



Principi di Bioingegneria

A.A. 2022/23

Lezione 18

Elaborazione delle bioimmagini

Vincenzo Catrambone, PhD

vincenzo.catrambone@unipi.it



Operazioni puntuali

Operazioni locali

Trasformata di Fourier 2D

Operazioni globali

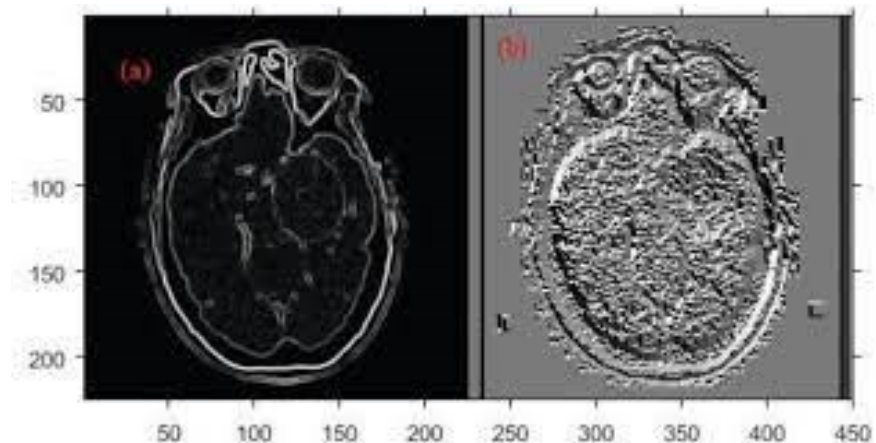
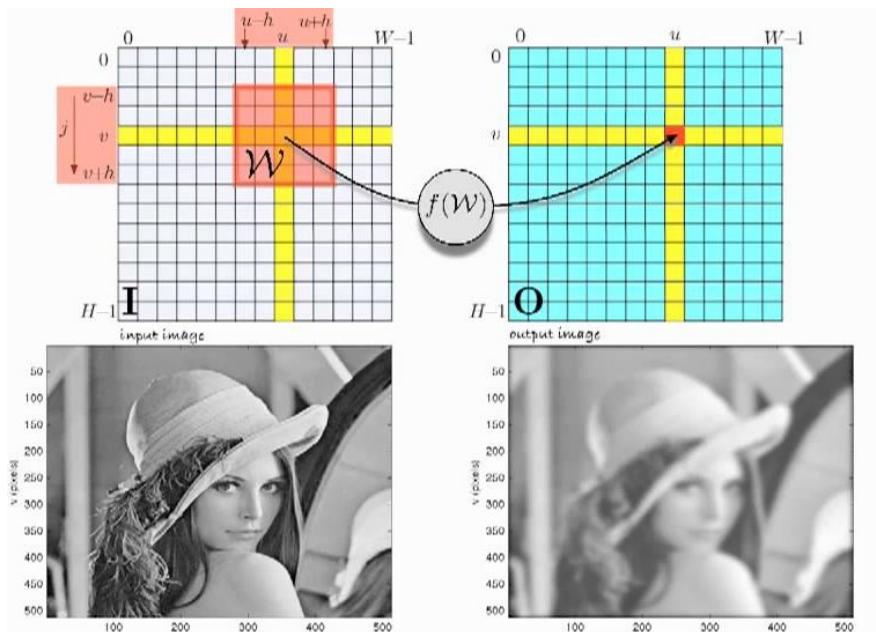
Esercitazione

Operazioni sulle immagini

Sono relative alle immagini in generale, e non specifiche delle bioimmagini, tuttavia alcune di queste operazioni sono più frequenti sulle bioimmagini.

Si introdurranno dapprima le diverse categorie di elaborazione fornendo qualche esempio, successivamente si entrerà nel dettaglio e si analizzeranno alcune elaborazioni di base.

Alcune operazioni sono di tipo “unario” ovvero hanno in ingresso una immagine e forniscono in uscita una immagine, altre di tipo “duale” che hanno in ingresso due o più immagini.



Operazioni sulle immagini

Il fine è quello di migliorare la visualizzazione dell'immagine per ottimizzare l'analisi visiva della stessa o predisporre l'immagine per ottimizzare una elaborazione successiva, sia anch'essa visiva/qualitativa o invece quantitativa (estrazione di features).

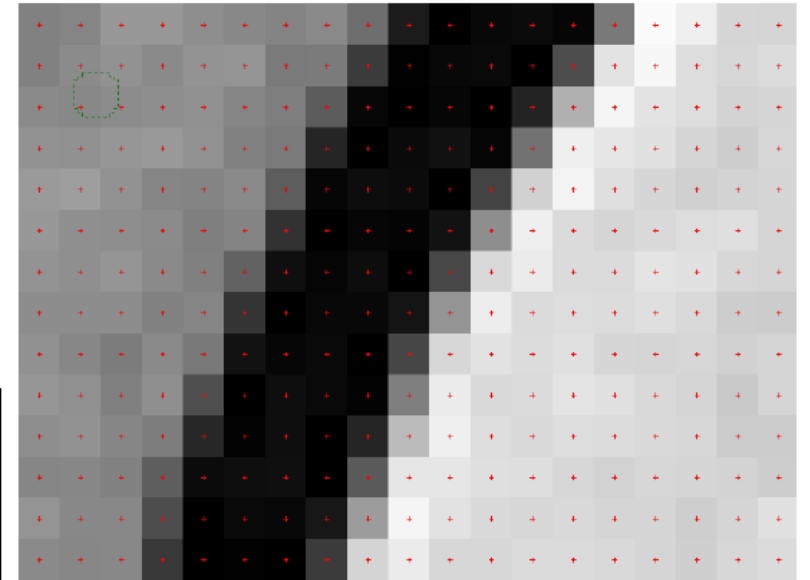
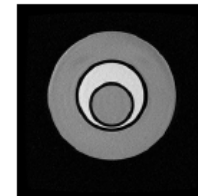
Inoltre l'immagine acquisita è sempre e solo una rappresentazione del volume reale ed è derivata dal processo di acquisizione, il quale introduce fattori (e.g., rumore, distorsioni) che si può cercare di eliminare in fase di processing.

Si considerano immagini di intensità bidimensionali

quindi $I(x,y)$

discrete nello spazio quindi $I(x,y)=I(n\Delta x,m\Delta y)$

Essendo immagini di intensità ogni punto è rappresentabile con livelli di grigio e sono possibili diverse codifiche binarie



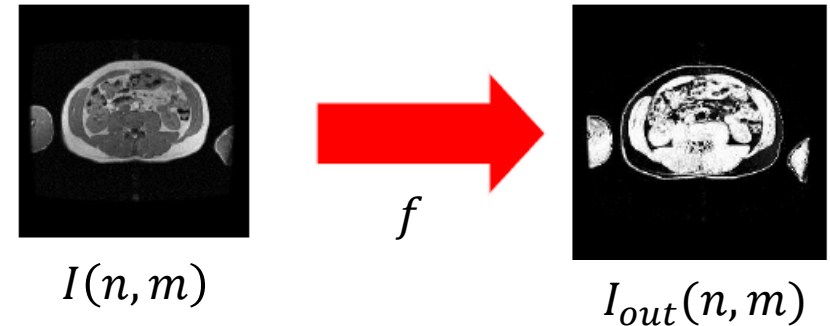
Operazioni puntuali

Agiscono punto per punto senza sfruttare le relazioni spaziali tra i pixel dell'immagine.

Si ottiene così una trasformazione dei livelli di grigio di ogni pixel attraverso una funzione f , anche detta **look-up table**

$$I_{out}(n, m) = f(I(n, m))$$

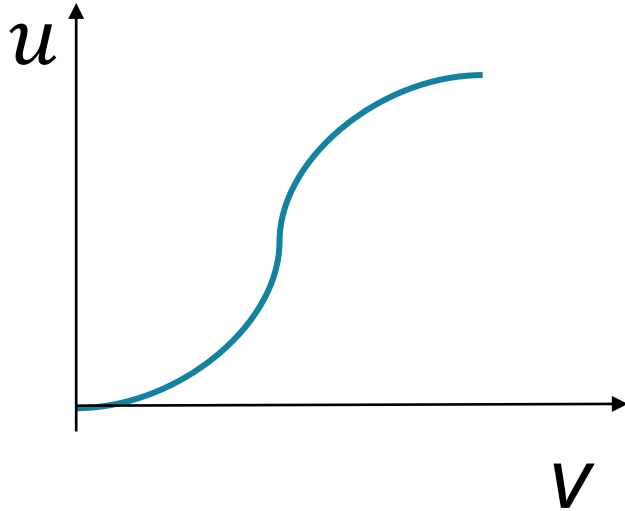
$I(n, m)$	$f(I(n, m))$
0	$f(0)$
1	$f(1)$
2	$f(2)$
3	$f(3)$
4	$f(4)$
5	$f(5)$
6	$f(6)$
7	$f(7)$



La funzione f può assumere diverse forme: lineare, esponenziale, non-lineare.

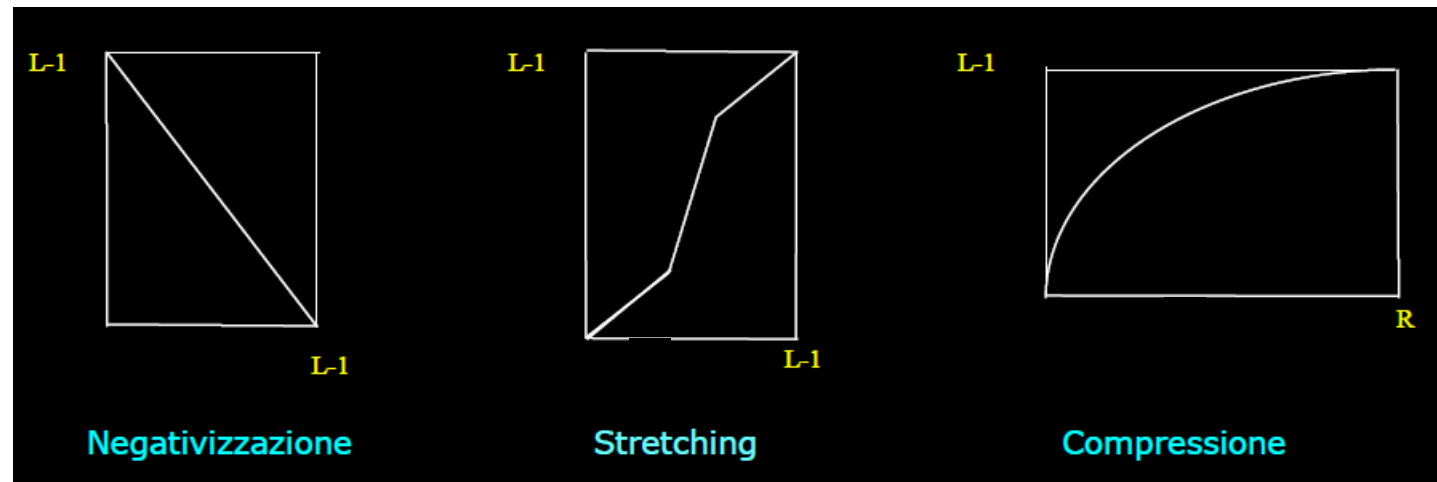
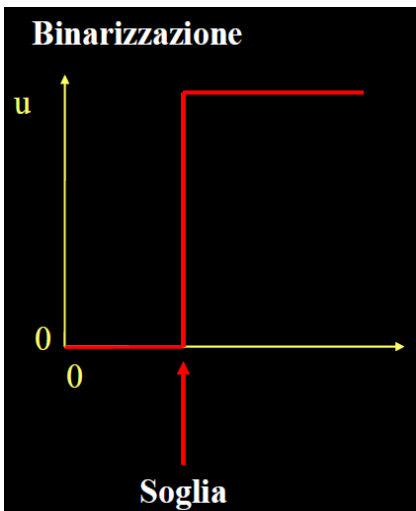
Operazioni puntuali

Alcune funzioni possibili che trasformano i livelli di grigio v (dell'immagine in ingresso) in u (dell'immagine in uscita) sono descrivibili con curve che possono aumentare o diminuire il contrasto



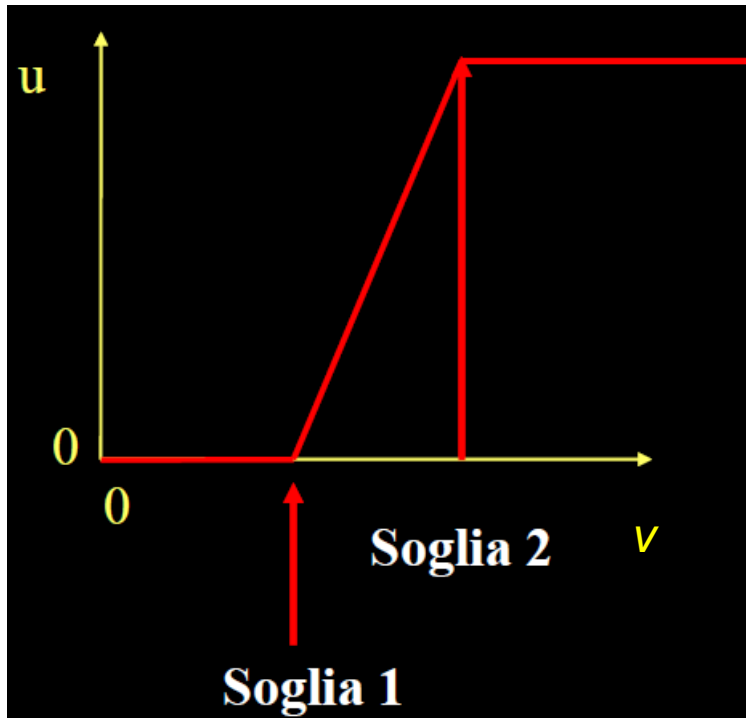
$\frac{\Delta u}{\Delta v} > 1$ allora il contrasto aumenta

$\frac{\Delta u}{\Delta v} < 1$ allora il contrasto diminuisce



Esempio

Le immagini MR sono acquisite a 16 Bit ($2^{16} = 65536$ livelli di grigio, di solito in realtà sono 1000:4000), il monitor visualizza solo 8 bit ($2^8 = 256$ livelli di grigio)



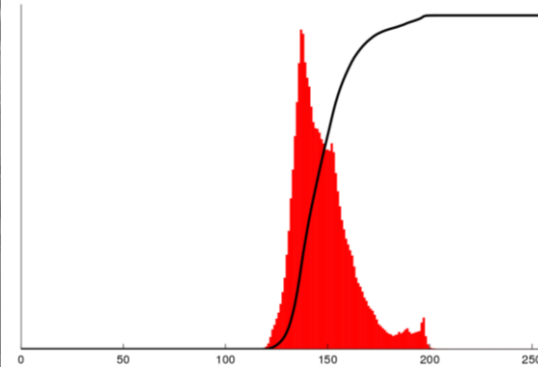
Solo una parte dell'informazione contenuta nell'immagine può essere rappresentata. L'informazione che nell'immagine originaria è suddivisa su 1000:4000 livelli deve essere compressa su 256. Quindi pixel diversi nell'immagine MR vengono rappresentati nello stesso modo. Un esempio di trasformazione può essere:

$$u = 255 * \frac{v' - soglia_1}{soglia_2 - soglia_1}$$

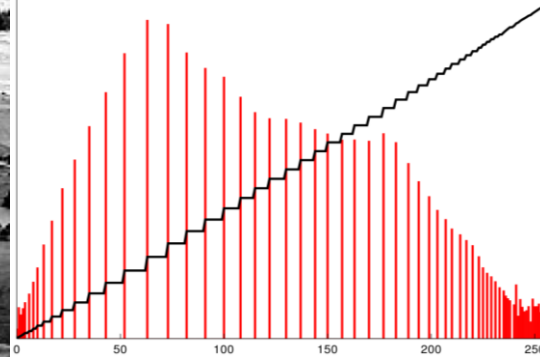
Dove v' rappresenta i livelli di grigio dell'immagine di partenza avendo posto pari a $soglia_1$ tutti i pixel minori di $soglia_1$ e pari a $soglia_2$ tutti quelli maggiori di $soglia_2$

Equalizzazione Istogramma

Tutte queste funzioni hanno ripercussioni sulla distribuzione statistica dei valori dei pixel dell'immagine, quindi lavorano anche sul loro istogramma. Si possono cercare allora funzioni che ottimizzino le proprietà statistiche dell'istogramma stesso, ad esempio, modificando le ampiezze dei valori dei pixel in modo che le ampiezze siano descritte da una densità di probabilità nota. Tra le operazioni più comuni sull'istogramma vi è **l'equalizzazione**. Questo metodo di solito incrementa il contrasto globale di molte immagini, specialmente quando i dati usabili dell'immagine sono rappresentati da valori di intensità molto vicini. Attraverso questo adattamento, le intensità possono essere meglio distribuite sull'istogramma. Questo permette per le aree a basso contrasto locale di massimizzarlo. L'equalizzazione dell'istogramma si ottiene ciò spalmando la maggior parte dei valori di intensità frequente.



A sinistra immagine di partenza, a destra istogramma delle frequenze assolute (rosso) e funzione cumulativa (nero).



A sinistra immagine equalizzata, a destra istogramma delle frequenze assolute (rosso) e funzione cumulativa (nero).

L'istogramma di un'immagine può essere creato in Matlab usando la funzione `imhist()`

Equalizzazione Istogramma

Immagine originale MRI

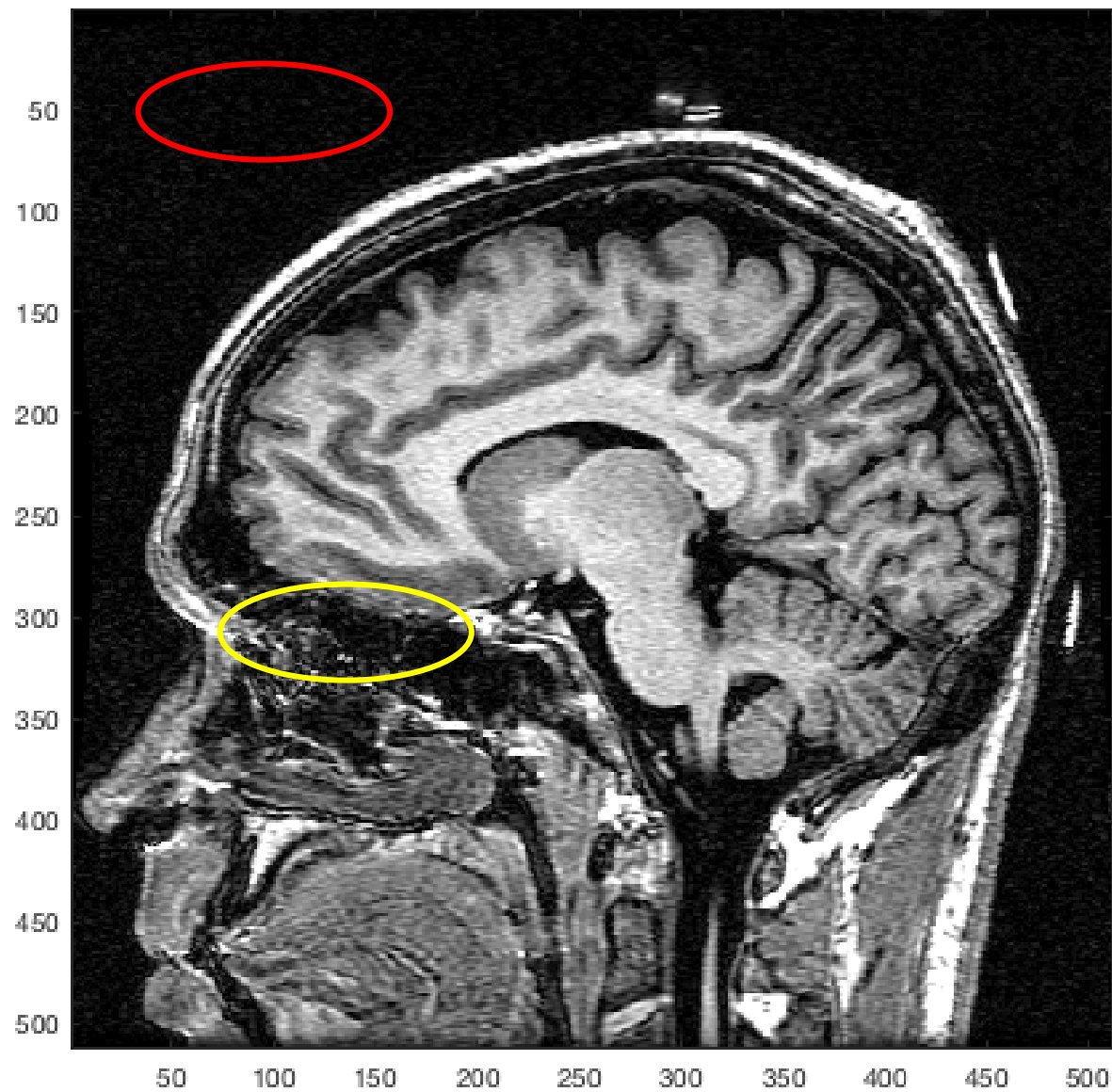
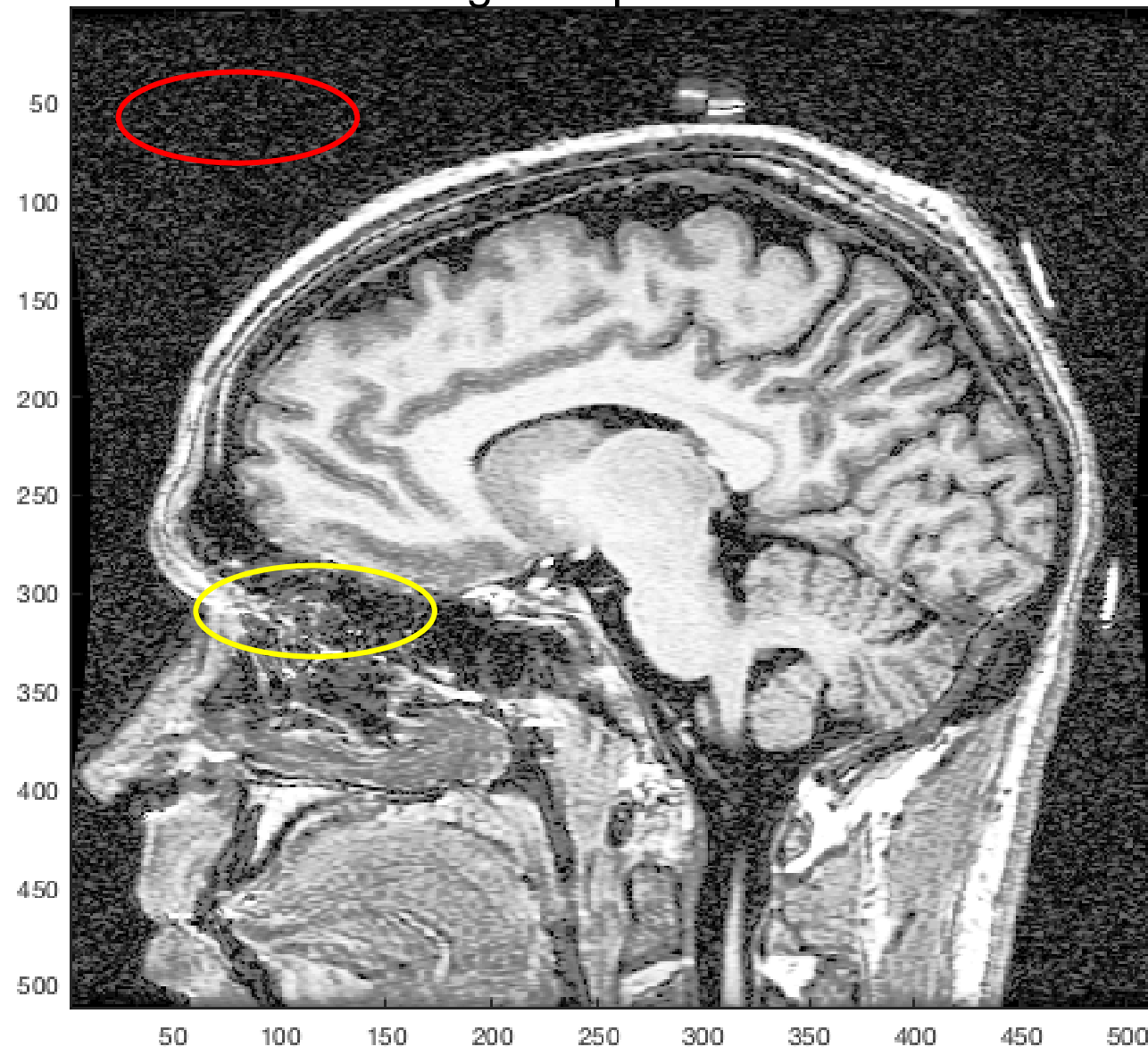


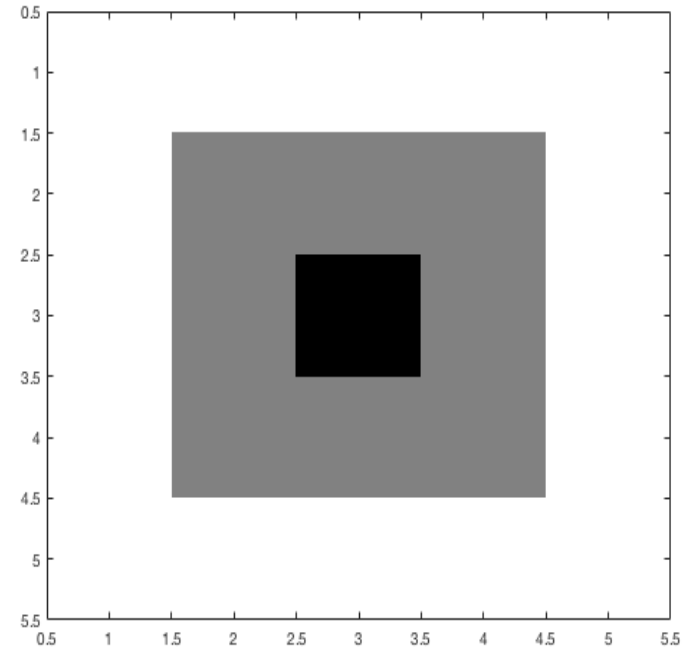
Immagine equalizzata



Operazioni locali

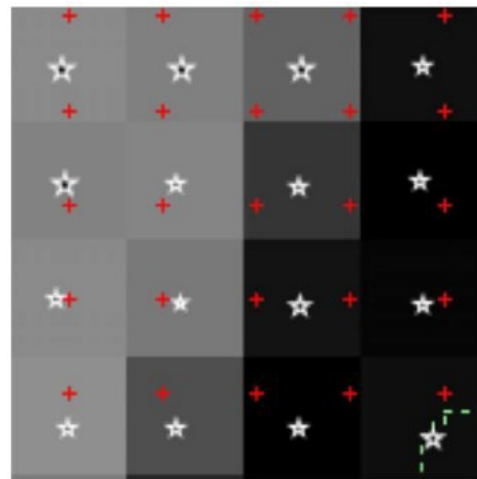
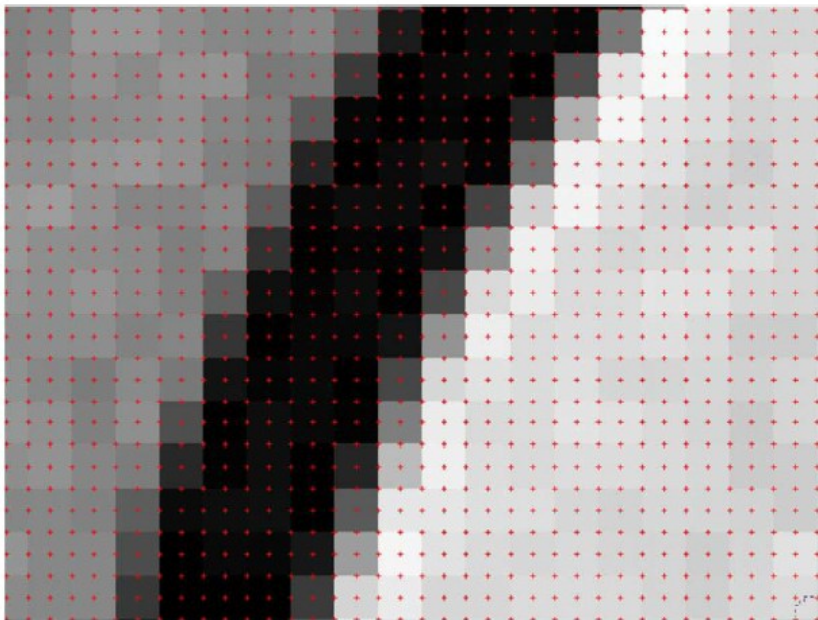
I valori di un pixel $I(n,m)$ dell'immagine di uscita sono determinati in base ai valori del pixel corrispondente e di un suo intorno.

Possono servire per creare molte trasformazioni, dalla modifica strutturale dell'immagine nei suoi parametri spaziali (interpolazione), a quella dei suoi livelli di grigi. Nel primo caso si ha l'interpolazione, nel secondo il filtraggio bidimensionale.

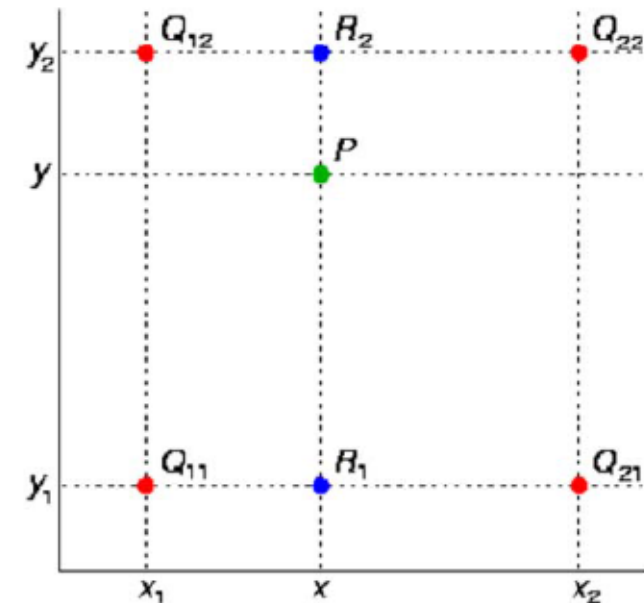


Operazioni locali: Interpolazione

Una immagine biomedica ha dimensioni definite a livello di acquisizione o del processo di ricostruzione implementato nello scanner. Le dimensioni sono tipicamente legate alla risoluzione spaziale, nel senso che a parità di campo di vista (FOV), modalità con una migliore risoluzione spaziale saranno in grado di acquisire pixel di dimensioni minori e quindi la dimensione dell'immagine sarà maggiore (maggiore numero di pixel a parità di volume di corpo acquisito). Per esempio la dimensione di una bimmagine può spaziare da 64x64 (immagini SPECT) a 1024x1024 (CT). Inoltre la dimensione di una bioimmagine è diversa della dimensione del supporto digitale (stampa o schermo) su cui viene visualizzata. E' necessario quindi interpolare l'immagine in modo da permetterne la visualizzazione in maniera corretta adattando le dimensioni delle immagini a quelle del supporto digitale.



Principi di Bioingegneria - A.A. 2022/23



Operazioni locali: filtraggio 2D

Un'operazione locale che molto spesso è necessaria è quella del filtraggio.

Si possono creare vari filtri, ad esempio:

- media mobile
- Gaussiano
- Laplaciano
- gradiente
- filtri nonlineari

I filtri quali gradiente e media mobile sono descrivibili sia nel tempo e in frequenza come sistemi lineare e invarianti per traslazione (equivalenti di LTI nel tempo)

Il filtro mediano è un filtro non lineare che assegna ad ogni pixel di una nuova immagine il valore mediano del valore di una porzione di immagine di ingresso le cui dimensioni dipendono dai parametri del filtro stesso.

Spesso usato per rimuovere rumore impulsivo di tipo sale-pepe.

Immagine iniziale (sx) e con filtro mediano (dx)



Esempio filtro mediano

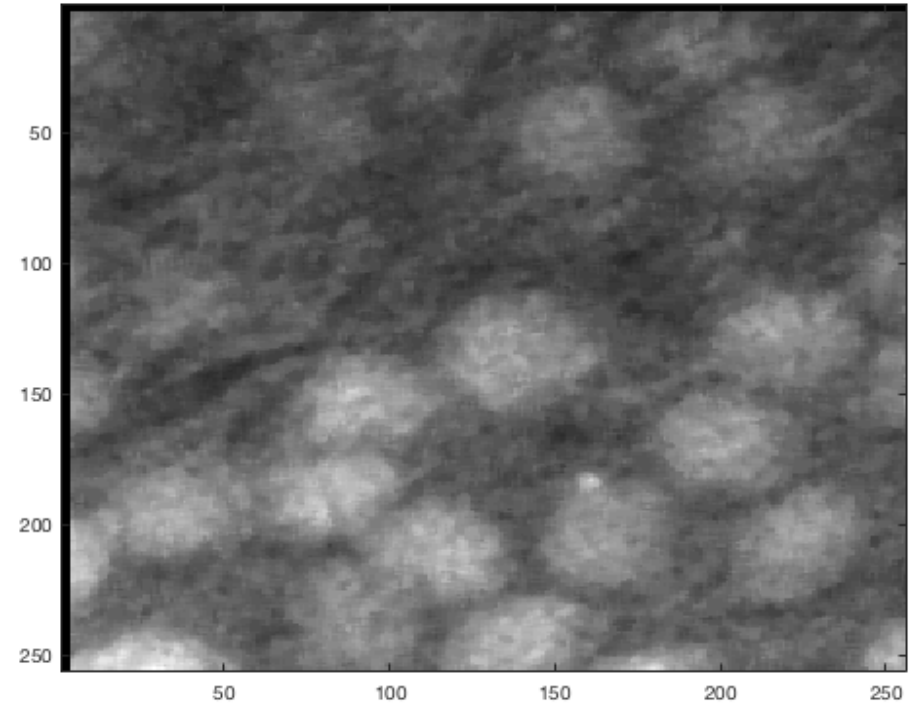
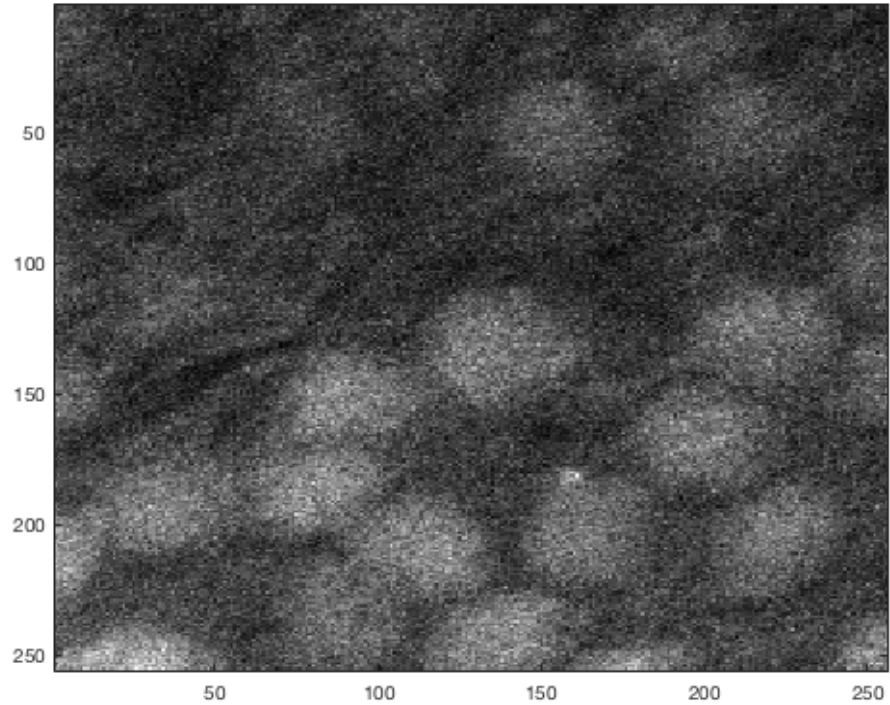


Immagine da microscopia confocale (sx) elaborata con filtro mediano largo 7 pixel (dx)

Convoluzione bidimensionale

Il filtraggio bidimensionale, una volta definito il filtro 2D (maschera) può essere implementato attraverso l'utilizzo della convoluzione bidimensionale (facilmente estendibile al caso 3D).

Questa permette di calcolare l'uscita ad un filtro di tipo Lineare e Invariante alla traslazione.

Detta $h(n, m)$ la maschera del filtro, che assume il significato di risposta impulsiva

e detta $I_{in}(n, m)$ l'immagine di partenza, la convoluzione bidimensionale si ottiene come

$$I_{out}(n, m) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} \sum_{h=-\infty}^{+\infty} h(k, h) I_{in}(n - k, m - h) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} \sum_{h=-\infty}^{+\infty} h(n - k, m - h) I_{in}(k, h)$$

Convoluzione bidimensionale

I valori di un pixel (n,m) dell'immagine di uscita sono determinati in base ai valori del pixel corrispondente e di un suo intorno, ciascuno pesato per il valore della maschera nelle posizioni corrispondenti

$a_{i-2,j-2}$				
	w_1	w_2	w_3	
	w_4	w_5	w_6	
	w_7	w_8	w_9	
				$a_{i+2,j+2}$

$$b(i,j) = w_1 \cdot a(i-1,j-1) + w_2 \cdot a(i-1,j) + w_3 \cdot a(i-1,j+1) + \\ w_4 \cdot a(i,j-1) + w_5 \cdot a(i,j) + w_6 \cdot a(i,j+1) + \\ w_7 \cdot a(i+1,j-1) + w_8 \cdot a(i+1,j) + w_9 \cdot a(i+1,j+1)$$

Filtri 2D esempi

1/9

1	1	1
1	1	1
1	1	1

filtro a media mobile che esegue la media di 9 pixel

1/25

1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1
1	1	1	1	1

filtro a media mobile che esegue la media di 25 pixel

$\frac{1}{16} \times$

1	2	1
2	4	2
1	2	1

filtro gaussiano

Per dimensioni maggiori si può usare: $\frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$

Convoluzione 2D

1	2	1
2	4	2
1	2	1

\otimes

4	10	2
3	6	0
7	1	5

1	2	1
2	4	2
1	2	

All'esterno consideriamo degli zeri

1	4	10	2
3	6	0	
7	1	5	

In questo caso il punto centrale "è fuori" dalla porzione corrispondente all'immagine di partenza

4				

Convoluzione 2D

- si trasla lungo una direzione
- si moltiplicano gli elementi corrispondenti
- si sommano i risultati e si assegna al punto centrale dell'immagine di uscita il valore

Anche in questo caso il punto centrale "è fuori" dalla porzione corrispondente all'immagine di partenza

1	2	1		
2	4	2		
1	2	1		
	2	4	1	2
		3	6	0
		7	1	5

4	18			

Convoluzione 2D

Poi si trasla lungo le righe e si riparte lungo le colonne (o viceversa)

1	2	1		
2	4	2		
	4	10	2	
1	2 ₃	1 ₆		0
	7	1		5

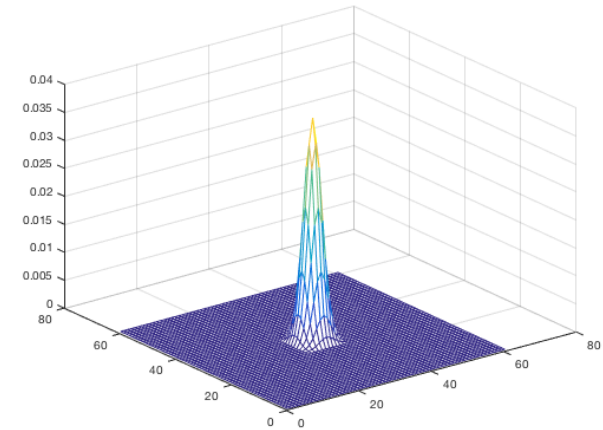
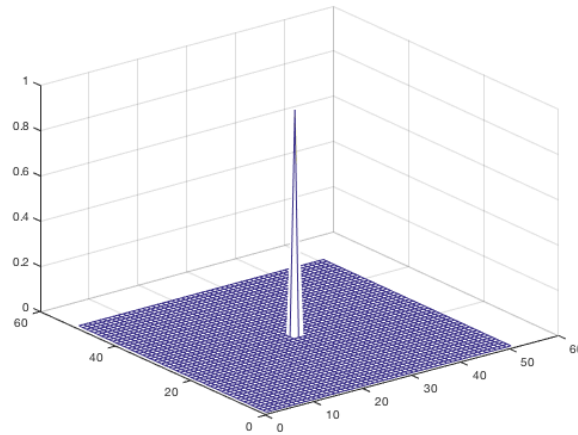
4	10	26	14	2
11	48			

Filtro gaussiano

$$\frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

$$\frac{1}{16} \times$$

1	2	1
2	4	2
1	2	1



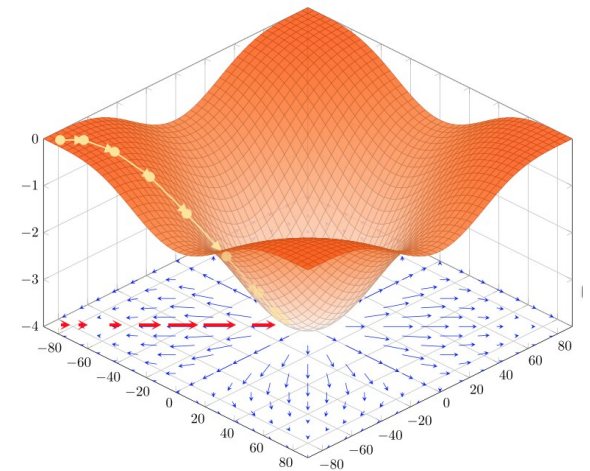
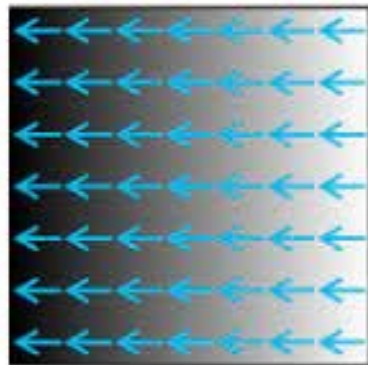
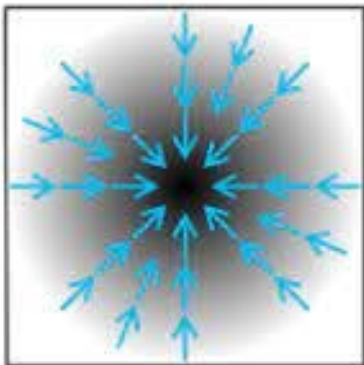
Si noti come le immagini qui riportate potrebbero essere utilizzate per descrivere la PSF di un Sistema di imaging. In questo caso il comportamento di un Sistema ad una risoluzione migliore o peggiore, potrebbe essere rappresentato andando a considerare una gaussiana con una deviazione standard minore o maggiore, rispettivamente.

Gradiente di una immagine

$$\nabla I(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial I}{\partial x} \\ \frac{\partial I}{\partial y} \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} \Delta_x I \\ \Delta_y I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I(x, y) - I(x - 1, y) \\ I(x, y) - I(x, y - 1) \end{bmatrix}$$

In ogni punto abbiamo un vettore del quale possiamo rappresentare, ad esempio, il modulo

$$|\nabla I(x, y)| = \sqrt{\Delta_x I^2 + \Delta_y I^2}$$



Gradiente di una immagine

$$\Delta_x I = [1 \quad -1]$$

$$\Delta_y I = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix}$$

Possibile realizzazione del filtro associato

$$\Delta_x I = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

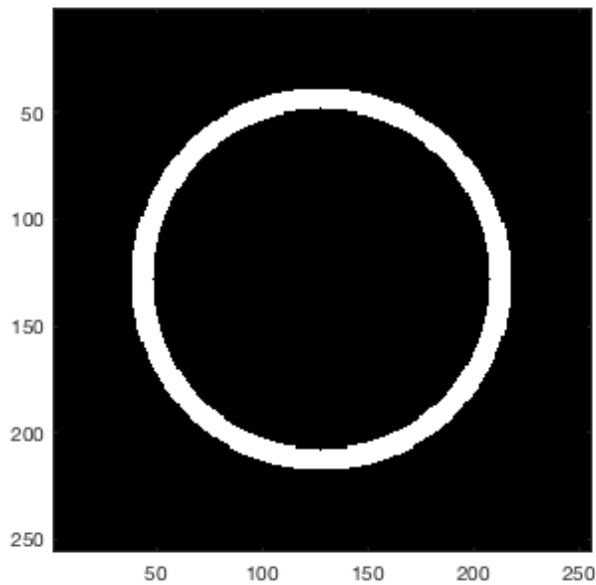
$$\Delta_y I = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Filtro Gradiente

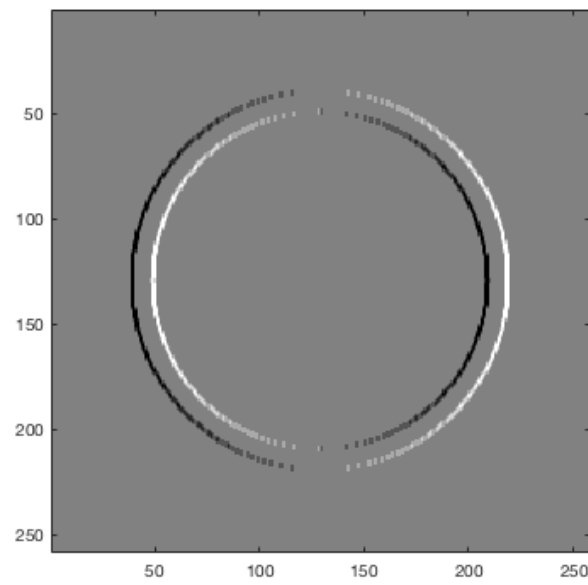
Vediamo l'applicazione dei filtro gradiente lungo x e lungo y

$$\Delta_x I = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \Delta_y I = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

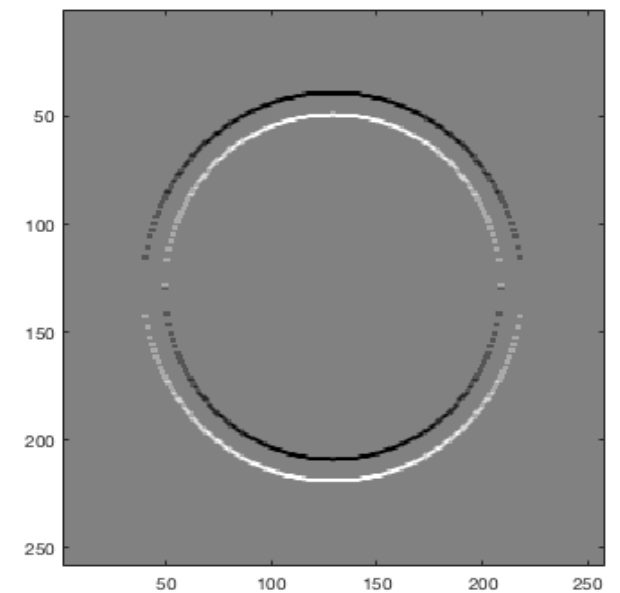
Immagine di partenza



gradiente lungo x



gradiente lungo y



Filtro Gradiente

Si può anche combinare l'uscita dei due filtri, tramite operazione non lineare

$$|\nabla I(x, y)| = \sqrt{\Delta_x I^2 + \Delta_y I^2}$$

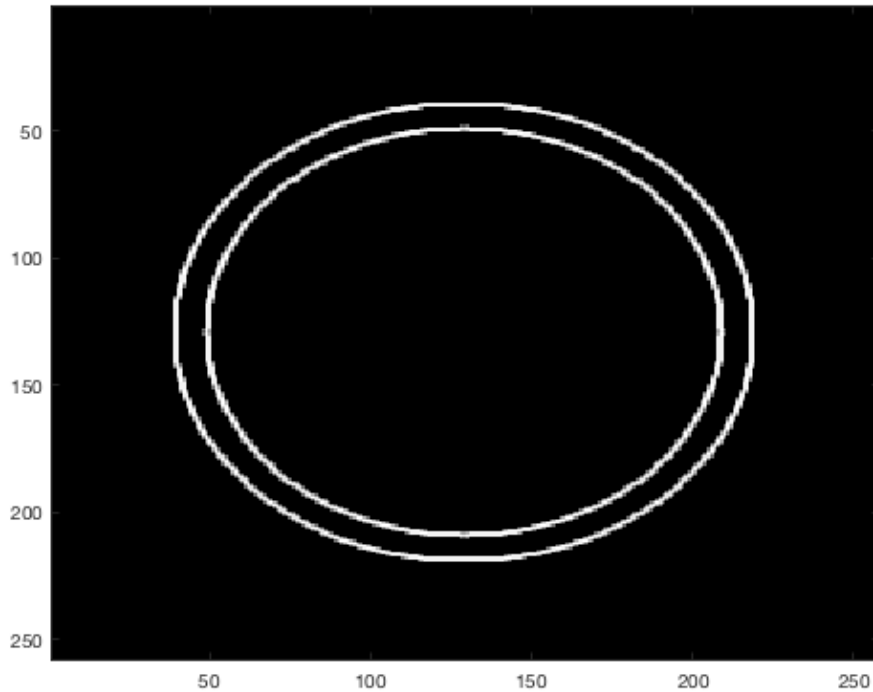
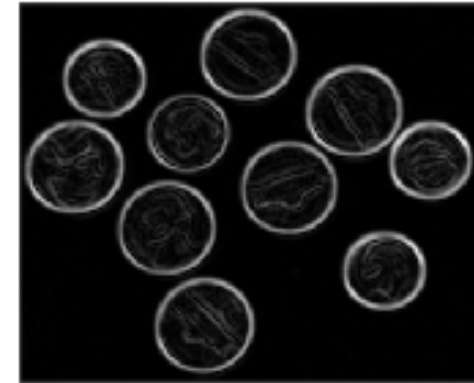


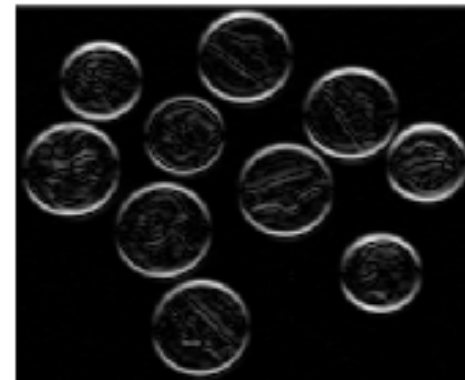
Immagine originale



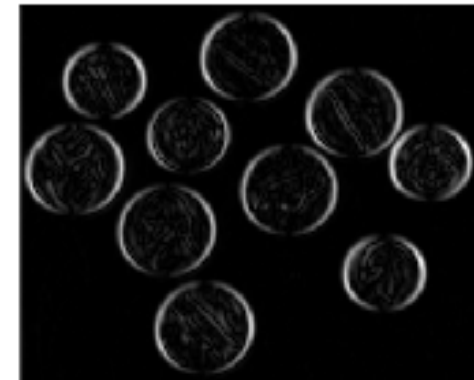
Immagine filtrata



Derivata in verticale



Derivata in orizzontale



Filtro Laplaciano

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}$$

$$\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} = f(x+1, y) - 2f(x, y) + f(x-1, y)$$

$$\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} = f(x, y+1) - 2f(x, y) + f(x, y-1)$$

$$\nabla^2 f(x, y) = f(x+1, y) + f(x-1, y) + f(x, y+1) + f(x, y-1) - 4f(x, y)$$

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

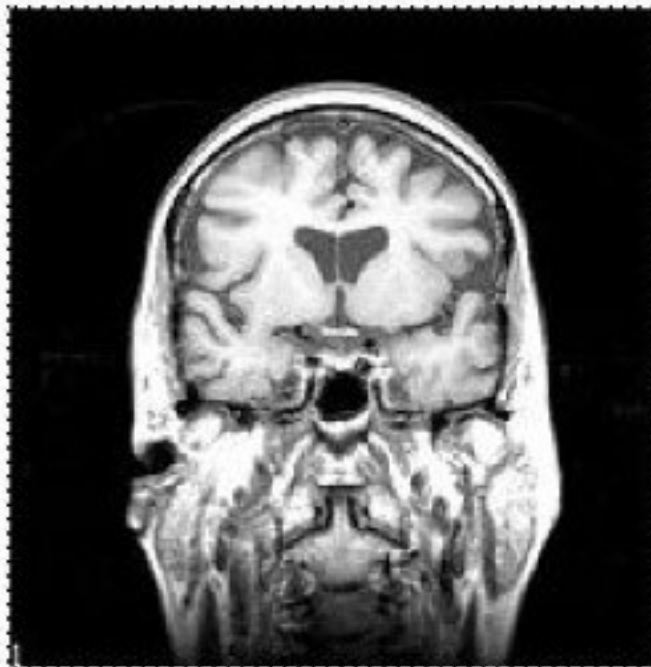
Filtro Laplaciano

Si possono aggiungere le derivate lungo le diagonali:

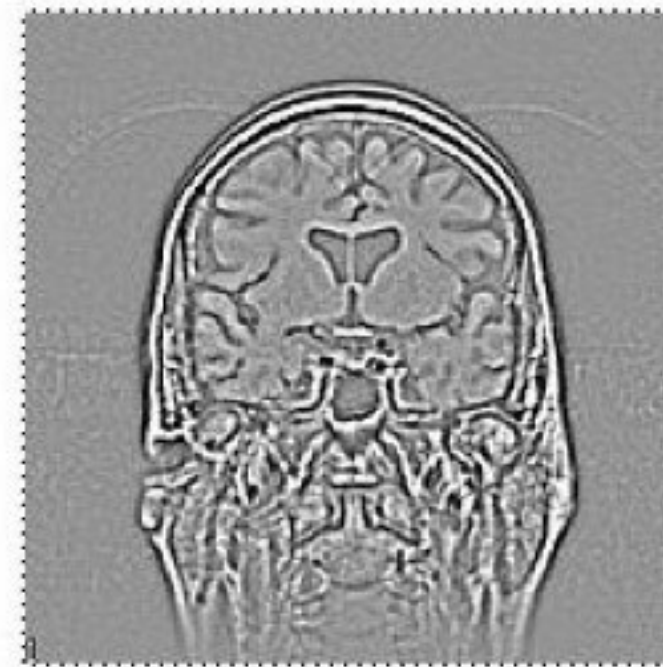
$$\nabla^2 f(x, y) + f(x-1, y-1) + f(x+1, y+1) + f(x-1, y+1) + f(x+1, y-1) - 4f(x, y)$$

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

1	-2	1
-2	5	-2
1	-2	1



(A) Original MR image



(B) Laplacian results

Trasformata Discreta di Fourier Bidimensionale

Una immagine o sequenza bidimensionale può essere descritta come

$$x(n_1, n_2) = \sum_{m_1=-\infty}^{\infty} \sum_{m_2=-\infty}^{\infty} x(m_1, m_2) \delta(n_1 - m_1, n_2 - m_2)$$

La trasformata discreta di Fourier bidimensionale è descritta dalla seguente relazione

$$X(k_1, k_2) = \frac{1}{N_1 N_2} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} x(n_1, n_2) e^{-j\frac{2\pi}{N_1} n_1 k_1} e^{-j\frac{2\pi}{N_2} n_2 k_2}$$

Si deve notare che l'operazione equivale alla composizione di una TDF lungo una dimensione seguita da una TDF lungo l'altra

Trasformata Discreta di Fourier Bidimensionale

L'operazione inversa si può esprimere come

$$x(n_1, n_2) = \sum_{k_1=0}^{N_1-1} \sum_{k_2=0}^{N_2-1} X(k_1, k_2) e^{+j\frac{2\pi}{N_1}n_1k_1 + j\frac{2\pi}{N_2}n_2k_2}$$

Analogamente al caso monodimensionale una "sequenza bidimensionale" può essere scomposta in oscillazioni complesse, con frequenza variabile, pesate dai coefficienti complessi $X(k_1, k_2)$

Rimangono valide le considerazioni svolte nel caso della TDF monodimensionale relativamente al numero di funzioni complesse necessarie per rappresentare la sequenza 2D e per la taratura dell'asse frequenziale.

L'insieme dei coefficienti complessi $X(k_1, k_2)$ è rappresentabile su un piano, detto piano di Fourier.

TDF 2D

Vediamo il caso di una immagine con variazione lungo x:

$$s_x(x, y) = s_x(n \, dx, m \, dy) = \cos(2\pi f_x n \, dx)$$

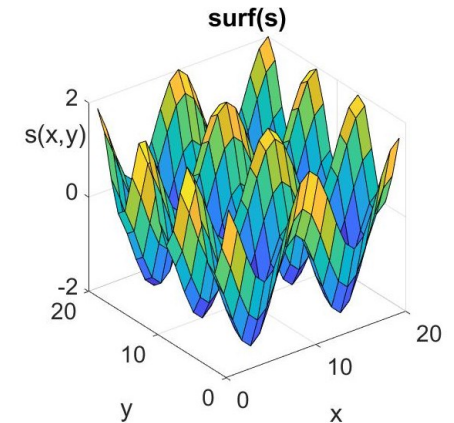
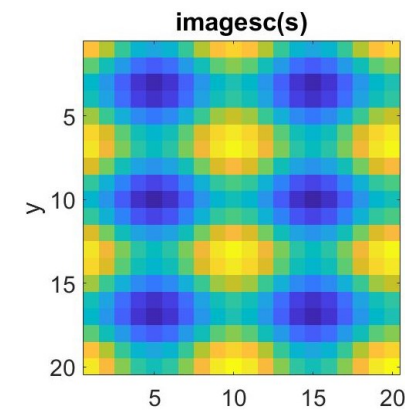
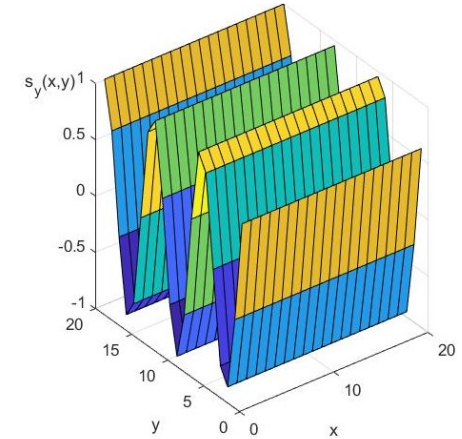
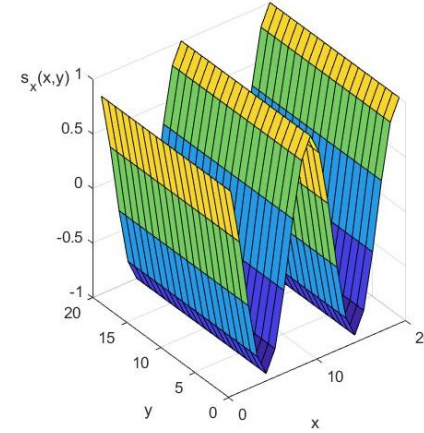
Di una con variazione lungo y:

$$s_y(x, y) = s_y(n \, dx, m \, dy) = \cos(2\pi f_y m \, dy)$$

Della somma delle due:

$$s(x, y) = s(n \, dx, m \, dy) = \cos(2\pi f_x n \, dx) + \cos(2\pi f_y m \, dy)$$

Si consideri adesso una oscillazione che ha una variazione lungo una direzione non corrispondente a x o y, ma generica. Questa oscillazione presenta variazioni sia lungo x che lungo y. Si deve tenere presente che non è rappresentabile dalla somma di due componenti delle quali una esclusivamente lungo x e la seconda lungo y.



TDF 2D

In particolare il fasore complesso $e^{j2\pi(ux+vy)}$ può essere visto come un fasore di frequenza $w = \sqrt{u^2 + v^2}$ mentre l'intensità ha lo stesso valore per i punti che sono perpendicolari alla direzione $\vec{n} \triangleq \left(\frac{u}{w}, \frac{v}{w}\right)$

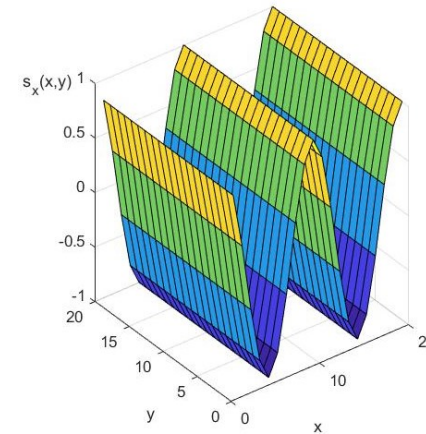
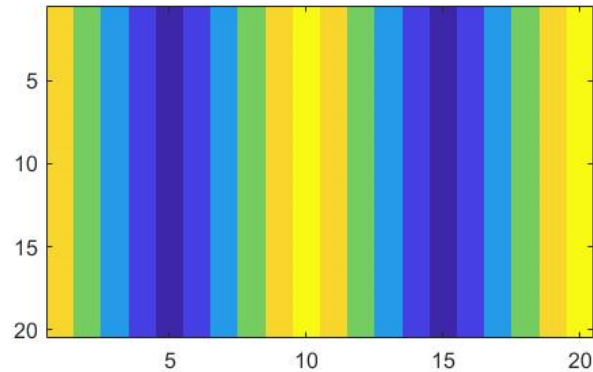
definito $\vec{r} \triangleq (x, y)$ un vettore che individua il punto (x, y) si ha

$$e^{j2\pi(ux+vy)} = e^{j2\pi w \left(\frac{ux}{w} + \frac{vy}{w}\right)} = e^{j2\pi w \vec{r} \cdot \vec{n}}$$

dove $\vec{r} \cdot \vec{n}$ è il prodotto scalare tra \vec{r} e \vec{n}

TDF 2D

La figura in basso mostra un'immagine la cui intensità varia in modo sinusoidale lungo x. La variazione è evidenziata dal cambio di colore: l'immagine che appare continua, in realtà è realizzata a partire da una matrice di valori e ogni pixel dell'immagine corrisponde al valore $s(x,y)$

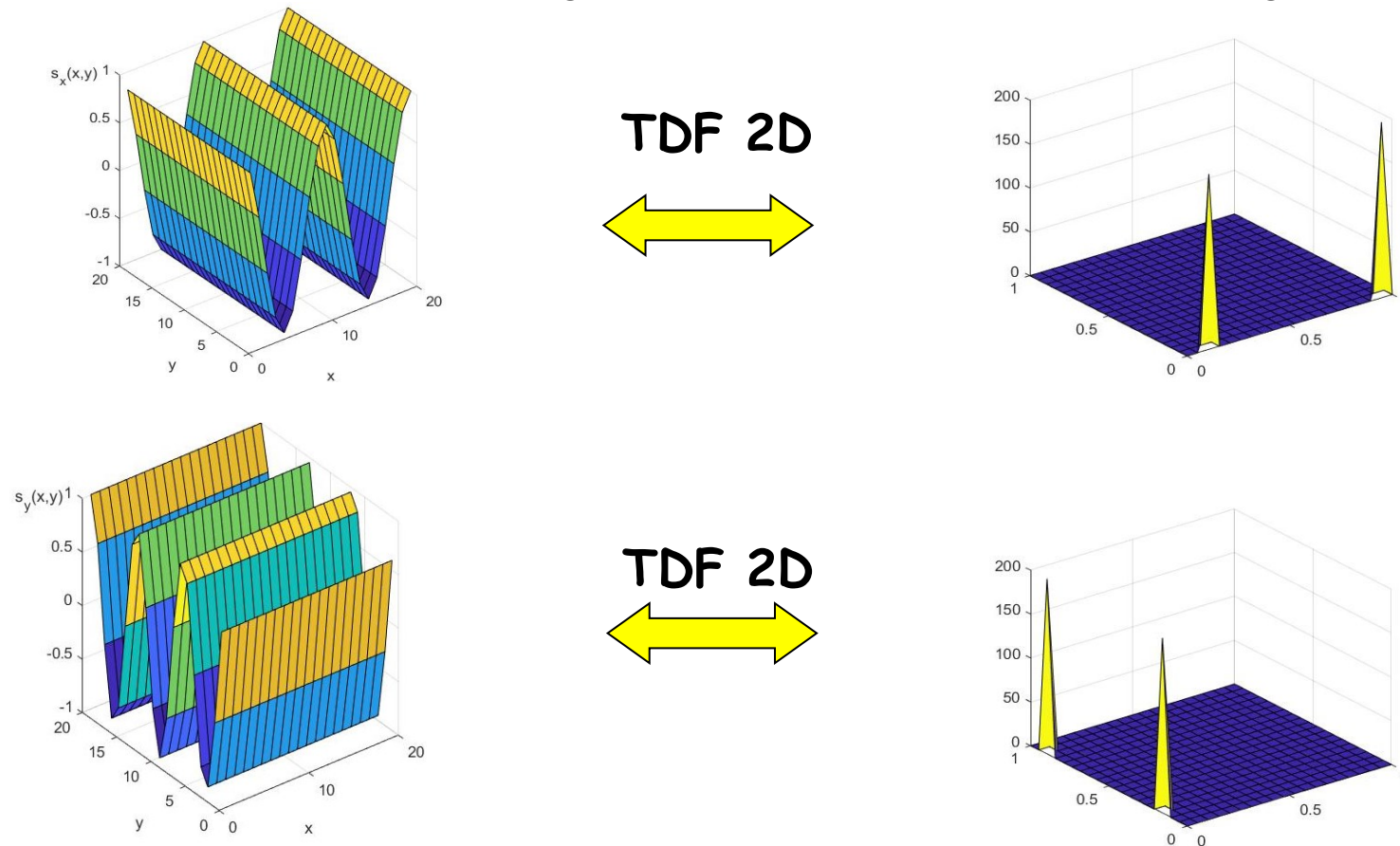


La stessa immagine può essere visualizzata nelle tre dimensioni in modo da evidenziare nella terza dimensione l'ampiezza di $s(x,y)$

TDF 2D

La trasformata discreta di Fourier bidimensionale, in ambiente Matlab, viene realizzata tramite il comando `fft2()`. Può essere ottenuta anche applicando il comando `fft()` monodimensionale, prima lungo le righe (o le colonne) e poi, al risultato ottenuto, lungo le colonne (o le righe)

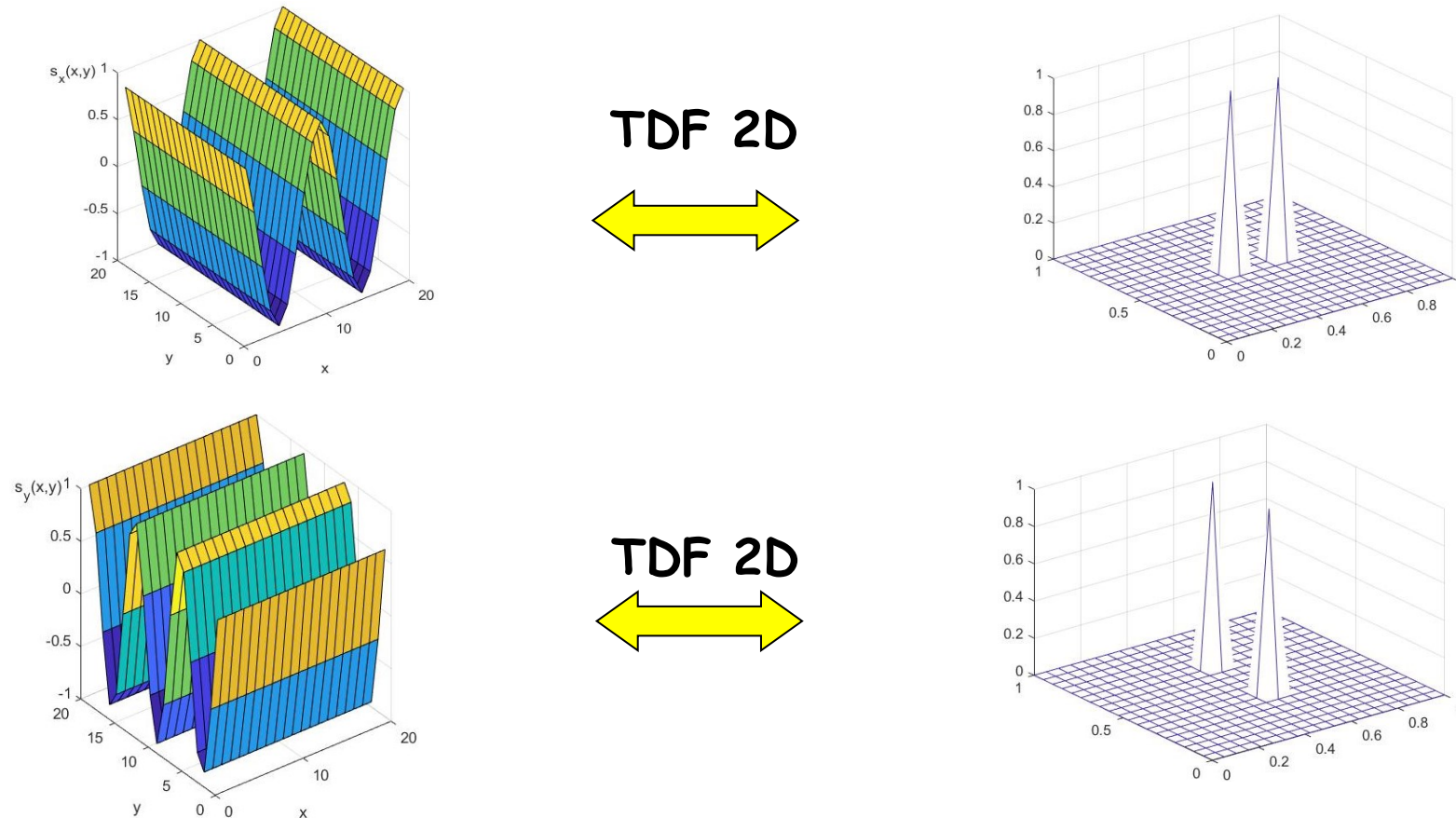
Di seguito l'ampiezza della TDF per due immagini in cui la variazione avviene lungo direzioni ortogonali.



Per la taratura degli assi dello spettro di ampiezza 2D è stata usata la frequenza normalizzata

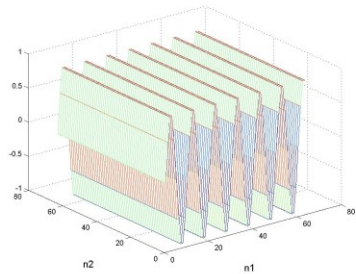
TDF 2D

Con l'operazione di `fftshift(.)` è possibile visualizzare, analogamente al caso monodimensionale, l'intervallo frequenziale a cavallo dello zero.

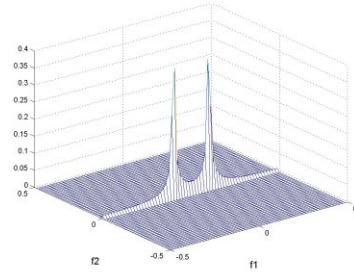


TDF 2D

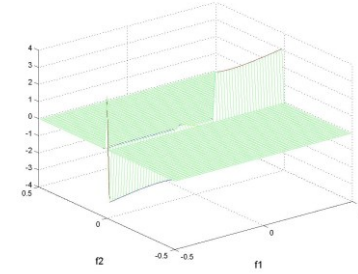
Di seguito viene mostrato anche lo spettro di fase....



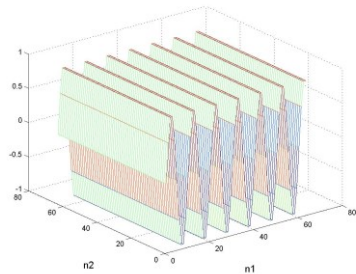
TDF 2D
↔



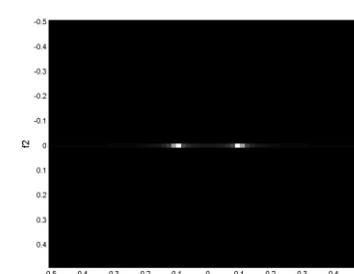
Ampiezza



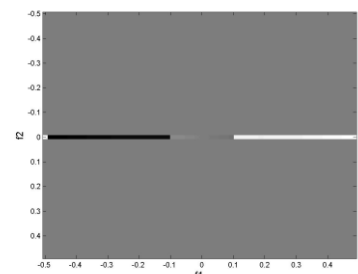
Fase



TDF 2D
↔

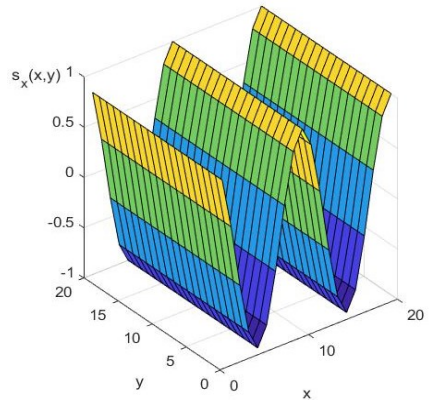


Ampiezza

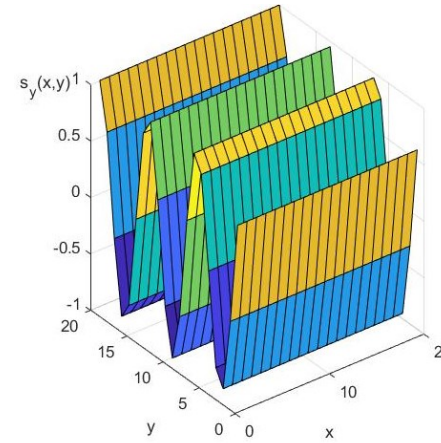
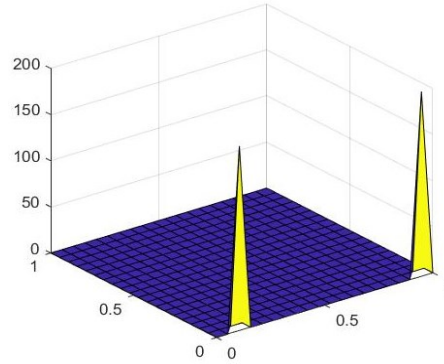


Fase

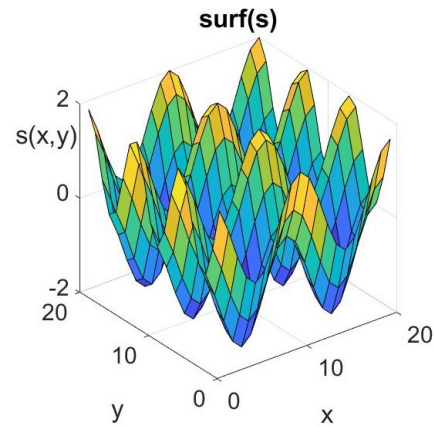
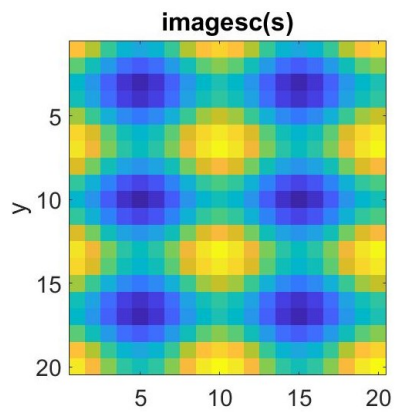
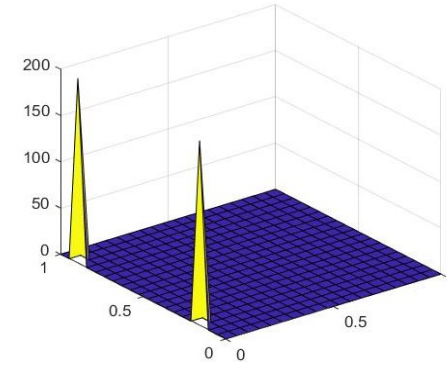
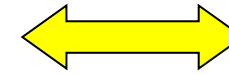
TDF 2D



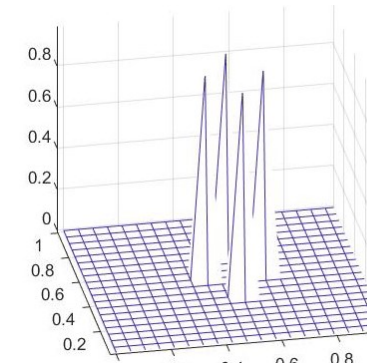
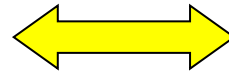
TDF 2D



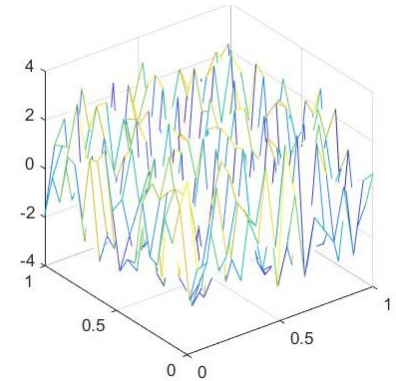
TDF 2D



TDF 2D



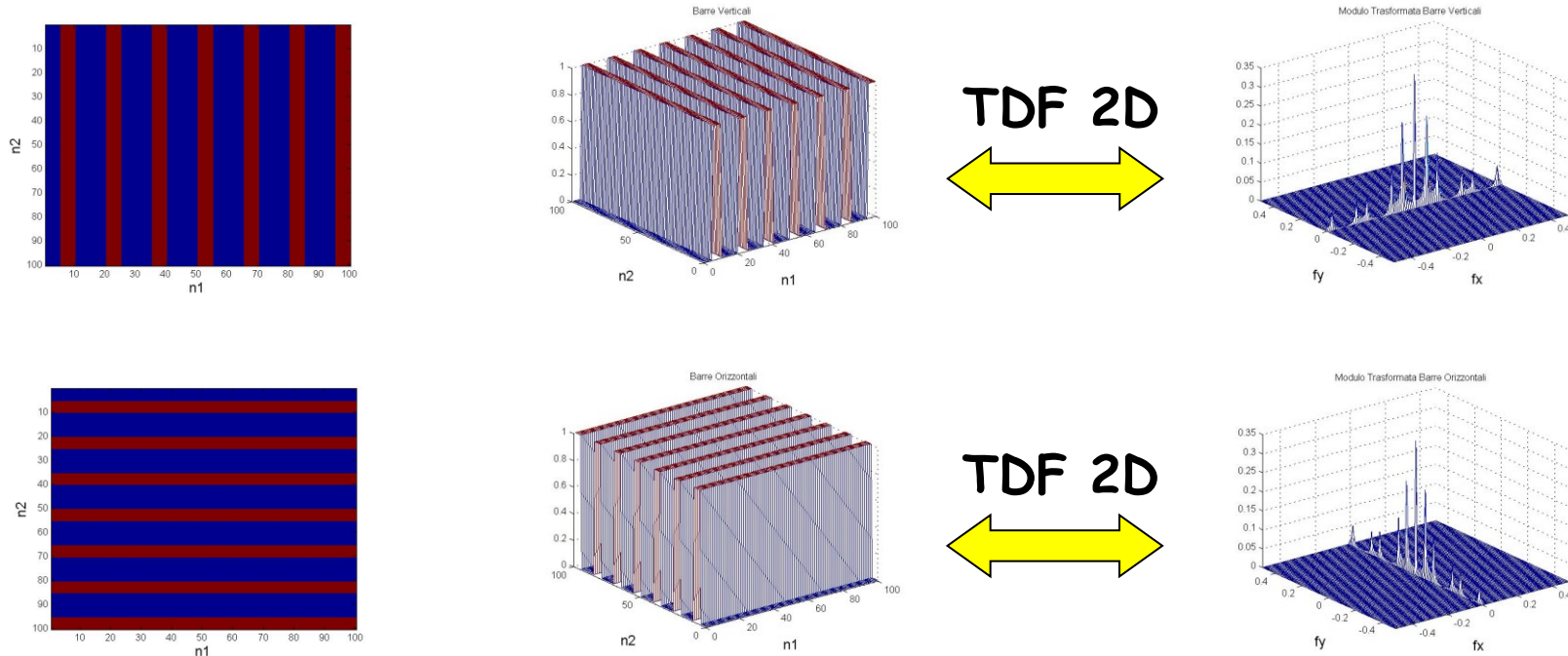
Ampiezza



Fase

TDF 2D

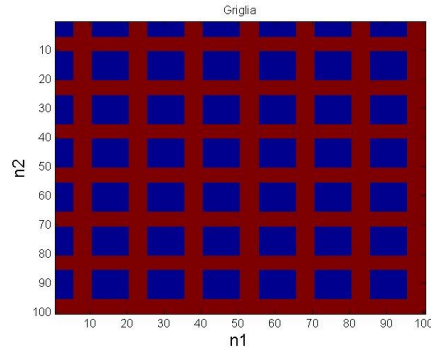
Si veda l'ampiezza della trasformata di immagini costituite da barre orizzontali e verticali.



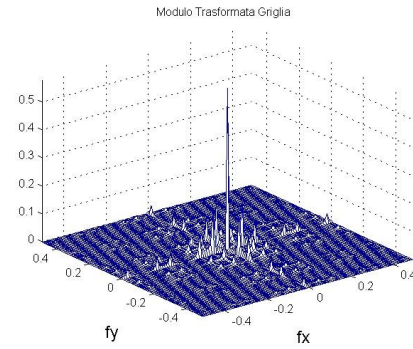
Si deve notare come il profilo lungo le direzioni parallele all'asse f_x per le barre verticali e quelle all'asse f_y per le barre orizzontali è analogo al profilo della trasformata discreta monodimensionale dell'onda rettangolare

TDF 2D

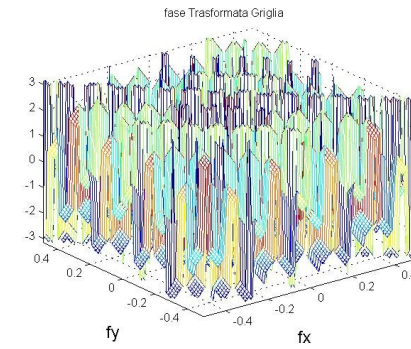
Vediamo l'ampiezza e la fase della trasformata di un'immagine costituita da una griglia.



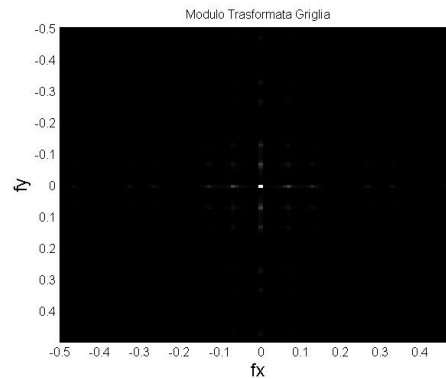
TDF 2D
↔



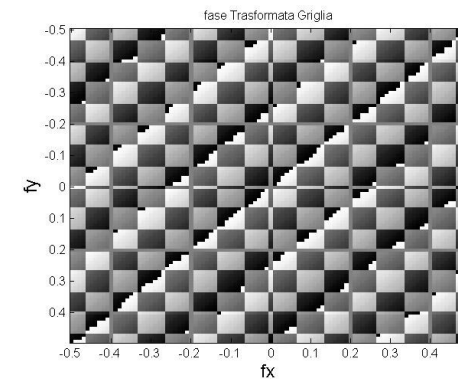
Ampiezza



Fase



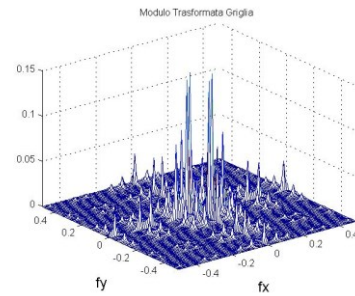
Ampiezza



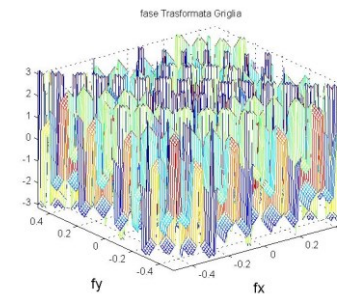
Fase

TDF 2D

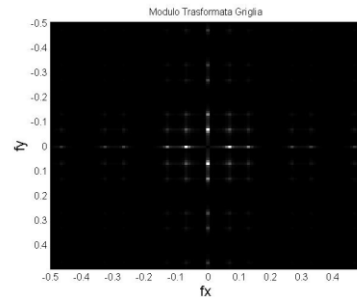
Per migliorare la visualizzazione dei picchi relativi alle armoniche è possibile togliere il valore medio all'immagine: questo porta all'eliminazione della componente continua $f_x=0, f_y=0$



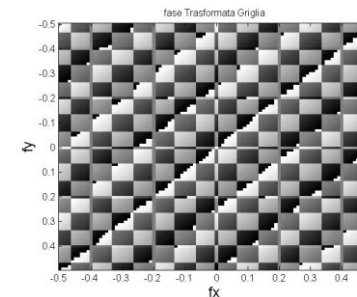
Ampiezza



Fase



Ampiezza



Fase

Esempi TDF

Vediamo la trasformata di un'immagine di una cultura cellulare ottenuta tramite un microscopio confocale. L'immagine originale è a colori e le cellule, preventivamente marcate, risultano verdi. Di seguito viene elaborata la componente verde estratta dall'immagine originale. L'immagine è un'immagine di intensità: valori chiari rappresentano una alta componente verde nell'immagine originale, valori scuri rappresentano una bassa componente verde nell'immagine di partenza. Essendo l'immagine di partenza in rgb essa è rappresentata attraverso una matrice $N_x * N_y * 3$ e selezionare la componente verde equivale semplicemente a selezionare $s(:, :, 2)$

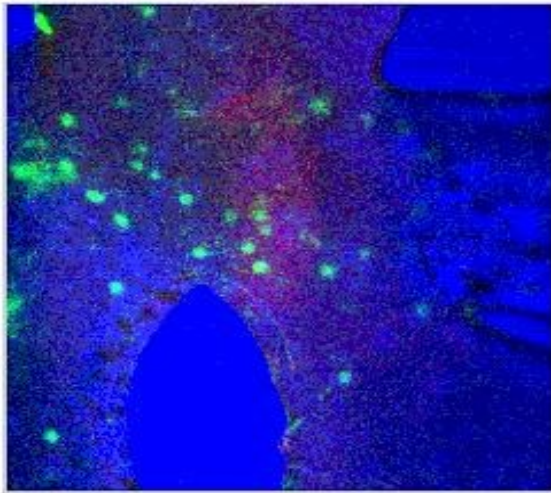
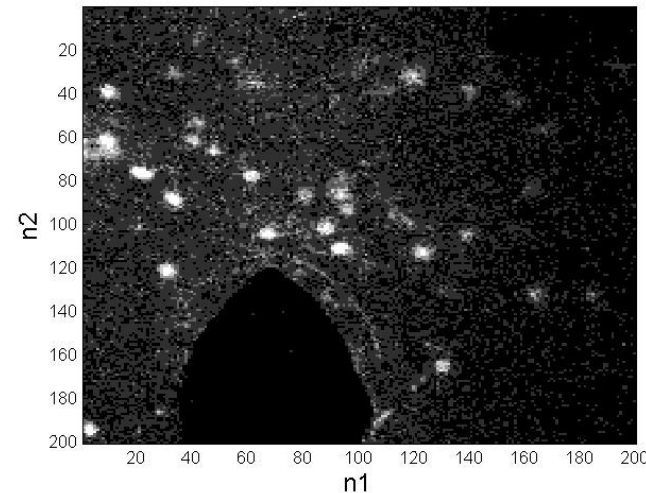
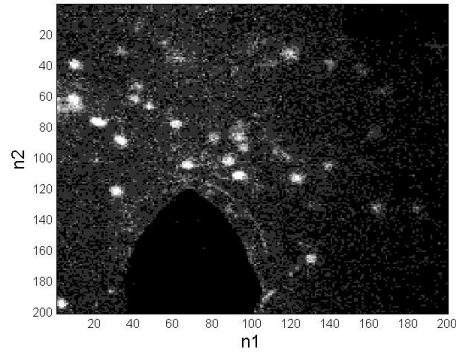


Immagine di partenza



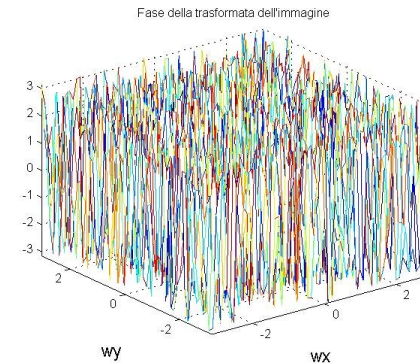
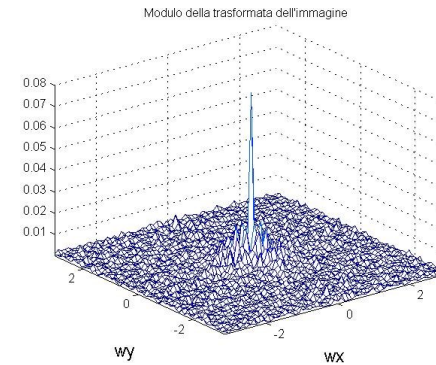
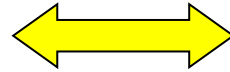
Componente verde

Esempi TDF



Componente verde

TDF 2D



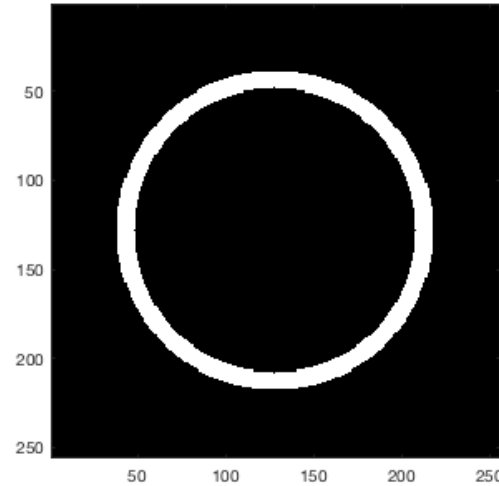
Lungo gli assi sono indicate le pulsazioni normalizzate
quindi comprese tra $[-\pi, \pi]$ rad

$$\omega = \frac{2\pi k}{N}$$

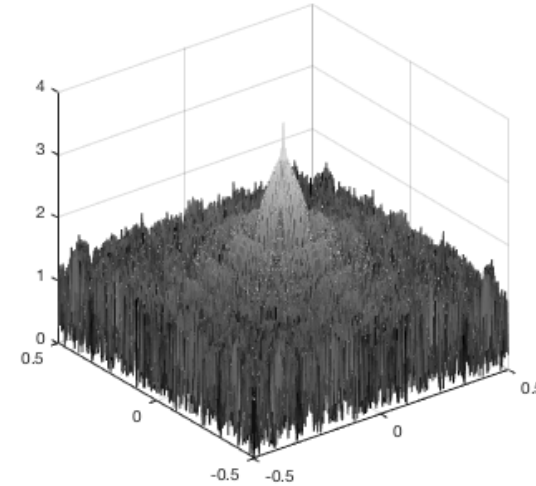
Esempi TDF

Immagine di partenza
con modulo della trasformata

(n.b., in realtà è visualizzato
 $\log_{10} \left(1 + \text{abs} \left(H(f_x, f_y) \right) \right)$ per
migliorare la visualizzazione)



Immagine



Ampiezza TDF

Esempio di applicazione
del filtro gradiente lungo x
e lungo y

$$\Delta_x I = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
$$\Delta_y I = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Vediamo il risultato del gradiente lungo x (sx) e lungo y (dy) con le rispettive trasformate

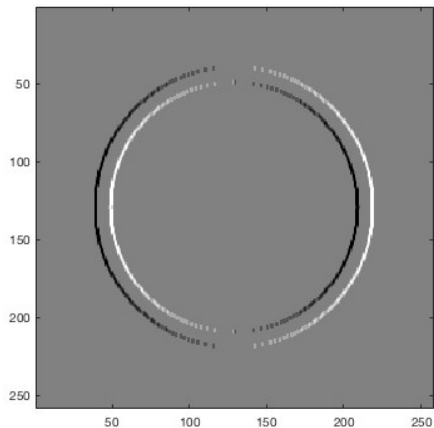
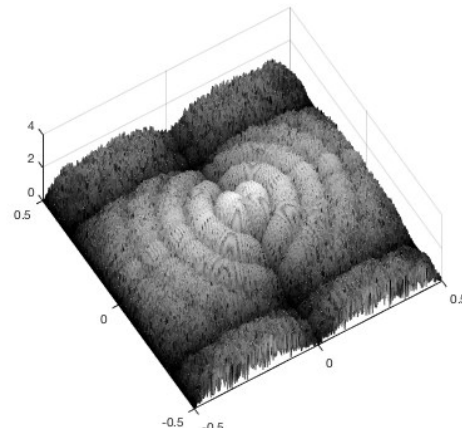


Immagine con filtro x



Ampiezza TDF

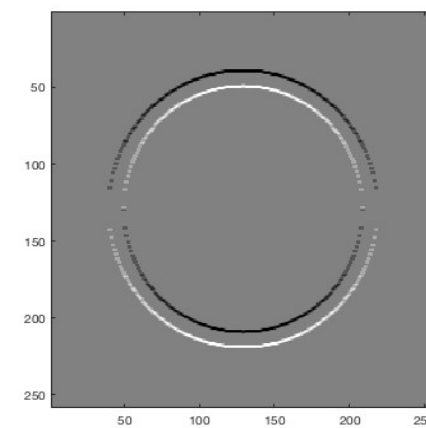
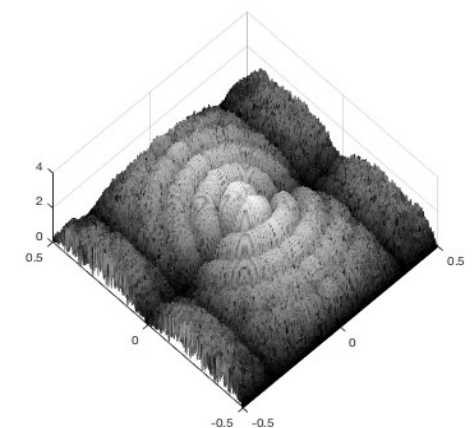


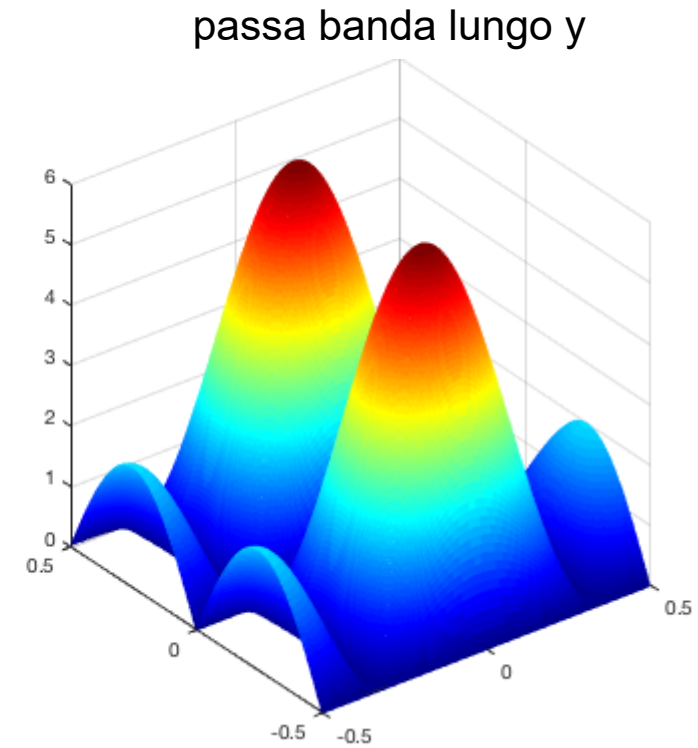
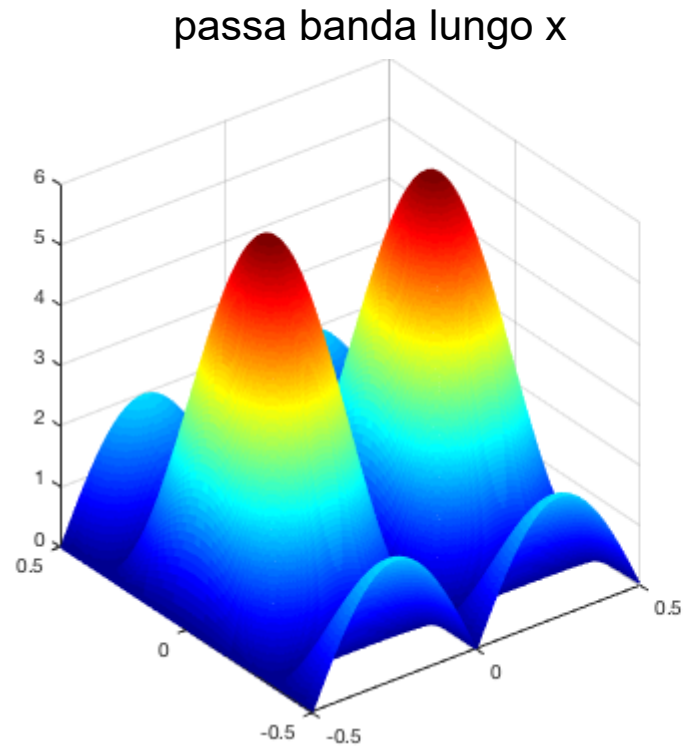
Immagine con filtro y



Ampiezza TDF

Esempi TDF

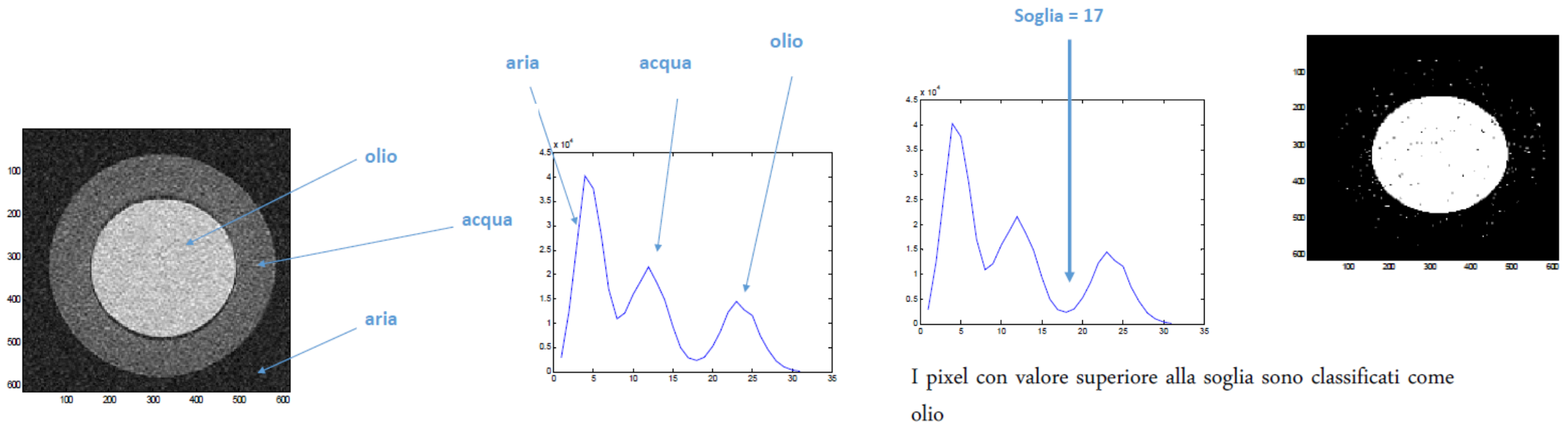
Esempio di trasformate di questi filtri, entrambi passa banda con caratteristiche direzionali



Operazioni Globali

Sono operazioni atte a trasformare l'immagine globalmente, nella sua intensità (livelli di grigi) o nella sua struttura, o ancora per estrarre informazioni ad esempio isolare una parte dell'immagine/volume di particolare interesse (segmentazione).

La segmentazione ha il fine di isolare una regione di interesse. Può essere basata sui pixel (o voxel) quindi nella forma di una operazione puntuale e operare sull'istogramma, oppure essere basata sui contorni e su altre proprietà dell'immagine.

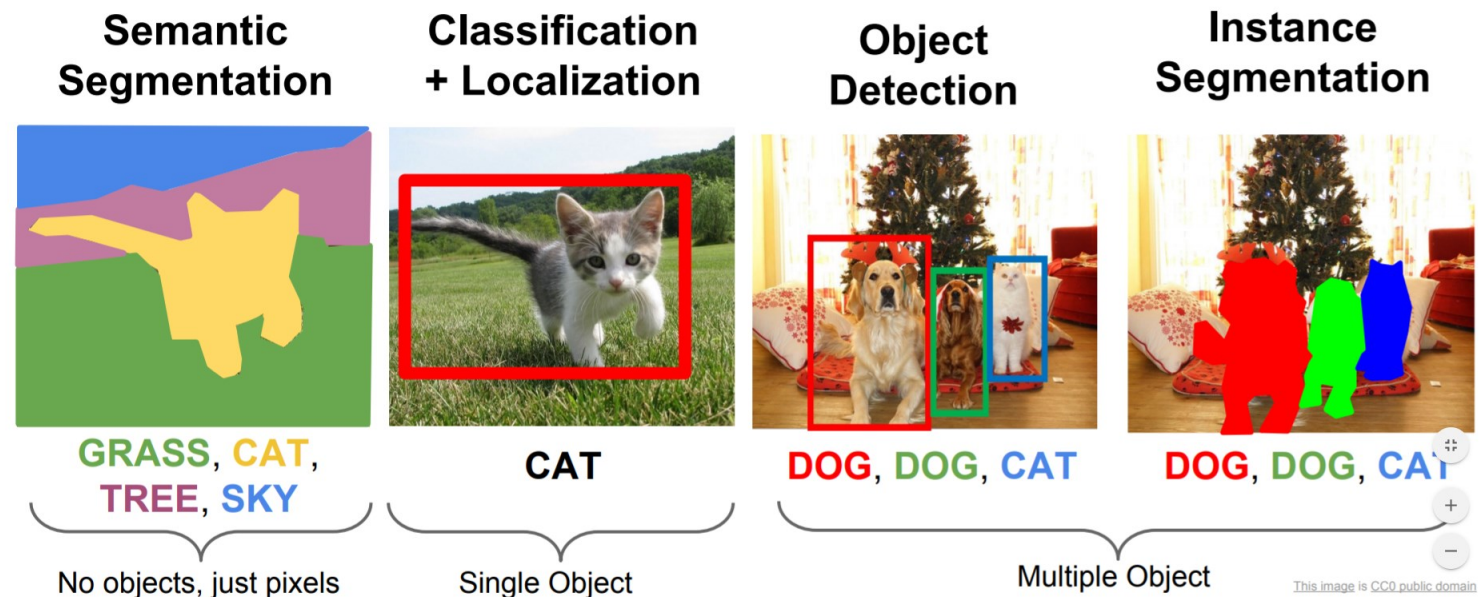


Segmentazione

La segmentazione di un'immagine nell'elaborazione digitale è il processo di partizione di un'immagine in regioni significative. Viene utilizzata per ottenere una rappresentazione più compatta, per estrarre degli oggetti o come strumento per l'analisi delle immagini e permette di partizionare le immagini digitali in insiemi di pixel. Lo scopo della segmentazione è semplificare e/o cambiare la rappresentazione delle immagini in qualcosa che è più significativo e facile da analizzare.

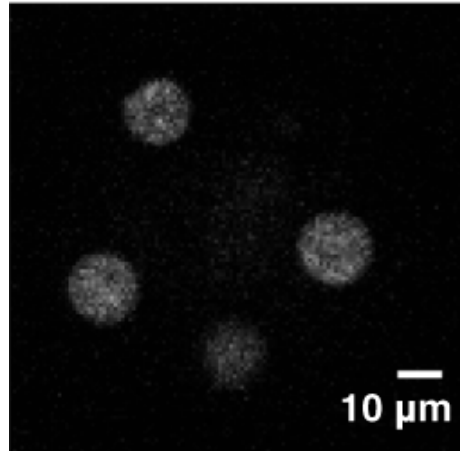
La segmentazione è di solito utilizzata per localizzare oggetti e bordi (linee, curve, ecc.). Più precisamente, la segmentazione è il processo con il quale si classificano i pixel dell'immagine che hanno caratteristiche comuni, pertanto ciascun pixel in una regione è simile agli altri della stessa regione per una qualche proprietà o caratteristica (colore, intensità). Regioni adiacenti sono significativamente differenti rispetto ad almeno una di queste caratteristiche. Il risultato di un'immagine segmentata è un insieme di segmenti che, collettivamente, coprono l'intera immagine.

La segmentazione può essere fatta seguendo diversi principi: l'intensità dei pixel, il loro significato semantico, la posizione, l'appartenenza o meno ad un dato oggetto...

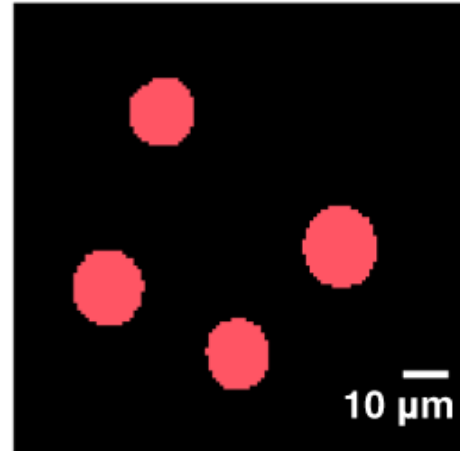


Segmentazione

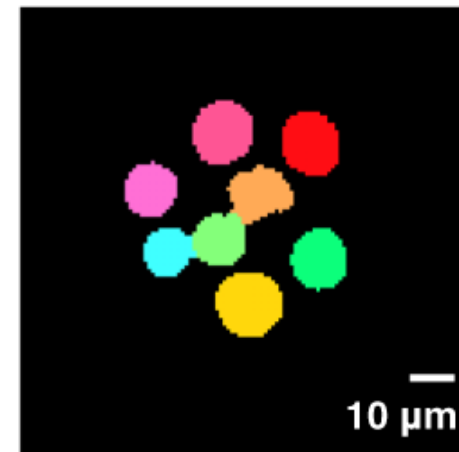
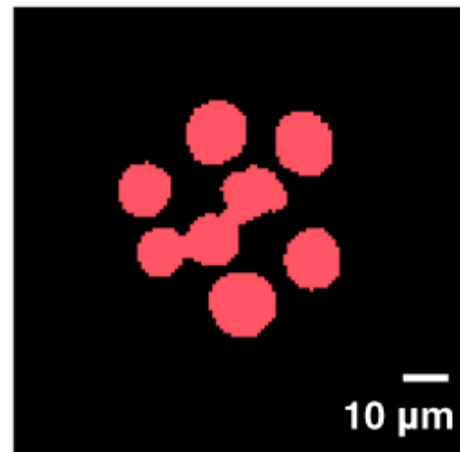
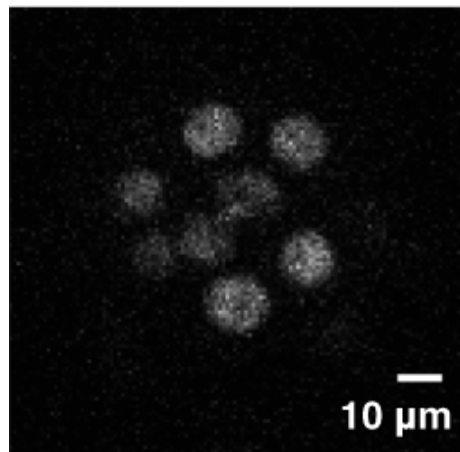
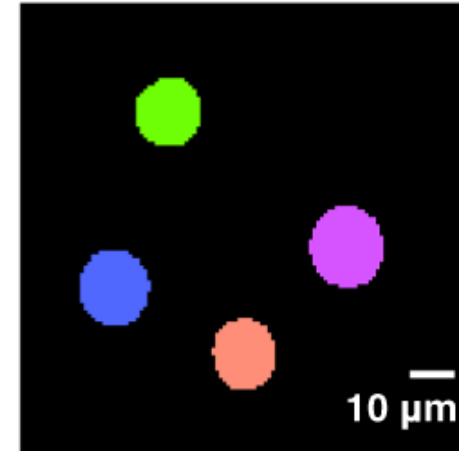
2D Fluorescence
Microscopic Image



Semantic Segmentation



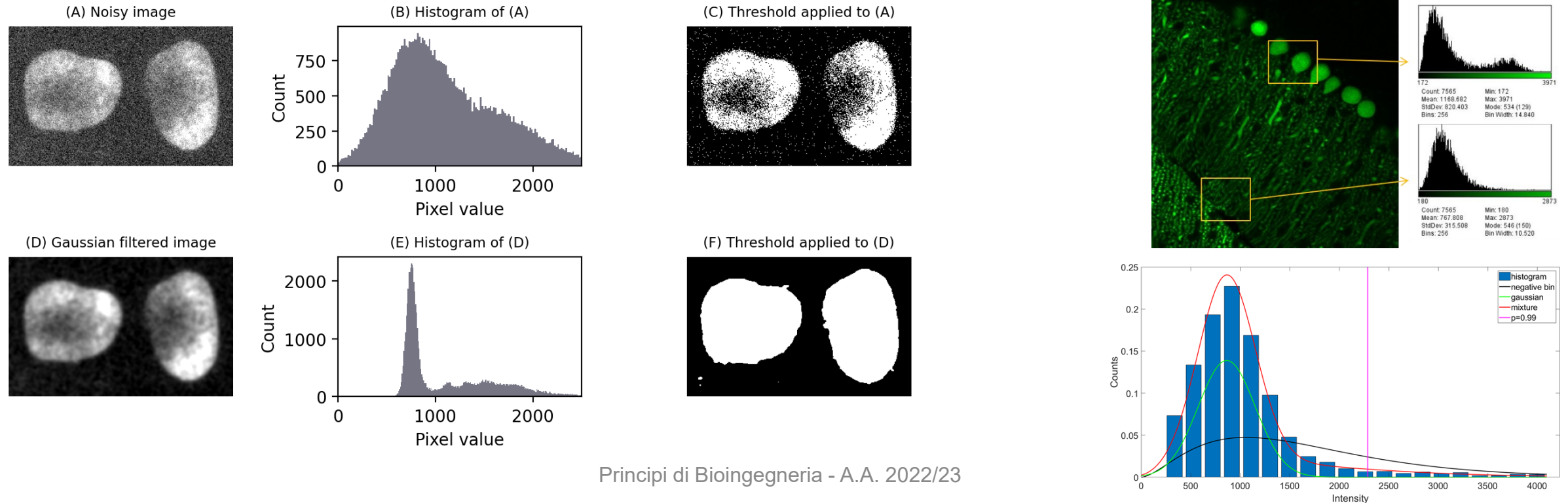
Instance Segmentation



Esempio: segmentazione a soglia

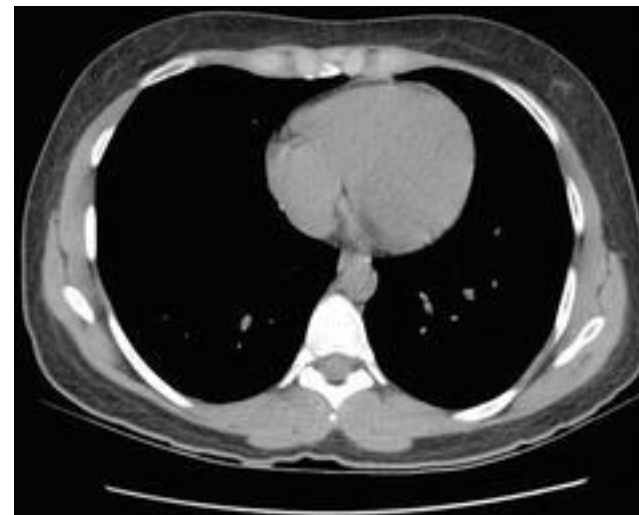
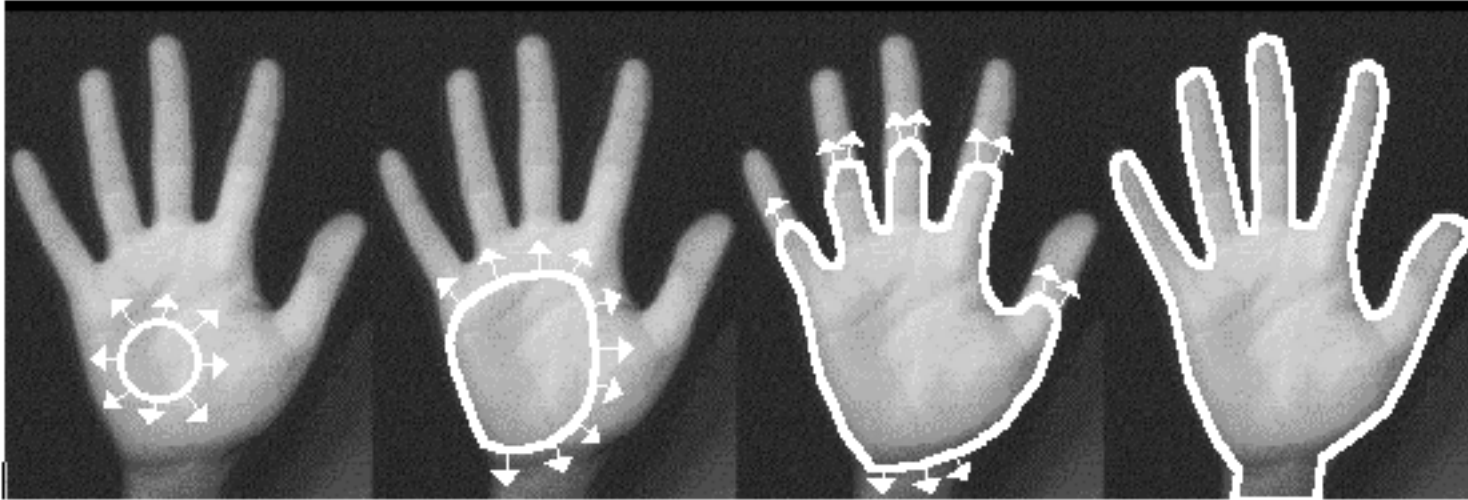
Le soglie variano per ogni immagine. Oggetti distinti spazialmente possono essere classificati nello stesso modo. Inoltre, appaiono pixel spuri (da filtrare, es. filtro mediano), e il rumore può sovrapporre tessuti diversi che vengono ad avere valori confrontabili (anche qui si possono applicare filtri e trasformate).

Esistono algoritmi statistici e di Machine Learning per la segmentazione automatica tramite l'identificazione automatica delle interfacce. E anche per l'identificazione automatica delle soglie, questi sono gli algoritmi di clustering. In quel caso l'immagine viene analizzata con l'ipotesi che l'istogramma sia dato dalla somma degli istogrammi dei diversi tessuti, ciascuno di questi verrà identificato come un unico 'cluster'.



Esempi

Altri approcci possono usare dei modelli che vengono adattati o stimati sull'immagine ad esempio per estrarre i contorni



Registrazione

La registrazione (image fusion) è un'operazione globale che ha il fine di integrare bioimmagini diverse dello stesso corpo.

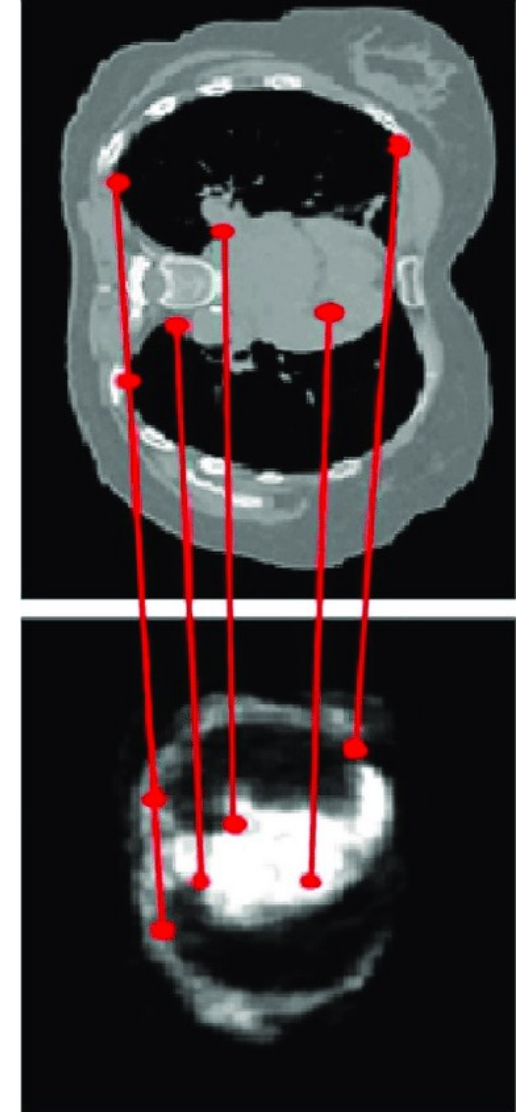
Può essere usata per combinare le informazioni provenienti dalla stessa modalità (*unimodale*).

- Correzione movimento
- Integrazione (funzionale+anatomica, fMRI)
- Follow-up (tempi diversi)

Può essere usata per combinare le informazioni provenienti da modalità diverse (*multimodale*):

- funzionale + anatomica (PET/SPECT + MRI/CT)
- movimento/flusso/metabolismo + anatomica (US + MRI/CT)

Obiettivo: trovare la corrispondenza spaziale tra due immagini. Dato un volume corporeo nello spazio del paziente con coordinate (x_0, y_0) , questo è rappresentato con il pixel (voxel) con coordinate (x_1, y_1) nella prima bioimmagine, e bisogna trovare il pixel corrispondente sull'altra bioimmagine, il quale avrà coordinate (x_2, y_2) . Si cerca una trasformazione per farlo, ma non sempre è lineare, a volte neanche possibile. Le bioimmagini possono avere risoluzioni diverse, il volume può essere cambiato nel tempo intercorso.



Esercitazione

Scaricare il file MRI_es.mat, all'interno sono presenti le variabili 'MRI_z90' (197x233) e 'MRI_x100' (189x233) (attenzione al formato *uint8*).

Graficare l'immagine e il suo istogramma associato ai livelli di grigio. Filtrare l'immagine attraverso la convoluzione 2D usando i seguenti filtri e graficarne i risultati.

- Filtro medio di dimensione 3
- Filtro mediano di dimensione 5
- Filtro gaussiano di dimensione 3x3
- Filtro gradiente (lungo x e lungo y in cascata)

Calcolare la trasformata TDF 2D e graficarne ampiezza e fase dell'immagine originale e di quella filtrata nel caso 2 e 4.

Trovare empiricamente una soglia adeguata a massimizzare il contrasto e la visualizzazione dell'immagine e graficarne il risultato.

Calcolare gli indici di SNR e CNR (scegliere autonomamente le ROI su cui calcolarle, ma che non siano casuali) nell'immagine originale e in quella post-sogliatura.