receptor and (for some systems) image receptor corrections.*
- 2. Image processing, which includes the image processing software.*
- 3. Image presentation, including monitor, image presentation software, printer and viewing box.*

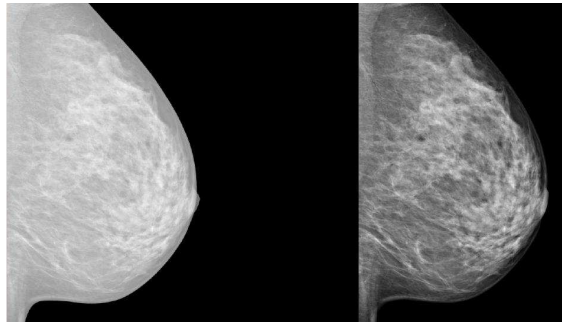
L'algoritmo di elaborazione andrebbe pertanto incluso nel programma di controlli di qualità; attualmente, però, non esistono indicazioni sulle valutazioni da eseguire.

INTRODUZIONE



I detettori digitali hanno una risposta lineare al variare della dose, con latitudine molto ampia, ma con contrasto molto basso.

Di conseguenza, l'immagine nativa (raw) deve essere rielaborata per esaltare i dettagli importanti dell'immagine



INTRODUZIONE

In fase di post-processing l'algoritmo può essere modificato, regolando attraverso numerosi parametri la scala dei grigi, il contrasto, il grado di soppressione del rumore e di esaltazione dei contorni, in modo da ottimizzare l'aspetto dell'immagine mammografica secondo le indicazioni del medico radiologo.

La diversa regolazione dei parametri dell'algoritmo può influenzare in maniera importante l'aspetto dell'immagine mammografica.

Potrebbe quindi essere opportuno aggiungere al test di accettazione dei sistemi mammografici digitali una fase di commissioning per la ricerca dei parametri ottimali di post elaborazione.

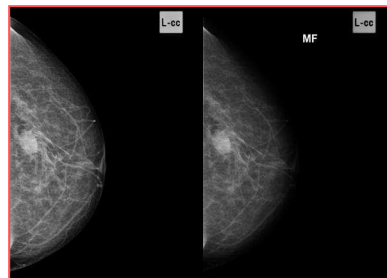


Figura 1: immagine rielaborata con due diversi set di parametri di post-processing

Scopo di questo lavoro è esplorare il contributo che valutazioni basate su fantoccio possono recare a tale processo di ottimizzazione.

MATERIALI E METODI

Tre diversi modi di visualizzazione dell'immagine sono stati selezionati sulla base del giudizio derivato dall' esame visuale di immagini cliniche da parte di tre distinti radiologi.

I tre modi sono definiti da un diverso insieme dei parametri di post-processing (latitudine, contrasto, luminosità); ciascun insieme viene denominato brevemente **curva**.

L'immagine del fantoccio TOR MAS è stata rielaborata con le tre curve.

Sulle tre immagini del fantoccio sono stati tracciati i profili di segnale sugli inserti ad alto contrasto (microcalcificazioni) e su quelli a basso contrasto (masse ipodense).

A partire dai profili di segnale sono stati determinati e confrontati gli indicatori di qualità.

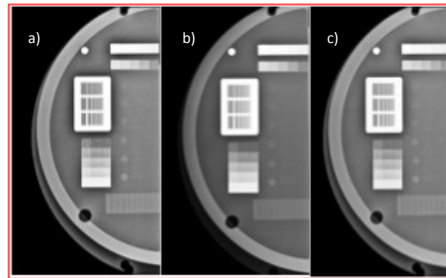


Figura 2: immagine rielaborata del fantoccio TOR MAS con curva 1 (a), curva 2 (b) e curva 3 (c)

MATERIALI E METODI

- 1) *indice di contrasto IC%*: differenza fra il segnale sull'inserto (S) ed il segnale sul fondo (S_0), normalizzata rispetto al fondo;

$$IC\% = \frac{S - S_0}{S_0} \cdot 100$$

- 2) *rapporto contrasto-rumore CNR*: differenza fra il segnale sull'inserto (S) ed il segnale sul fondo (S_0) divisa per la media quadratica del valore corrispondente del rumore (SD ed SD_0 rispettivamente).

Segnale = media dei valori dei pixel in una regione di interesse del fantoccio;
Rumore = deviazione standard del segnale.

$$CNR = \frac{S - S_0}{\sqrt{\frac{SD^2 + SD_0^2}{2}}}$$

La procedura è stata ripetuta su immagini cliniche, per verificare la misurabilità di tali indicatori in condizioni cliniche.

I risultati ottenuti sono stati confrontati con il giudizio clinico sulle diverse rielaborazioni espresso da un secondo gruppo di cinque radiologi diversi dai precedenti.

Valutazioni su fantoccio

RISULTATI

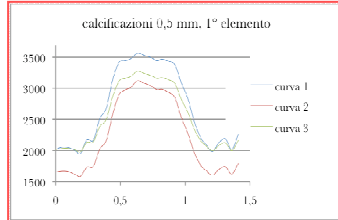


Figura 3: profili sugli inserti piccoli ad alto contrasto (microcalcificazioni) e tabella relativa.

Tabella 1: indici di qualità in funzione per i dettagli ad alto contrasto (a: serie da 0,5 mm; b: serie da 0,25 mm)

	Curva 1		Curva 2		Curva 3	
	a	b	a	b	a	b
IC%						
Serie 0,50 mm	68	22	81	21	56	16
Serie 0,25 mm	57	30	60	28	43	21
Rumore						
Serie 0,50 mm	92	81	63	54	61	50
Serie 0,25 mm	98	116	66	78	61	73
CNR						
Serie 0,50 mm	20	4,9	23	5,3	22	5,4
Serie 0,25 mm	16	7	19	7	18	7

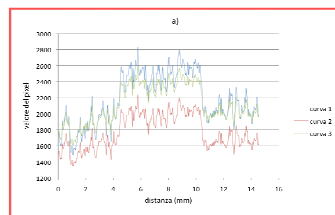


Tabella 2: indici di qualità per i dettagli a basso contrasto

	Curva 1		Curva 2		Curva 3	
	a	b	a	b	a	b
IC%	25	12	21	9	20	9
Rumore	136	132	85	88	92	88
CNR	2,76	1,85	2,76	1,67	2,97	2,10

Figura 4: profili relativi agli inserti di basso contrasto (masse ipodense) e tabella relativa.

Valutazioni su pazienti

RISULTATI

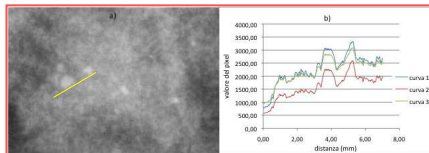


Figura 5: paziente n° 1, microcalcificazioni benigne (a), profilo lungo la linea gialla (b) e tabella. Sono evidenti nei profili i due picchi di segnale associati alle microcalcificazioni; gli indicatori di qualità sono stati calcolati per ciascun picco (#1 e #2)

Tabella 3: indici di qualità per la paziente numero 1

	Curva 1		Curva 2		Curva 3	
	#1	#2	#1	#2	#1	#2
IC%	52	28	68	36	45	23
Rumore	136	132	85	88	92	88
CNR	11,1	10,1	13,5	12,9	11,6	11,0

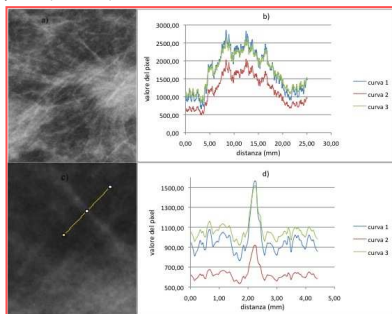


Tabella 4: indici di qualità per la paziente n° 2

Spicula				
	Curva 1	Curva 2	Curva 3	
IC%	68%	49%	45%	
Massa				
	Curva 1	Curva 2	Curva 3	
IC%	118%	128%	91%	
CNR	5,0	5,4	5,5	

Figura 6: massa spiculata (a), particolare di una spicula (c) e relativi profili ((b) e (d) rispettivamente).

CONCLUSIONI

Gli indicatori di qualità su fantoccio permettono di confrontare le performance di diversi post-processing in merito alla rappresentazione dei dettagli d'immagine.

La procedura si applica con difficoltà alle immagini cliniche a causa dell'elevato rumore anatomico (metodo non applicabile per cluster di microcalcificazioni molto piccole), ma, laddove possibile, l'analisi quantitativa conferma le conclusioni ottenute dallo studio in fantoccio.

Il giudizio clinico non riflette il risultato numerico, perché non viene preferita l'elaborazione con migliori indici di qualità.

L'analisi quantitativa è utile nella fase preliminare del processo di ottimizzazione (caratterizzazione delle "curve"), resta irrisolto il problema di individuare i parametri più efficacemente correlabili con il giudizio clinico. Allo stato dell' arte, perciò, il commissioning di questi sistemi richiede una interazione stretta e meccanismi di feedback non formalizzati tra radiologi e fisici.