



L'ELABORAZIONE D'IMMAGINI
APPLICATA ALLA MEDICINA

A. Gisolfi; S.Vitulano

Dipartimento di Informatica ed Applicazioni
Università di Salerno

1
2

1
2

2
1



INTRODUZIONE.

In questi ultimi anni con il crescente interesse per i computers si è manifestata l'esigenza, sempre maggiore, di una loro utilizzazione per l'elaborazione d'immagini. Sotto l'influsso di tale spinta sono stati proposti sistemi sia per l'acquisizione d'immagini (telecamere normali e a fotodiodi) sia schede atte ad aumentare il potere risolutivo del video anche dei personal computers.

Manca, a nostro parere, una produzione software affidabile e flessibile per le diverse elaborazioni delle immagini; le ragioni di tale assenza sono diverse e tra di esse le principali sono, a nostro parere, l'assenza di una teoria chiara ed unificante ed algoritmi proposti per una ben definita classe d'immagini.

Queste riflessioni ci hanno indotto a proporre una struttura algebrica che ben si adatta all'elaborazione dei segnali e, sfruttandone alcune proprietà, a proporre un filtro digitale che sperimentato su moltissimi segnali [1] ci ha particolarmente soddisfatto. La scelta dei parametri di funzionamento di tale filtro viene fatta, in modo deterministico, ricorrendo ad una matrice delle caratteristiche [2].

In tale lavoro, anche se in modo necessariamente conciso, sono riportati tali algoritmi ed alcune loro applicazioni ai diversi tipi di segnali di natura biomedica.

STRUTTURA ALGEBRICA

In un lavoro precedente [3] abbiamo introdotto una struttura algebrica che ben si adatta alla trasmissione ed elaborazione di segnali. Il ricorso a tale struttura ci permette o di trasmettere l'intero segnale o parti di esso ritenute informative per l'analisi in esame.

Abbiamo anche introdotto una trasformata del segnale, la matrice delle caratteristiche [2], che fornisce una serie di informazioni utili sul segnale.

Introduciamo brevemente tale matrice rimandando per un maggiore approfondimento alla bibliografia.

Sia $u(x)$ un segnale discreto a dominio D finito. Effettuiamo una partizione del segnale mediante una "finestra"

$$w = x_i x_{i+j} \quad \forall x_i \in D \quad \text{e } j = 1$$

e definiamo "dinamica" del segnale la misura

$$d = |u(x_i) - u(x_{i+j})| \quad \forall x_i \in D$$

Introduciamo ora il vettore n -dimensionale, la cui prima componente è relativa al valore $d=0$, la seconda al valore $d=1$, ecc. La cardinalità di ciascuna componente non è altro che la frequenza con cui la dinamica scelta si presenta in relazione alle dimensioni della finestra.

Considerata una seconda finestra

$$w = x_i x_{i+j} \quad \forall x_i \in D \quad \text{e } j = 2$$

si ottiene un secondo vettore e così via fino al valore di j desiderato.

Tali vettori al variare di j costituiscono le righe della matrice delle caratteristiche, le cui colonne hanno per indici i valori della dinamica.

Possiamo estendere tale metodo a segnali bidimensionali, $u(x,y)$, notando che in tale ipotesi le finestre rappresenteranno delle sottomatrici della matrice immagine.

La "shape" del segnale sarà definita dalla relazione :

$$\frac{|u(x_{i+j}) - u(x_i)|}{x_{i+j} - x_i}$$

Premesso che ad ogni regione del campo visivo è possibile associare una funzione che la caratterizza; se intendiamo per "contorno" di un oggetto la regione esistente tra due distinte regioni contigue del campo visivo, in tale regione esisterà una "variazione" della funzione associata alle regioni stesse. Tale variazione, che nei nostri algoritmi è la shape della funzione, ci permette di estrarre il contorno dell'oggetto.

APPLICAZIONI.

La teoria brevemente illustrata nel paragrafo precedente, trova varie applicazioni a diversi problemi reali, quali ad esempio:

- 1) analisi della rugosità dei materiali [4],
- 2) analisi di superfici di taglio ottenute con luce laser [5],
- 3) classificazione di tessiture [6],
- 4) applicazioni biomediche:
 - a) classificazione di cromosomi umani bandeggiati [7],
 - b) elaborazione di immagini da T.A.C. [8],
 - c) elaborazione di immagini ecografiche e termografiche.

UNA APPLICAZIONE BIOMEDICA

Intendiamo in questo paragrafo presentare alcuni risultati ottenuti nel campo biomedico sulla elaborazione di immagini da T.A.C. L'algoritmo proposto consente di analizzare le superfici totali ed interne dei due reni.

L'immagine input, ovvero l'immagine radiologica fotodensitometrica (T.A.C.), raffigurante scansioni trasversali di logge renali, viene digitizzata in una matrice 128x128 pixels, a 16 livelli di grigio.

Otteniamo in tal modo una rappresentazione bidimensionale discreta dell'immagine, ovvero una funzione di due variabili $u(x,y)$, dove x e y sono le coordinate spaziali che variano in un intervallo limitato, e $u(x,y)$ è il valore di livello di grigio del punto (x,y) .

A questo punto avviene la suddivisione dell'immagine in regioni che soddisfano uno o più predicati di uniformità; questo ci

permetterà di separare gli oggetti dal fondo ed estrarre i contorni delle diverse regioni componenti l'immagine.

Avendo definito una regione come un insieme di punti soddisfacenti uno o più predicati di uniformità, e la shape come la zona di transizione fra due regioni adiacenti soddisfacenti predicati diversi, notiamo che nelle immagini in esame le regioni soddisfacenti predicati diversi sono gli organi dell'addome, quindi trovare la zona di shape che circonda i reni equivale a trovare il loro contorno.

Sulla matrice delle caratteristiche individuiamo la shape in corrispondenza del fronte di salita del segnale, cioè dei massimi per riga e per colonna e, detto w il valore della massima finestra corrispondente all'ultimo dei valori della shape, scegliamo per la fase di estrazione del contorno, il valore di w^0 soddisfacente la condizione

$$w^0 \leq \frac{\bar{w}}{2} + 1$$

ed il valore d^0 corrispondente al w^0 sul fronte di salita del segnale.

A partire da tali valori è possibile, utilizzando il filtro digitale, ricostruire interamente la shape e quindi il contorno.

Tale procedura, filtrando tutte le finestre w^0 in cui si riscontra una dinamica minore di d^0 ci fornisce un primo contorno non ben raffinato dei reni.

Interviene a questo punto un metodo di raffinamento (thinning) basato sulla conversione in due livelli di grigio dell'immagine, ricerca di punti medi, chiusura e inseguimento dei contorni chiusi che ci fornisce il contorno finale.

L'ultima fase dell'analisi consiste nella determinazione delle aree e nel confronto tra esse.

Assumiamo che i valori significativi siano l'area totale (AT) di ogni rene, l'area del calice (AC) ed il rapporto AC/AT e che il contributo alla misura di disomogeneità venga dato dal confronto fra questi valori nei due reni presenti nella scansione. Calcolate tali aree, contando i pixels contenuti nei contorni chiusi, introduciamo una normalizzazione su di esse ponendo pari a 100 le AT e AC di un rene sano ed esprimendo AT e AC dei reni esaminati in valori percentuali di quelle normalizzate.

Il confronto tra i valori corrispondenti dei due reni lo esprimiamo, attraverso una tabella, in termini della differenza percentuale tra essi.

Nelle figure che seguono si illustra una applicazione delle operazioni di filtraggio e del calcolo dell'area.

La Fig.1 si riferisce ad un rene sinistro, la cui immagine è stata discretizzata mediante una telacamera a fotodiodi.

La Fig.2 rappresenta il risultato dell'applicazione del filtro. Esso è la zona di contorno del rene ottenuto filtrando l'immagine iniziale, scegliendo per la finestra e per la dinamica rispettivamente i valori 3 e 4.

La Fig.3 mostra un raffinamento del contorno che si presenta come una linea chiusa. Come si può notare l'immagine è discretizzata a due toni di grigio.

La Fig.4 presenta un ulteriore raffinamento del contorno. Su tale risultato finale vengono poi calcolati i valori delle aree.

Le immagini riportate nelle figure 5, ..., 13 mostrano i risultati ottenuti nei casi in cui si manifestano anomalie.

Il rene patologico (destro) si presenta con una vasta area patologica in corrispondenza del calice relativo al rene sano.

Le finestre e le dinamiche usate per il filtraggio sono rispettivamente 4,6 per il rene destro e 2,5 per quello sinistro.

La tabella relativa alle aree valutate è la seguente:

	rene d.	rene s.	scarto %
AT	8,20%	2,75%	5,45%
AC	1,45%	0,30%	1,15%
AC/AT	0,177	0,109	0,068

In questa tabella lo scarto percentuale elevatissimo sulle aree totali e quello notevole sulle aree dei calici lasciano pensare alla presenza di forti irregolarità. Infatti nella fig.5 la zona patologica è ben evidente proprio in corrispondenza di quello che avrebbe dovuto essere il calice.

CONCLUSIONI.

Dalle immagini analizzate si vede che lo scarto percentuale fra gli stessi parametri di una coppia di reni, esprime in modo significativo una eventuale presenza di irregolarità in almeno un rene della coppia.

Una teoria che giustifichi e consenta la formalizzazione delle diverse fasi, così come noi abbiamo proposto, ci induce a continuare la sperimentazione anche in aree diverse.

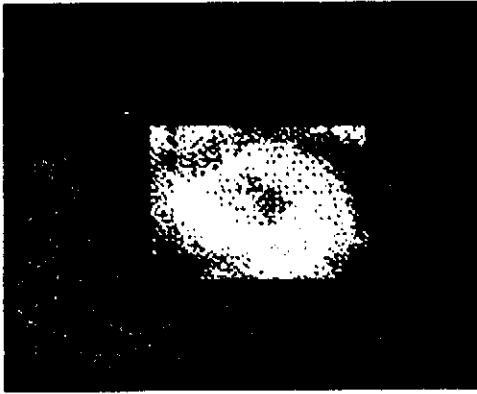


Fig.1 Discretizzazione
del rene sinistro



Fig.2 Primo contorno

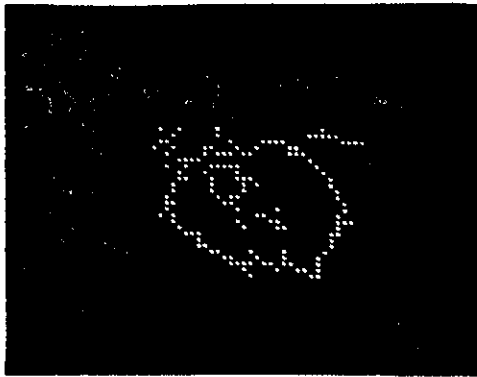


Fig.3 Raffinamento del
contorno precedente

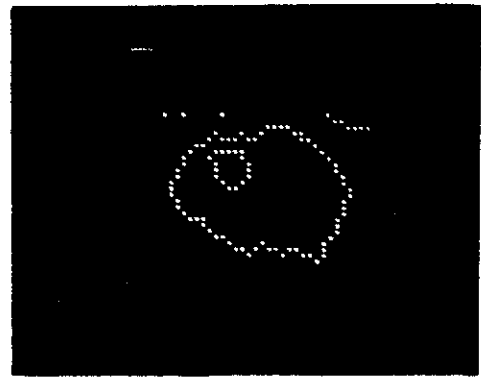


Fig.4 Risultato finale



Fig.5 Discretizzazione del rene destro

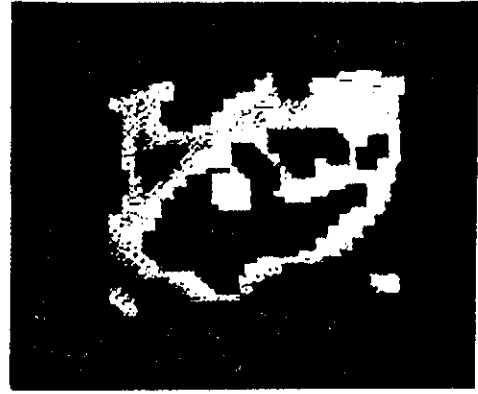


Fig.6 Zona di contorno

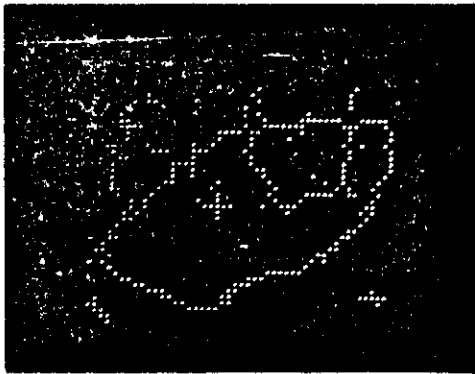


Fig.7 Raffinamento del contorno

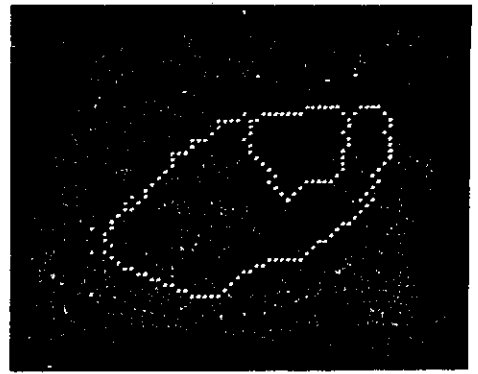


Fig.8 Risultato finale

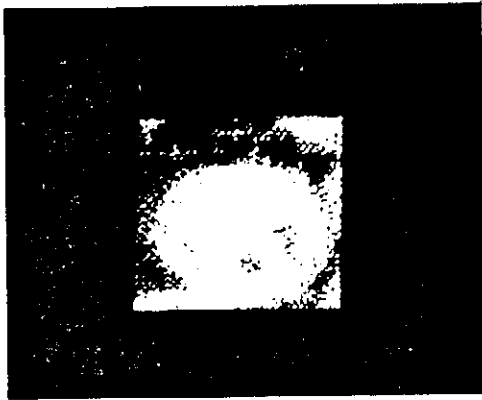


Fig.9 Discretizzazione del rene sinistro

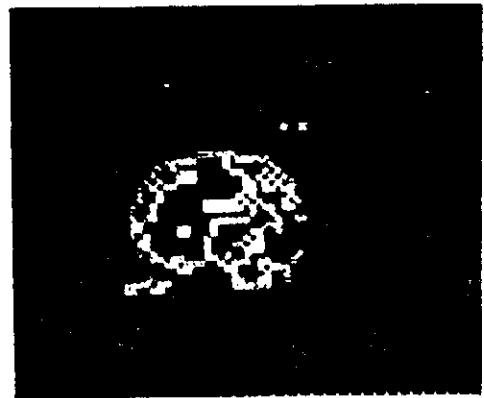


Fig.10 Prima zona di contorno



Fig.11 Raffinamento della zona di contorno

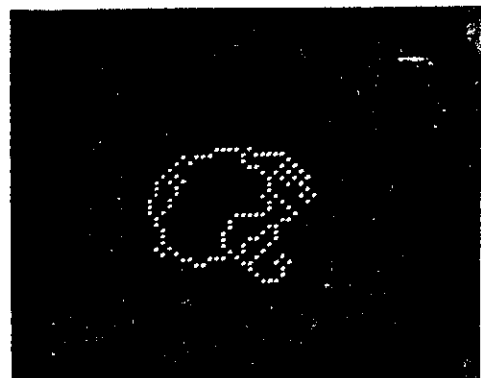


Fig.12 Risultato finale.

BIBLIOGRAFIA.

- [1] S.Vitulano ed al. "An Image transform emphasizing textural features" in Informatik-Fachbericte, n.8, Springer-Verlag, 1977
- [2] A.Gisolffi,S.Vitulano "Insiemi composti e c-matrix" in Lamiera n.6 1983 Milano
- [3] A.Gisolffi,S.Vitulano "Algebraic Pattern Recognition" in Digital Signal Processing-84, North-Holland
- [4] A.Esposito,S.Vitulano "Sulla definizione della topografia della lamiera" in Lamiera 1982.
- [5] A.Esposito,A.Gisolffi,S.Vitulano "Rugosità di superfici di taglio laser" in Pixel computer graphics CAD/CAM, image processing, Milano 1984.
- [6] A.Gisolffi,S.Vitulano "Tessiture: un approccio strutturale". In Sistemi Grafici e CAD industriale. Gruppo Ed. Jackson,84.
- [7] A.Gisolffi,S.Vitulano "Features extraction from human chromosomes" IEEE Computer Society n.438 ed. IEEE Computer Society Press.
- [8] A.Gisolffi,R.Ianniello,S.Vitulano "Un approccio algebrico al riconoscimento di immagini" in Computer Graphics,CAD,Elaborazioni di immagini, Gruppo Ed. Jackson, 1983.

