POSSIBILE APPLICAZIONE DELLA CENTROIDAL VORONOI TESSELLATION PER IL RILEVAMENTO DI LESIONI A BASSO CONTRASTO IN IMMAGINI TC

Lasagni L. [a,b], Cantoni E. [a], Muggiolu A. [a], Valeri F. [a,b], Cupparo I. [a,b], Gnerucci A. [a], Taddeucci A. [c], Marconi A. [a], Gori C. [a], Risaliti G [a].

a) Dipartimento di fisica e astronomia, Università di Firenze, Firenze, Italia

b) Scuola di specializzazione in fisica medica, Università di Firenze, Firenze, Italia

c) Unità Operativa di Fisica Sanitaria, Azienda Ospedaliero-Universitaria Careggi, Firenze, Italia

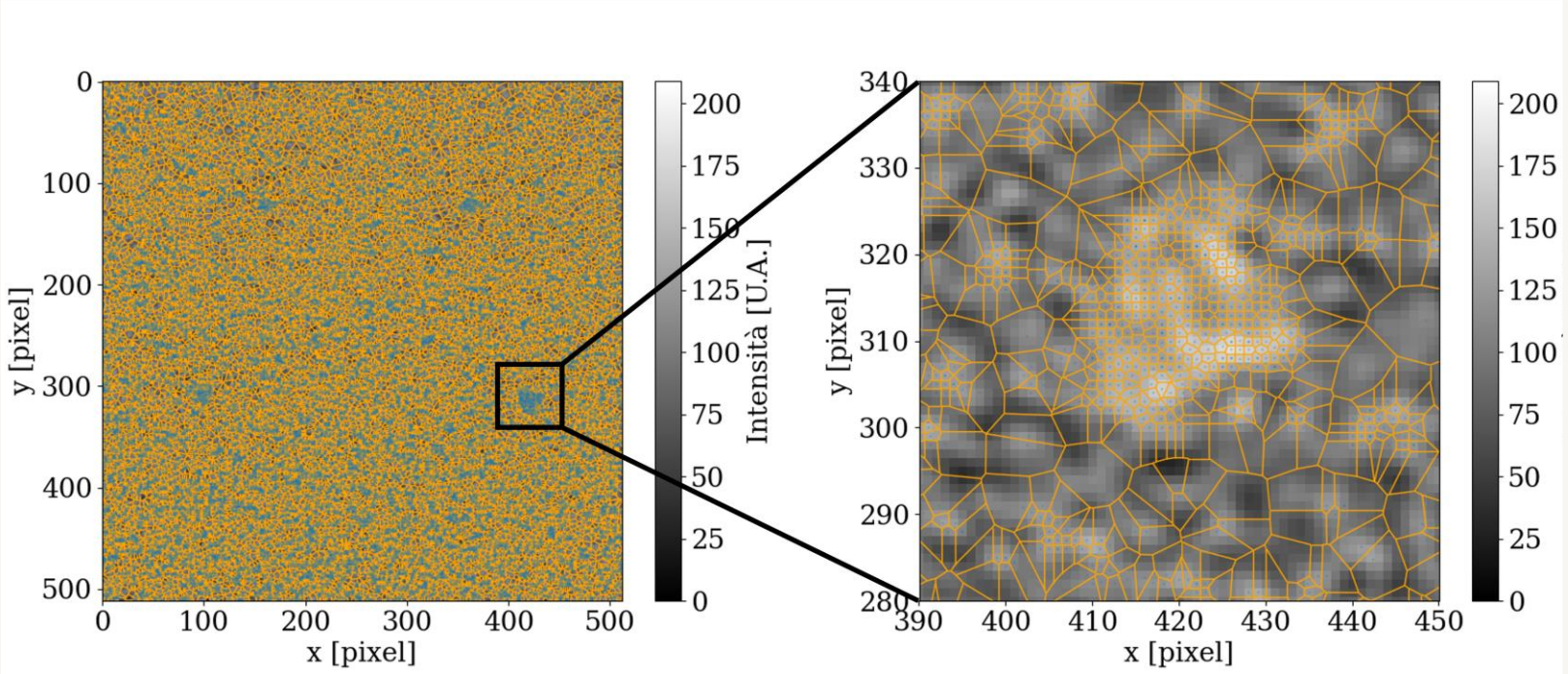
lorenzo.lasagni@unifi.it

INDICE

- Introduzione
- Materiali e metodi:
  - L’algoritmo
  - Il fantoccio
- Risultati
- Conclusioni e sviluppi futuri

INTRODUZIONE

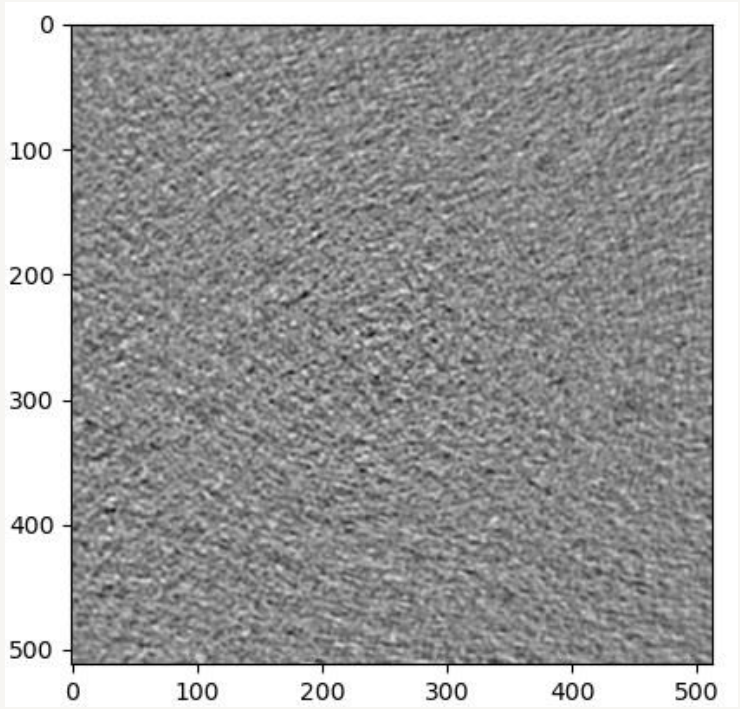
Il rilevamento di oggetti a basso contrasto nelle immagini di tomografia computerizzata (TC) è un aspetto cruciale per poter ridurre i tempi di diagnosi di alcune patologie, ridurre la dose al paziente e quindi soddisfare il principio ALARA.



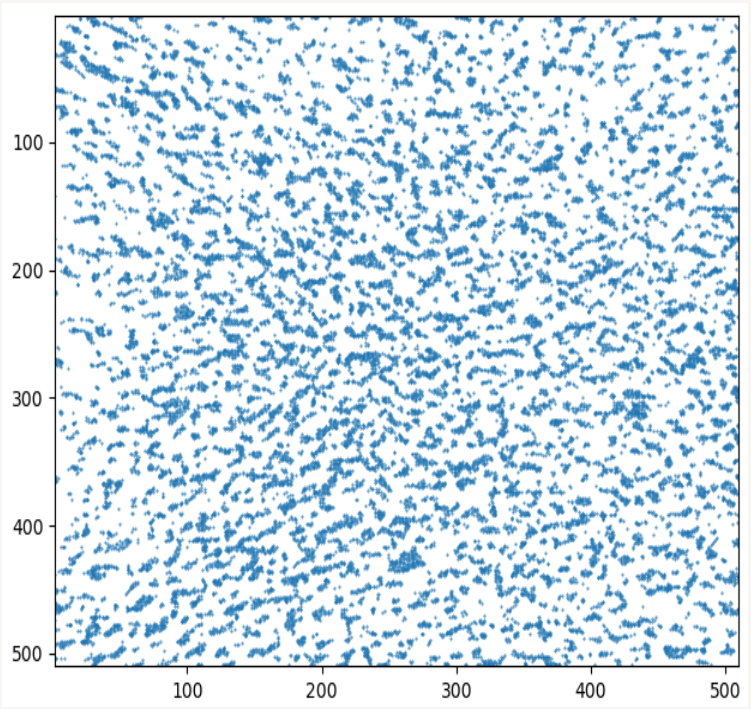
L'ALGORITMO

Centroidal Voronoi Tessellation, sviluppata con l'algoritmo di Mc Queen con 26´000 punti generatori e 500´000 iterazioni.

Originale

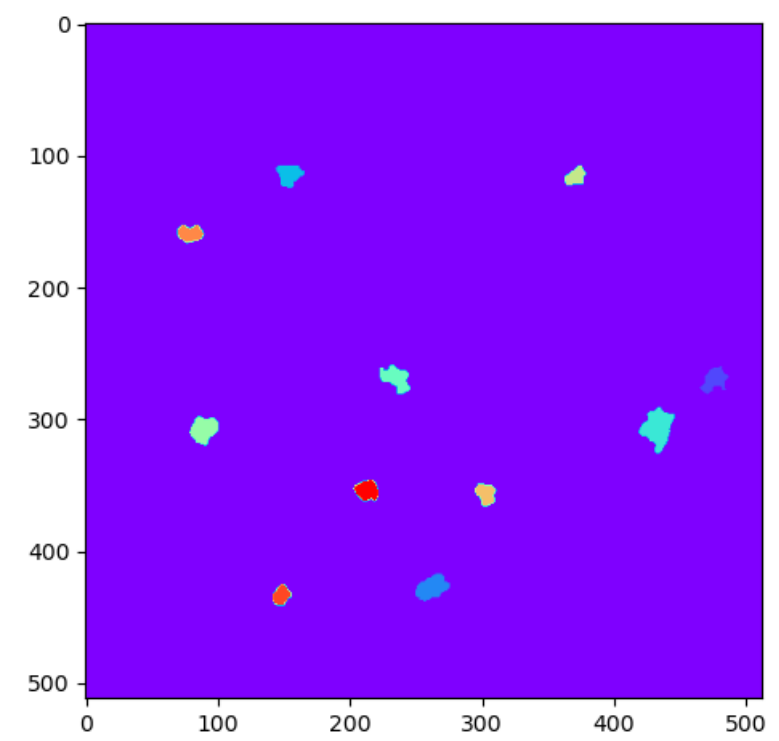


Punti generatori dopo 500000 iterazioni

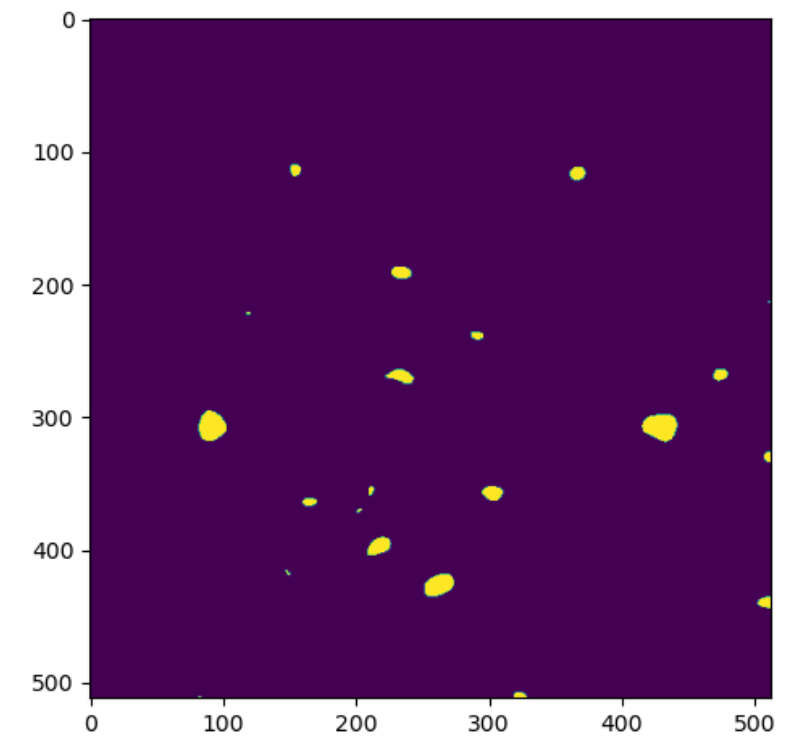


L'ALGORITMO

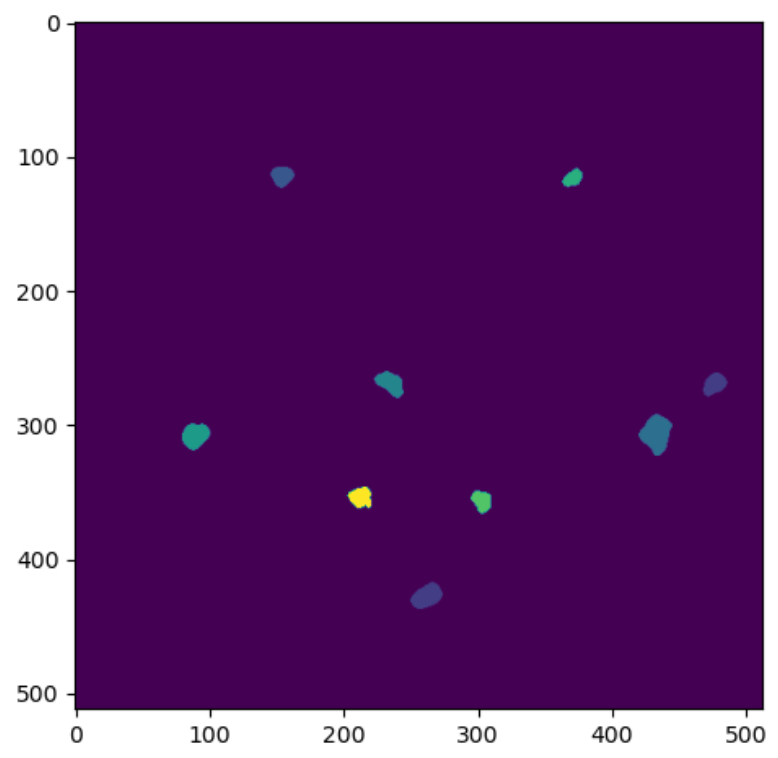
DBSCAN



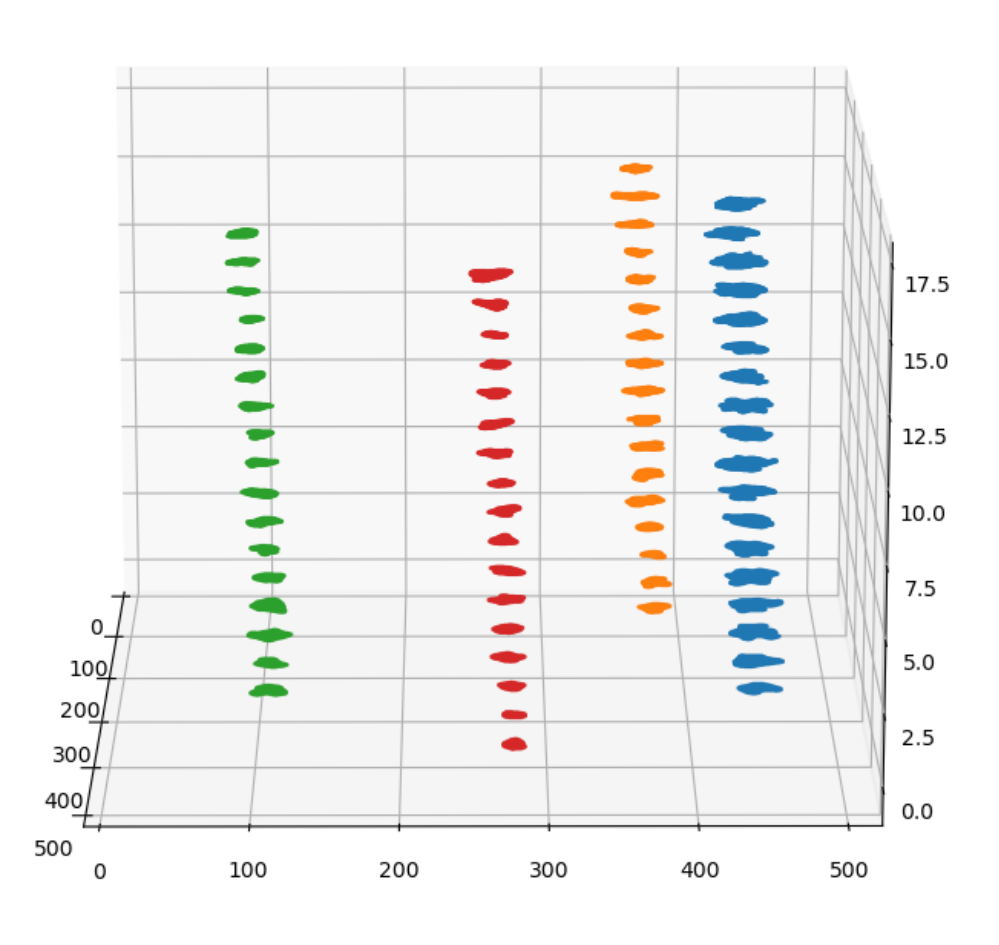
2σ



AND logico



L’ALGORITMO

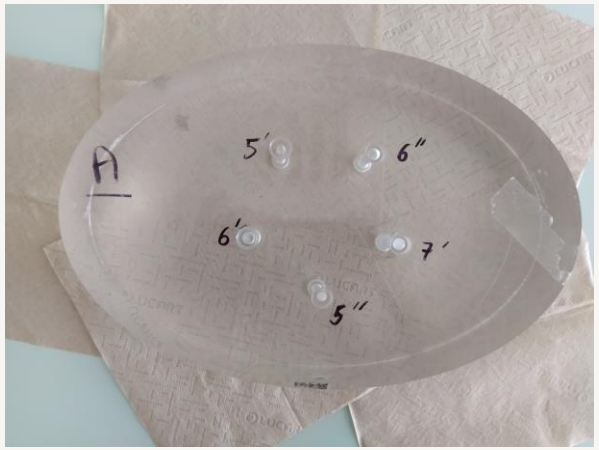


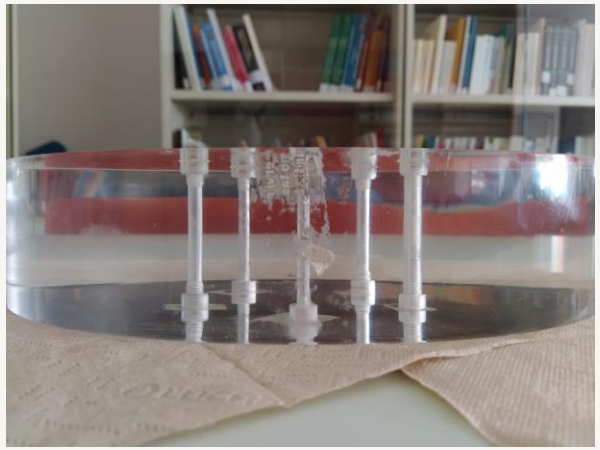
Una volta rilevati i cluster, viene verificata la loro possibile sovrapposizione con quelli rilevati nelle fette contigue lungo l'asse z. Se tale condizione si verifica per un numero minimo di fette, l'inserto viene contraddistinto come vero segnale e dai baricentri dei cluster si procede ad effettuare il calcolo dell'asse dell'inserto.

Il calcolo dell’asse viene effettuato per ogni inserto, nell’immagine rappresentati con colori differenti, in maniera indipendente.

IL FANTOCCIO

Le immagini sono state ottenute scansionando a 2 diversi CTDI un fantoccio composto da polimetilmetacrilato (PMMA). Il fantoccio contiene 5 inserti di 5, 6 e 7 mm di diametro, ognuno di questi inserti è stato riempito con un liquido di contrasto (una miscela di acqua demineralizzata e una soluzione a base di iodio) in modo da ottenere un contrasto di 8, 25 e 35 Unità Hounsfield rispetto al PMMA.
Il fantoccio è stato posizionato ruotato rispetto all'asse Z di acquisizione delle immagini TC.





RISULTATI

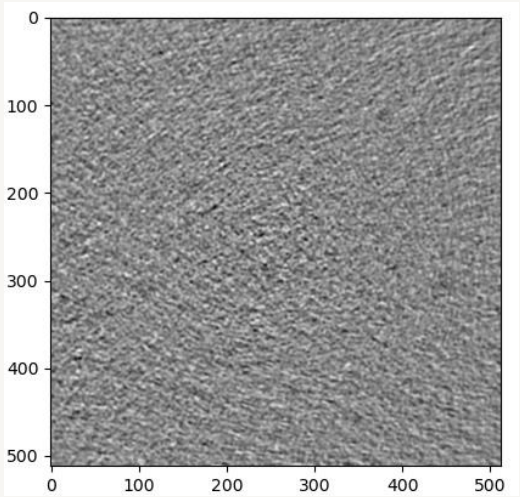
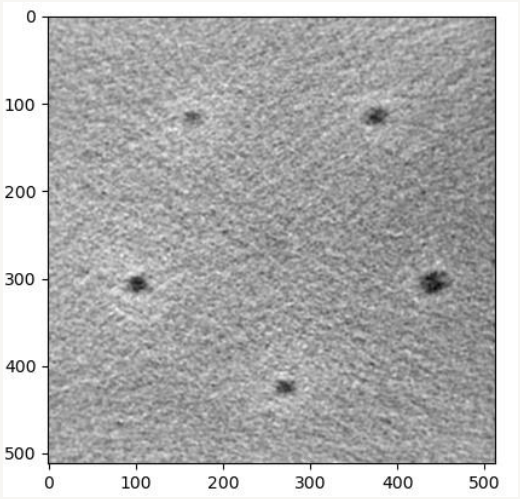
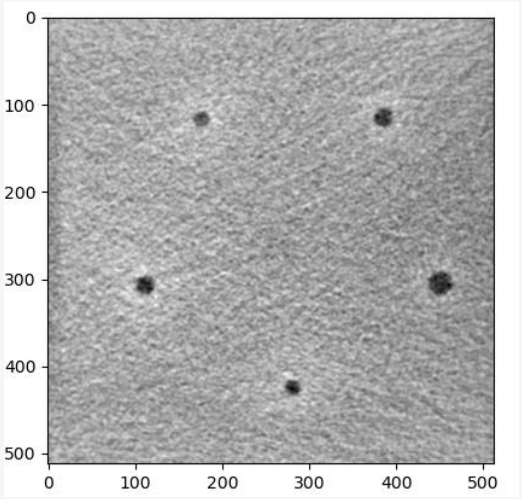


Immagine originale

Somma lungo l'asse Z



Somma lungo l'asse calcolato



RISULTATI

Spessore di fetta	CTDI (mGy)	Detection rate	CNR	Spostamento teorico	Spostamento calcolato
0.6 mm	3.54	60%	+20%	X = 0.172 mm; Y = 0.000 mm	X = 0.172±0.006 mm; Y = 0.00±0.01 mm
0.6 mm	7.05	82%	+25%	X = 0.172 mm; Y = 0.000 mm	X = 0.171±0.008 mm; Y = 0.004±0.004 mm
1.0 mm	3.54	81%	+30%	X = 0.287 mm; Y = 0.000 mm	X = 0.301±0.008 mm; Y = 0.01±0.01 mm
1.0 mm	7.05	93%	+32%	X = 0.287 mm; Y = 0.000 mm	X = 0.289±0.01 mm; Y = 0.01±0.0326 mm

CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

- È stato possibile utilizzare la CVT, solitamente usata in astrofisica, su immagini TC
- L'algoritmo ha dimostrato di avere un elevato detection rate per i contrasti di 25 e 35 HU, mentre mostra dei limiti per gli inserti con 8 HU di contrasto a basso CTDI
- L'asse di propagazione è stato identificato in maniera corretta e ha permesso di incrementare il rapporto contrasto rumore riducendo anche la deformazione degli inserti
- L'algoritmo si presta ad essere un buon candidato per il rivelamento di lesioni in organi omogenei, quali il fegato
- Possibile diagnosi precoce dell'epatocarcinoma

GRAZIE PER L'ATTENZIONE

Lorenzo Lasagni

Lorenzo.lasagni@unifi.it