

BioIMMAGINI

1. Sistema visivo Umano

Non è possibile distinguere un oggetto di dimensioni più piccole della lunghezza delle onde utilizzate.

Contrasto = $(v.\text{medio}(\text{oggetto}) - v.\text{medio}(\text{sfondo})) / v.\text{medio}(\text{sfondo})$

La differenza appena percettibile aumenta all'aumentare dell'intensità. => Il rumore è più visibile nelle regioni più scure

Modello $\text{immagine} = \text{illuminazione} * \text{riflettanza}$. Dimensione $M * N * k$ con 2^k livelli di grigio.

4-neighbors; D-neighbors (4 in diagonale), 8-neighbors(4+D)

Adiacenze tra pixel p e q con valori di grigio in V

4-adiacency(q in 4p); 8-adiacency(q in 8p); m-adiacency(in 4 or (in D and (4p intersecato 4q non ha pixel con valori in V)))

2. Elaborazione numerica dell'immagine

Miglioramento immagine.

Dominio spaziale: operatori puntuali, trasformazioni livelli di grigio, $s = \sqrt{255r}$

schiarisce; $s = r^2 / 255$ scurisce, $s = b * \log(a * r + 1)$ schiarisce regioni scure x Fourier, $s = b(e^{a * r} - 1)$ scurisce le chiare.

Stiramento da $[r1, r2]$ a $[0, 255]$: 0 per $r < r1$; $255 * (r - r1) / (r2 - r1)$ per $[r1, r2]$; 255 per $r > r2$

Istogramma per ogni valore di grigio c'è un numero di pixel che hanno quel valore. Ad ogni immagine corrisponde un solo istogramma ma non viceversa.

Equalizzazione, distribuisce uniformemente i livelli: aumenta contrasto, $sk = 255 \text{Sum}(ni / MN)$
??ESEMPIO??

Miglioramento locale in intorno 3×3 : schiarisco zone scure = $v.m.\text{locale} < k * v.m.\text{globale}$; contrasto basso ma non troppo = $k1 * \text{dev}.\text{std}.\text{globale} < \text{dev}.\text{std}.\text{locale} < k2 * \text{dev}.\text{std}.\text{globale}$; multiplico il pixel che soddisfa le condizioni per costante E.

Operatori duali tra più immagini. Media immagini per ridurre il rumore: la varianza dell'immagine media di k immagini è minore di un fattore k della varianza dell'immagine di partenza.

3. DSA

Angiografia digitale sottrattiva: acquisizione immagine maschera, iniezione contrasto, acquisizione immagine live, sottrazione della maschera alla live. Via venosa al posto di arteriale.

Sottrazione temporale: acquisizione prima e dopo di molte immagini e media per rumore e movimento. (cancella ossa e tessuti, usa contrasto, sensibile al movimento, facile, toglie rumore, alto SNR)

Sottrazione ad energia duale: k. attenuazione materiali diminuiscono all'aumentare dell'energia in modo diverso. Muscolo decresce più lentamente di osso e iodio; acq. A 80keV e a 120keV, sottrazione: =no tessuti molli, senza contrasto.

Sottrazione ad energia duale a gradino K: Iodio presenta discontinuità (k-edge) a 33keV, quindi acq a 32keV e a 34keV, sottraggo=solo iodio. (cancellazione selettiva, non contrasto, bene movimento, complessa, male rumore, medio SNR)

Sottrazione ibrida: duale complessa. Più movimento in tessuti quindi sottrazione duale prima e dopo il contrasto, temporale x eliminare ossa. Usato x carotide. (cancella ossa e tessuti, contrasto, bene movimento, complessa, bene rumore, basso SNR)

5. Operatori locali (dominio spaziale)

Filtri spaziali per enhancement e segmentation.

Media mobile: riduce il rumore ma sfoca; Mediano: assegna il valore medio dei pixel dell'intorno al pixel centrale, toglie sale e pepe. Se la somma totale è 1 le regioni costanti restano inalterate. Sui bordi, zero padding, cloning o convoluzione circolare.

6. Operatori differenziali

Derivata prima: gradiente (contorni spessi, risposta a rampa, approssimato $df = [f(x,y) - f(x-1,y); f(x,y) - f(x,y-1)]$ $|df| = |Gx| + |Gy|$ a seconda di come approssimo i Gx, Gy ho

Roberts $\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 1 \end{bmatrix}$ e $\begin{bmatrix} 0 & -1 & 1 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$ sensibile al rumore, ordine pari difficile non simmetrico;

Prewitt $\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$ e $\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$, direzione bordo;

Sobel $\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$ e $\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$, molto usato;

Derivata seconda: laplaciano (contorni fini, risposta al dettaglio fine, accentuano il rumore: prefiltraggio, doppio contorno con gradino). Isotropico e lineare $L = f''_{xx} + f''_{yy}$, gli zeri del laplaciano coincidono con la d'' se la variazione di luminosità lungo il bordo è nulla o al più lineare. Approssimato: $\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$. Invariate a rotazioni di 90.

La convoluzione di una maschera a somma 0, anche l'immagine risultante ha somma 0: bisogna scalarla.

Miglioramento sommando l'immagine alla laplaciana (sottraendo se il k. centrale è negativo)

Filtro gaussiano: $1/(2\pi\sigma^2)e^{-((x^2+y^2)/2\sigma^2)}$ per prefiltrare

Filtro LoG: $d''G = \text{mexicanHat}$: essendo lineare equivale a fare uno smoothing gaussiano e poi applicare il laplaciano al risultato.

HighBoostFiltering: $Af(x,y) + d''f(x,y)$. se $A=1$ è laplaciano, $A>1$ utile per schiarire.

7. Dominio delle frequenze

DFT va schiarita con $s = \log(1+r)$. Lineare. Va centrata $F(u-M/2, v-N/2)$ e poi rishiftata. $F(0,0)$ è la media. Correlazione $F^*(u,v)H(u,v)$ usata per matching. $u_c \geq 2u_{\max}$ shannon quindi passabasso.

Tutti i filtri lineari nello spazio sono moltiplicazioni in frequenza.

Filtro notch, pongo a 0 il valore medio per eliminare interferenze.

Ringding dovuto a passabasso ideale ($\text{rect} \rightarrow \text{sinc}$) quindi usato Butterworth: $H = 1/(1 + (D(u,v)/D_0)^{2n})$ meglio del gaussiano dove σ è la f di taglio, perché la f di taglio è indipendente dall'ordine del filtro. Passaalto Butterworth = $H = 1/(1 + (D_0/D(u,v))^{2n})$

Laplaciano in frequenza: $d''f = -[(u-M/2)^2 + (v-N/2)^2]F(u,v)$

Va normalizzata l'immagine $[0,1]$ e la $d''f/\max$ in modo che assuma $[-1,1]$

$H_{hp} = 1 - H_{lp}$; $H_{hb} = (A-1) + H_{hp}$; $H_{hfe} = a + bH_{hp}$

Omomorfo: $H = (g_h - g_l)[1 - e^{-(c(D^2(u,v)/D_0^2))}] + g_l$ se $g_l < 1$ e $g_h > 1$ amplifica riflettanza.

8. Operatori morfologici

Dilation: insieme di punti z tali che quando B^* è traslato di questi punti almeno un punto di B^* è incluso in A ; se scala di grigi tipo convoluzione: massimo di $(f+b)$ in intorno di f definito da

b . Erosion: insieme punti z tali che quando B è traslato di questi punti ogni punto di B è contenuto in A ; se scala di grigi tipo correlazione: minimo $(f-b)$ in intorno di f definito da b .

Opening: $\text{erosion} + \text{dilation}$; in grigi rimuove i dettagli piccoli e chiari. Closing: $\text{dilation} + \text{erosion}$; in grigi rimuove i dettagli piccoli e chiari. Duali. Hit-or-Miss per shape detection oggetto X e finestra W poco più grande di X : $\text{AerosoX} = \text{intersecato}(A^* \text{eroso}(W-X))$

Morph-smoothing: $\text{opening} + \text{closing}$, riduce i dettagli chiari e scuri ed il rumore senza sfocare i bordi.

Morph-gradient: $\text{dilation} - \text{erosion}$ dipende meno dalla direzione del bordo.

Top-hat-transformation: $f - \text{opening}$, migliora il dettaglio in presenza di ombra.

Textural segmentation: closing x eliminare una regione, opening per uniformare l'altra e morph-gradient per bordo tra due regioni.

9. Segmentazione

Edge linking: un pixel x,y di bordo se $|df(x,y) - df(x_0,y_0)| < \text{soglia}$ e $|a(x,y) - a(x_0,y_0)| < \text{sogli angolare}$ allora x_0,y_0 è di bordo. Prima su tutte le linee verticali, poi su tutte le orizzontali con $E=25$ e $A=15^\circ$

Trasformata di Hough: trasforma il problema di riconoscimento di forme in intersezioni di forme;

rette in forma polare $r = x \cos(a) + y \sin(a)$ spazio parametri r e a . Sistema di voto quantizzato

Best Fit Line: dato insieme di punti calcolo la retta che ci passa più vicino possibile $\min \sum (y_i - (mx_i + q))^2$ e passa per il baricentro dell'insieme, posso ruotare il sistema di riferimento assumendo

che la BFL passi per l'origine. $S = (x_i^2 + y_i^2)$ per determinare n trovo l'autovettore

corrispondente all'autovalore più piccolo di s e la BFL è ortogonale a n . $u = A^*y$ con A^* pseudo-inversa

Thresholding: calcolo automatico soglia: To livello medio, calcolare livelli medi dei due gruppi e una nuova soglia $T = (m1 + m2)/2$ e iterare fino a differenza di T piccola. Istogramma multimodale: divisione in sottoimmagini, algoritmo soglia su quelle che hanno bordo (varianza < 75) e quelle omogenee invariate. Bimodale: fitting con gaussiane e stima ai minimi quadrati. Per migliorare posso considerare solo i pixel vicini ai bordi per picchi alti uguali e che soddisfano una misura basata sul laplaciano o grad. per separabilità.

Region growing: seed, criterio di similitudine (descrittori + adiacenza). Splitting-merging: suddivisione o unione a seconda di criterio di similitudine. Watersheds: immagine topografica, dighe con dilation iterativa ai pixel dei bacini, se due bacini si connettono si costruisce diga con il max+1 valore di pixel = componenti connesse. Problema se rumore: preelaboro, marker in regioni interessanti, postelaborando con merge, ecc..

10. Rappresentazione immagini

Splitting: suddivisione successiva di un segmento. Poligoni di perimetro minimo.

Signatures: andamento distanza punti dal baricentro.

Descrittori basati sul contorno: lunghezza; diametro; asse maggiore, asse minore, eccentricità;

Fourier: dati P0 su contorno Pk sequenza che si ottiene attraversando il contorno: $s(k) = x_k + jy_k$. Si applica la DFT $a(u) = 1/k \sum s(k) e^{-j2\pi u k/K}$ $u = 0, \dots, K-1$, considerando meno descrittori si approssima l'oggetto con smoothing. Però non direttamente invarianti a rotazioni e traslazioni ma si possono predire.

Momenti statici: media, varianza ecc..

Descrittori regionali: Compattezza = $4\pi A/P^2$; media e mediano livelli di grigio, min max livelli grigio, #pixel valore sopra o sotto la media; momenti geometrici, PCA momenti centrali secondo ordine = assi d'inerzia, approssimati da image ellipse. Si possono calcolare dai momenti di 2 e 3 ordine sette momenti invarianti a traslazione, rotazione e cambio scala.

Obiettivo catturare differenze tra immagini mantenendo invarianti orientazione, scala, ecc..

11. Contorni attivi

Modelli deformabili basati su geometria, fisica, ottimizzazione. Modello-dipendenti.

Spline ad energia minima: spline iniziale su immagine e minimizzo energia, minimi locali = proprietà desiderate immagine, dinamico. E int: tensione, rigidità. Esterna attira lo snake sui bordi. Soluzione complessa, instabilità numerica. Utente disegna contorno approssimato

12. Registrazione

Illuminazione diversa, allineamento, movimento, cambio scena...

Trasformazioni, registrazione monomodale intra-paziente o tra pazienti diversi per atlanti o multimodali. Preprocessing: smoothing, estrazione bordi, segmentazione. Corrispondenza: funzione di trasformazione geometrica e intensità. Selezione caratteristiche: punti, linee, regioni. Vincoli ed errore stima. Ottimizzazione e stima parametri. Ricampionamento con passo dell'immagine di riferimento. Trasformazioni rigide 6 dof, trasformazioni affini 12 dof.

Registrazione basata su caratteristiche geometriche o markers (procuste) FLE spostamento tra marker e la sua locazione anatomica desiderata. FRE disallineamento tra punto di riferimento trasformato ed il suo corrispondente. TRE errore di registrazione tra punti non usati come marker, rilevante.

Multimodali: basati su markers (invasivi), su features, trasformazioni rigide.

Principal Axes Registration: calcolo matrice inerzia, centroide, assi principali per orientazione volume 6dof + scala. Uso IPAR per PET e MR visto che la PET è un'immagine parziale.

Registrazione basata su car. geom: veloce, forma chiusa, robusta | markers, segmentazione, invarianti stabili, FLE, usata x monomodali.

ICP per calcolare parametri trasformazione: stabilisco le corrispondenze, applico la trasformazione e trovo la caratteristica + vicina, e itero. Stima trasformazione iniziale cruciale, convergenza problematica.

Registrazione per similarità voxel con funzione obiettivo in modo da trovare i parametri della trasformazione minimizzando le differenze di intensità. Metodo gradiente: gradiente f.o. nel valore

corrente della stima del parametro, piccoli cambiamenti nei parametri nella direzione negativa del gradiente, rivaluto f.o. e se minore accetto il cambiamento. Convergenza lenta. Se le due immagini differiscono solo per il rumore SSD è ottima misura di similarità.

Intensità Vs geometriche: gradiente buono ma non ottimo e aggiornamento vincolo e iterazione stima; stima minimiquadrati la ottima ma dipende da corrispondenze che andranno ristabilite e iterato. CrossCorrelation: per monomodali con relazione intensità lineare; RatioImageUniformity RIU; Statistica: entropia congiunta e mutua informazione per multimodali (sensibili all'overlap)