

BioIMMAGINI

1. Sistema visivo Umano

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

Contrasto=(v.medio(oggetto)-v.medio(sfondo))/ v.medio(sfondo)

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

Modello immagine=illuminazione*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 $3x3$:schiarisco zone scure= v.m.locale<k*v.m.globale; contrasto basso ma non troppo= $k1*\text{dev.std.globale} < \text{dev.std.locale} < k2*\text{dev.std.globale}$; 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[-1 0;0 1] e [0 -1;1 0] sensibile al rumore, ordine pari difficile non simmetrico;

Prewitt[-1 -1 -1; 0 0 0; 1 1 1] e [-1 0 1;-1 0 1;-1 0 1], direzione bordo;

Sobel[-1 -2 -1;0 0 0; 1 2 1] e [-1 0 1;-2 0 2;-1 0 1], 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: [0 1 0; 1 -4 1; 0 1 0]. 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: $d''G$ =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.

Ringling dovuto a passabasso ideale (rect->sinc) quindi usato Butterworth: $H=1/1+(D(u,v)/D0)^{2n}$ meglio del gaussiano dove sigma è la f di taglio, perché la f di taglio è indipendente dall'ordine del filtro. Passaalto Butterworth= $H=1/1+(D0/D(u,v))^{2n}$

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]

$Hhp=1-Hlp$; $Hhb=(A-1)+Hhp$; $Hhfe=a+bHhp$

Omomorfo: $H=(gh-gl)[1-e^{-c(D^2(u,v)/Do^2)}]+gl$ se $gl<1$ e $gh>1$ 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

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:erosion+dilatino; in grigi rimuove i dettagli piccoli e chiari. Closing: dilation+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: $AerosoX$ intersecato($A^*eroso(W-X)$)

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

Morph-gradient: dilation-erosion dipende meno dalla direzione del bordo.

Top-hat-transformation:f-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 $|df(x,y)-df(x0,y0)|<soglia$ e $|a(x,y)-a(x0,y0)|<sogli$ angolare allora $x0,y0$ 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 $r=xcos(a)+ycos(a)$ 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 $\min \sum(yi-(mxi+q))^2$ e passa per il baricentro dell'insieme, posso ruotare il sistema di riferimento assunto che la BFL passi per l'origine. $S= (\xi^2 \xi yi; \xi yi^2)$ 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 $a(u) = 1/k \sum_{k=0}^{K-1} s(k) e^{-j2\pi u k / K}$, 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)