

Consiglio Nazionale delle Ricerche

**ISTITUTO DI ELABORAZIONE
DELLA INFORMAZIONE**

PISA

A SEMI-AUTOMATIC PROCEDURE FOR THE ANALYSIS OF
GEOMETRICAL FEATURES IN THE EYE VESSEL NETWORKS

S. Cesaro, M. Re, O. Salvetti

NOTA INTERNA B4-07
Marzo 1987

A SEMI-AUTOMATIC PROCEDURE FOR THE ANALYSIS OF GEOMETRICAL
FEATURES IN THE EYE VESSEL NETWORKS

S. Cesaro, M. Re, O. Salvetti

Istituto di Elaborazione dell'Informazione - C.N.R. - Pisa

Summary.

This paper presents a first approach toward the automatic analysis of geometric properties in digital images of the eye.

The developed procedure, called E.V.N.A. (for Eye Vessel Network Analysis), is able to determine the topological skeleton of the vessel network in the examined eye image under pathological events and to perform a set of measures on the detected structures.

E.V.N.A. can be used by non-expert users, both in computer science and in medicine, at a low degree of interaction.

In particular, the procedure can be useful to formulate more objective diagnoses, by performing at different times accurate controls about defined therapies.

INTRODUZIONE.

Uno dei problemi piu' interessanti in oftalmologia digitale e' lo studio automatico dei vasi venosi e arteriosi. La possibilita' di ricavare, da immagini dell'occhio convertite in forma numerica, dati di misura oggettivi, consente di seguire nel tempo specifici processi terapeutici e di confrontare metodi e tecniche diversi.

In questa nota viene descritta una procedura semi-automatica che operando su immagini digitali dell'occhio, e' in grado di definire topologicamente e misurare proprieta' geometriche della rete vascolare del fundus oculare. In particolare lo studio e lo sviluppo dei programmi e' stato condotto su immagini di fluorangiogrammi relativi a casi di soggetti affetti da retinite pigmentosa, condizione ritenuta significativamente importante dagli esperti oftalmologi.

Anche se il problema affrontato si basa essenzialmente sulle tecniche di vettorizzazione e riconoscimento di elementi di bordo, la soluzione proposta e' in grado di operare in situazioni estremamente critiche dovute sia al tipo di strutture da esaminare sia alla pessima qualita' delle immagini che usualmente si ottengono dai fluorangiogrammi stessi.

Pur operando in un insieme di dati non ottimale, la procedura realizzata ha un contenuto grado di interattivita', ha buoni tempi di risposta ed e' facilmente utilizzabile da utenti non esperti.

1. STRUMENTAZIONE HW/SW.

In questo capitolo viene presentato brevemente l'ambiente di lavoro su cui e' stata realizzata la procedura (chiamata EVNA: Eyes Vessel Network Analysis) per la elaborazione della rete vascolare del fundus oculare. I componenti principali utilizzati sono costituiti da un elaboratore centrale, da una workstation intelligente e da un sistema di acquisizione immagini.

1.1 ELABORATORE CENTRALE: caratteristiche e prestazioni.

Il sistema di calcolo, illustrato in figura 1.1, e' costituito da un elaboratore GOULD della serie CSD CONCEPT 32/27 di tipo general purpose.

Configurazione
generale
della serie
GOULD CONCEPT/32

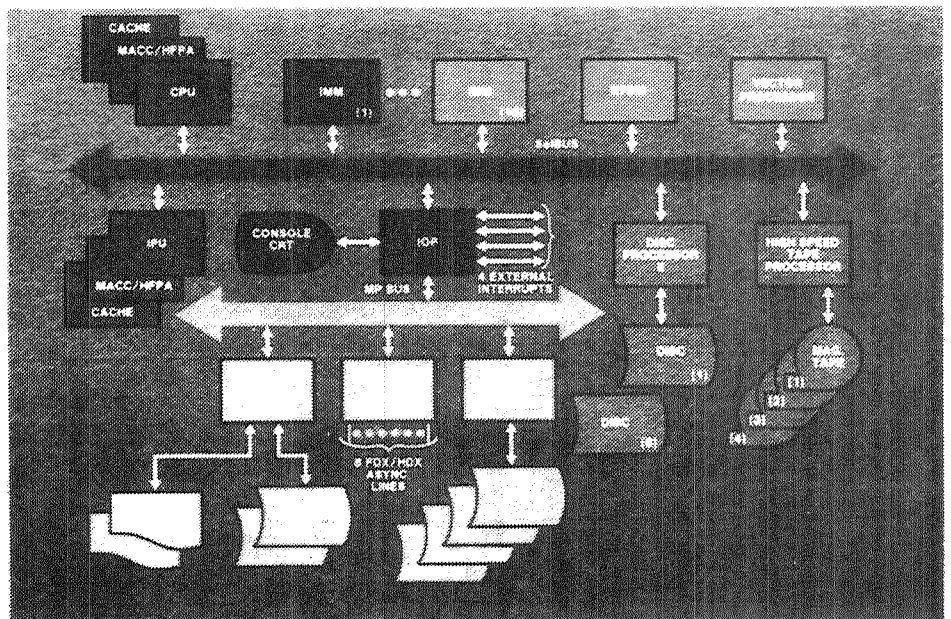


Fig. 1.1

L'elaboratore e' un minicomputer a 32 bit operante sotto il sistema operativo MPX-32; fornisce utilita' di file system, I/O di base, gestione della memoria e ambiente multi utente.

L'MPX-32 e' un sistema operativo multi programmato che consente l'esecuzione concorrente di piu' task in ambiente real time, batch o interattivo. I task sono eseguiti in uno spazio di memoria unico, possono essere attivati o risvegliati mediante diverse possibilita' di schedulazione, possono essere contemporaneamente attivi in piu' copie e possono comunicare tra loro.

La memoria e' divisa in "Map Block" di 2K words ciascuno (1 word= 4 bytes) ed un programma, per essere eseguito, deve avere allocati tutti e soli i Map Block che gli sono necessari, anche se non necessariamente contigui. Tutto il programma, quindi, risiede necessariamente in memoria centrale durante l'esecuzione, e un Map Register tiene conto dei Map Blocks utilizzati da ogni programma.

La gestione del disco consente il trattamento di files permanenti temporanei. Ogni file e' individuato da un pathname e puo' essere utilizzato da un numero qualunque di tasks abilitati sia in ingresso che in uscita; i metodi di accesso consentiti sono di tipo "Sequential" e "Random".

La gestione del sistema e' articolata nella definizione di "owner" di risorse. L'owner accede alle sue risorse mediante una password predefinita che lo abilita ad iniziare la sessione di lavoro; esso e' inserito in un "project" e

puo' vedere le risorse di altri projects a seconda degli accessi che gli sono consentiti. Ogni progetto e' caratterizzato da un gruppo di utenti che, per motivi di interessi comuni di lavoro, sono abilitati ad usufruire di

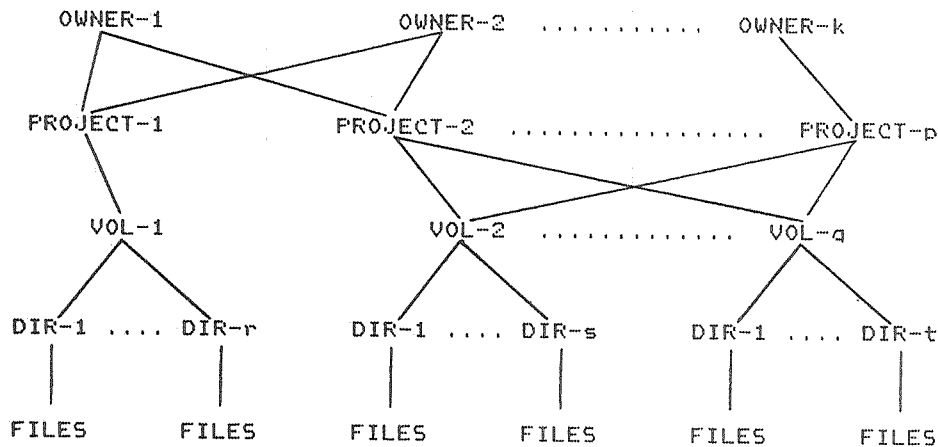


Fig. 1.2

1.2 WORKSTATION SVP2000.

L'altro elemento hw fondamentale e' costituito dalla stazione video-grafica-pittorica SVP2000. L'SVP2000 e' una periferica intelligente orientata al trattamento di immagini di tipo pittorico, la cui architettura e' basata sulla presenza di due bus per il trasferimento di dati (figura 1.3): il VIF-bus, o video bus, e' un bus ad alta velocita' impiegato per il trasferimento dei dati immagine, ed il VME bus, o micro bus, utilizzato per la gestione di dati e'

guidato da un microprocessore MOTOROLA-68000.

L'input della stazione e' effettuabile mediante due modi operativi: l'acquisizione automatica e l'ingresso interattivo.

Per l'acquisizione automatica il sistema e' dotato di un modulo di interfaccia di ingresso e conversione A/D che e' in grado di acquisire il segnale video proveniente da una telecamera: sono presenti sei linee di ingresso per altrettante telecamere in B/N o per due telecamere a colori (segnale analogico RGB).

L'ingresso interattivo permette l'input tramite una tastiera funzionale, un joystick ed una tablet.

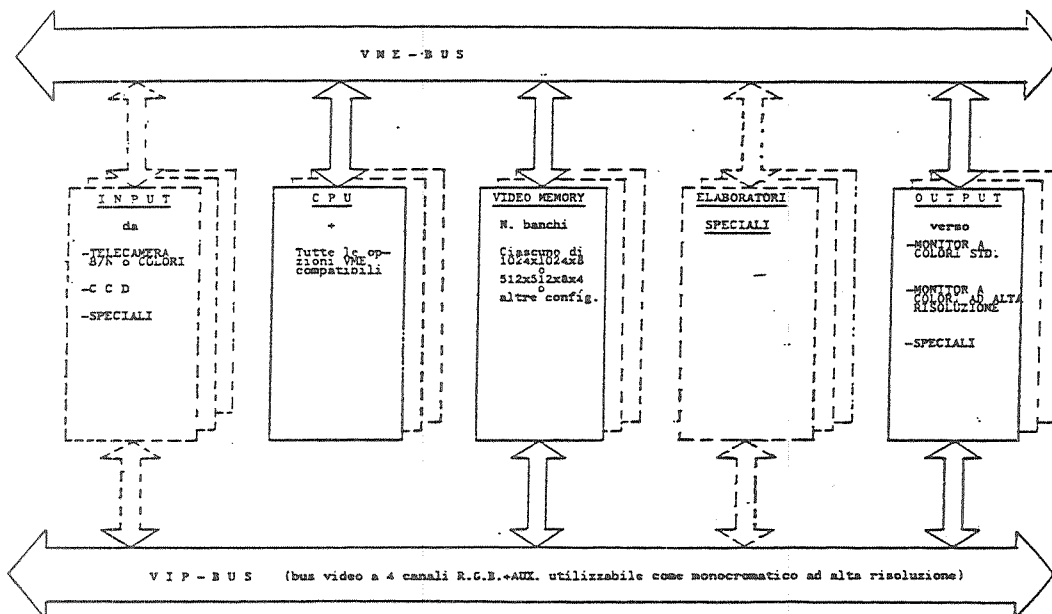


Fig. 1.3

L'SVF2000 e' in grado di gestire una memoria immagine di 16 Mbyte, che, a seconda della configurazione scelta, puo' rappresentare una o piu' immagini. In particolare l'installazione usata comprende come display di uscita un monitor con 512x512 punti di risoluzione per cui l'intera memoria immagine, attualmente di 1024x1024x8 bits (1 pixel = 1 byte) e' osservabile sul display tramite sottomatrici di 512x512x8 bits, con la possibilita' di effettuare operazioni di panning e windowing per spostarsi con continuita' all'interno dell'intera immagine. La visualizzazione dell'immagine puo' avvenire in E/N o a colori mediante l'utilizzo di opportune tavole di look-up.

Altre funzioni supportate dal sistema sono quelle di scrolling, zooming, squeezing e primitive grafiche di base per visualizzare punti, linee, archi, circonferenze o ellissi, box etc.

1.3 LA STAZIONE DI ACQUISIZIONE.

Il dispositivo di acquisizione utilizzato per convertire in forma numerica i negativi (o positivi E/N) su pellicola, e' un microfotometro a Line Scanner MFA/150/LS, il cui schema generale e' illustrato in figura 1.4.

Le sue caratteristiche tecniche sono riassumibili in:

SUPPORTO:	Film 35 mm
FORMATO DI LETTURA:	24x36 mm ²
RISOLUZIONE SPAZIALE PER RIGA:	1728 pixels
AREA DEL PIXEL:	15x15 μ ²
RISOLUZIONE FOTOMETRICA:	256 classi
RANGE DINAMICO:	3 decadi

Poiche' la precisione delle misure e' influenzata dalla accuratezza e risoluzione della fase di acquisizione, si e' operato in modo tale da selezionare sul negativo la zona di interesse e quindi acquisire un'immagine di dimensioni 512x512 pixels in cui ogni pixel corrisponde ad un'area di 15x15 μ² (max risoluzione ottenibile). La tecnica di acquisizione impiegata prevede la correzione automatica delle diverse distorsioni strumentali introdotte dal processo stesso di acquisizione dei dati.

La procedura EVNA e' stata implementata in FORTRAN 77+; essa fa uso di specifiche librerie per la gestione ottimale delle varie risorse utilizzate (disco, MFA, SVP2000).

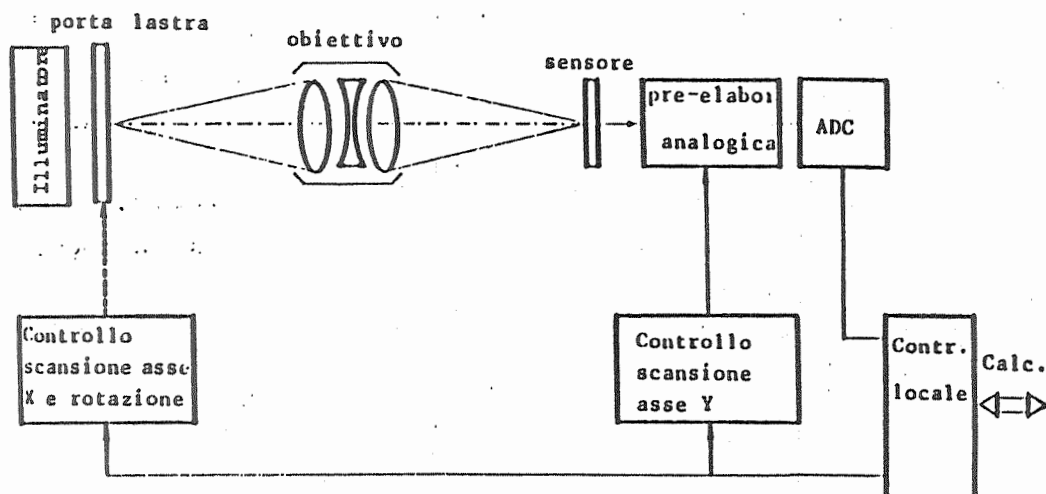


Fig. 1.4

2. LA PROCEDURA EVNA.

L'analisi assistita da calcolatore della rete vascolare del fundus oculare non ha ricevuto finora, da parte dei ricercatori, un'attenzione adeguata all'importanza del problema ed alla vasta gamma di applicazioni. Altre problematiche simili, come ad esempio l'analisi delle arterie coronariche, pur rimanendo per certi versi ancora in corso di studio e perfezionamento, sono state oggetto di molteplici studi e pubblicazioni. Sia nel nostro caso, in cui le immagini sono tratte da negativi su supporto fotografico realizzati tramite fluorangiogrammi, che nel caso sopracitato, in cui le immagini sono tratte da lastre a raggi X di cineangiogrammi, l'analisi computer-aided risulta spesso compromessa dalla complessità morfologica della rete vascolare o arteriosa, e dalla bassa qualità delle immagini da elaborare. In particolare l'analisi della rete vascolare del fundus oculare in soggetti affetti da retinite pigmentosa è estremamente critica per la presenza di due ulteriori fattori negativi. Il primo di questi è costituito dal ridotto flusso sanguigno nella rete vascolare stessa, fatto che comporta un affievolimento, sia visivo che reale, della 'informazione utile' da elaborare. Il secondo problema, invece, è la presenza pressoché casuale di macchie, dette epiteli pigmentati, che complicano la topografia del fundus.

L'obiettivo della procedura EVNA è quello di fornire uno strumento interattivo, facilmente utilizzabile da un

utente non esperto, che aiuti l'oculista nella visualizzazione e nell'analisi quantitativa della rete vascolare in soggetti critici, affetti da retinite pigmentosa. A tal fine e' utile evidenziare che le strutture da esaminare hanno caratteristiche topo-geometriche assimilabili a tracce elongate interconnesse, tali cio' che il rapporto larghezza/lunghezza $\ll 1$.

Nella stesura attuale, EVNA e' in grado di realizzare la segmentazione e la scheletrizzazione delle tracce, di calcolarne la lunghezza ed il calibro medio, ed il calibro locale in determinati punti selezionabili, per facilitare la scoperta di stenosi e altre proprieta' geometriche dei vasi utili per l'oculista.

EVNA utilizza i concetti fondamentali di algoritmi di edge detection.

In una immagine a livelli di grigio contenente oggetti omogenei, un edge e' il confine tra due regioni con differenti livelli di grigio.

In figura 2.1 e' mostrata, la sezione trasversale di un edge ideale.

Nella pratica, in cui le immagini sono ricavate da un dispositivo di acquisizione, intervengono diversi fattori che introducono rumore nell'immagine, degradando di conseguenza anche gli edge esistenti (fig. 2.2).

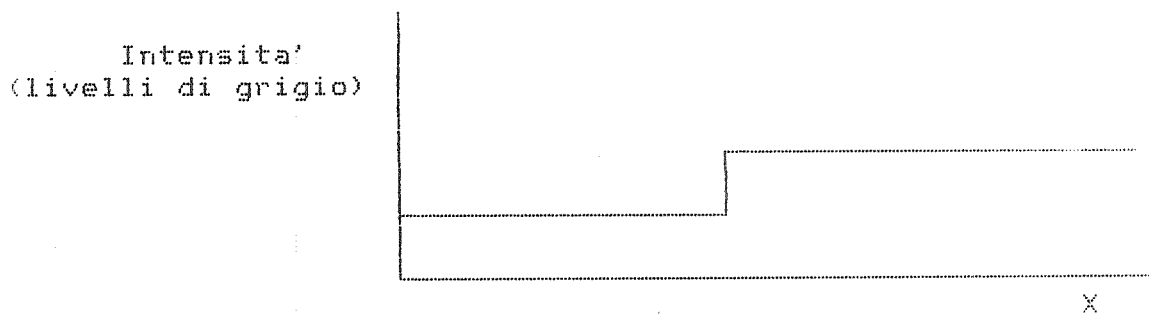


Fig. 2.1

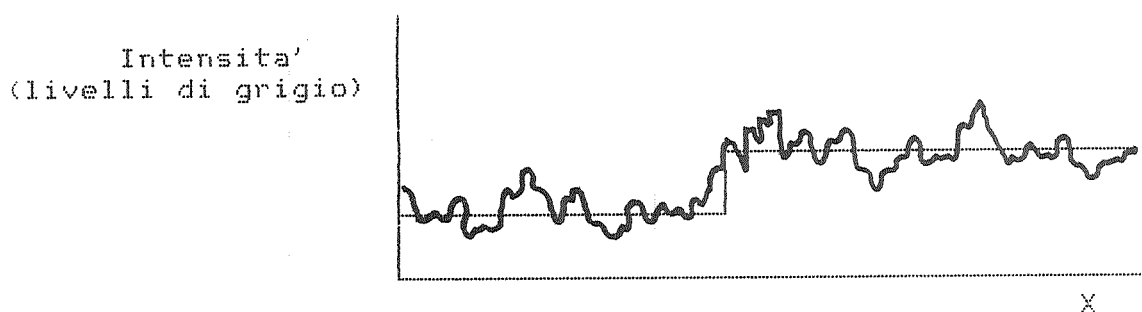


Fig. 2.2

Gli algoritmi di edge detection possono essere suddivisi in due grandi categorie: algoritmi paralleli ed algoritmi seriali.

Nelle soluzioni parallele, l'appartenenza o meno di un insieme di punti ad un edge e' funzione dei livelli di grigio dell'insieme e di una regione R confinante: la decisione non e' comunque dipendente da computazioni precedenti. In questo caso dunque l'operatore di edge detection puo' essere applicato simultaneamente su tutta l'immagine.

Al contrario, negli operatori di edge detection sequenziali, il risultato di un punto e' dipendente dal risultato dell'operatore nei punti precedentemente esaminati.

Tre sono i componenti critici di ogni algoritmo di edge detection sequenziale:

1. La scelta del punto iniziale. La performance dell'intera procedura dipende dalla scelta di un buon punto di partenza. Generalmente vengono fatte alcune assunzioni per facilitare questa scelta (ad es: l'edge inizia nella riga superiore dell'immagine).
2. La struttura di dipendenze. Determina il modo in cui i risultati ottenuti ai punti esaminati precedentemente influenzano sia la scelta del prossimo punto da esaminare che il risultato che esso fornirà.
3. Il criterio di terminazione. E' il modo in cui la procedura stabilisce di aver terminato l'elaborazione.

EVNA utilizza un algoritmo di edge detection sequenziale in cui la scelta del punto iniziale e' demandata all'operatore che interattivamente, tramite l'impiego di una tablet, determina un punto di partenza interno ad un vaso.

La struttura di dipendenze e' determinata in base ai valori delle due variabili di controllo SWITCH (che puo' assumere i valori "righe" o "colonne") ed INC (+1 , -1).

Il criterio di terminazione tiene conto anche dei parametri individuati dall'operatore, che interattivamente seleziona un punto di "fine" interno al vaso, ed altri due vertici che determinano una finestra attiva al di fuori della quale non e' possibile uscire.

L' algoritmo, esemplificato nel diagramma di flusso di figura 2.3 (2.3a - 2.3b - 2.3c) utilizza sostanzialmente un metodo scan-line-like, arricchito dalla possibilità di switchare dinamicamente dalla scansione delle righe a quella delle colonne e viceversa.

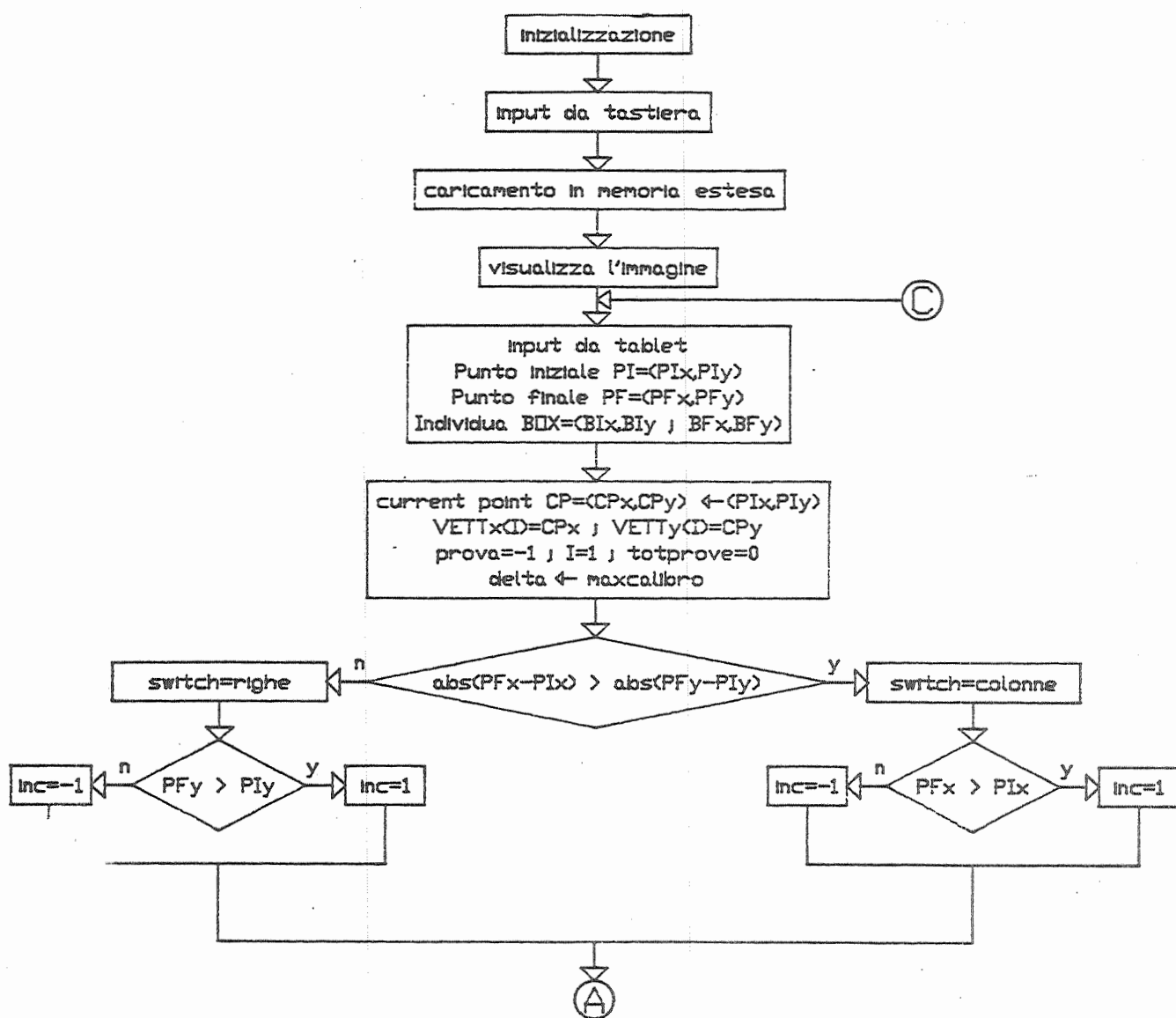


Fig. 2.3a

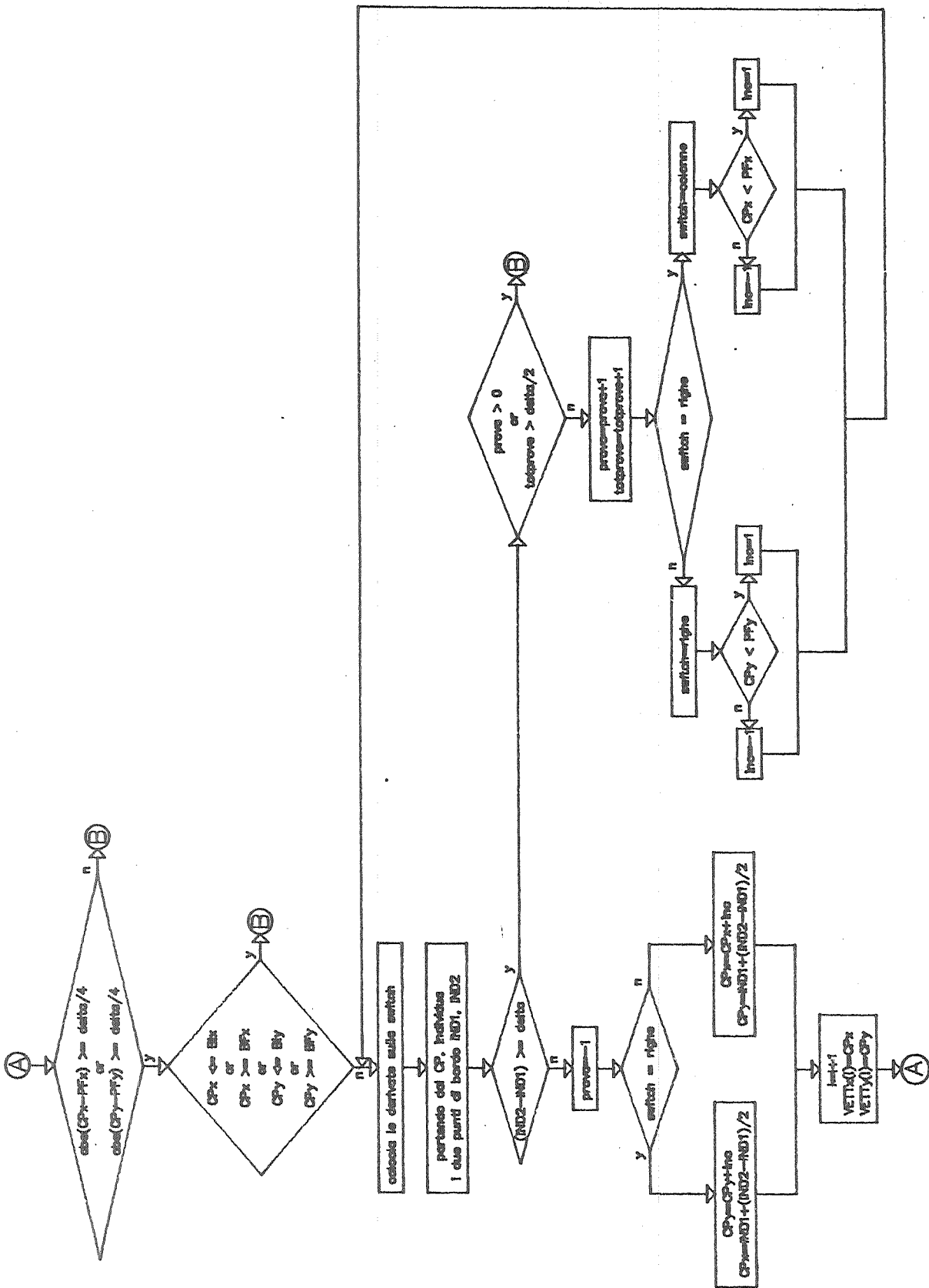


Fig. 2.3b

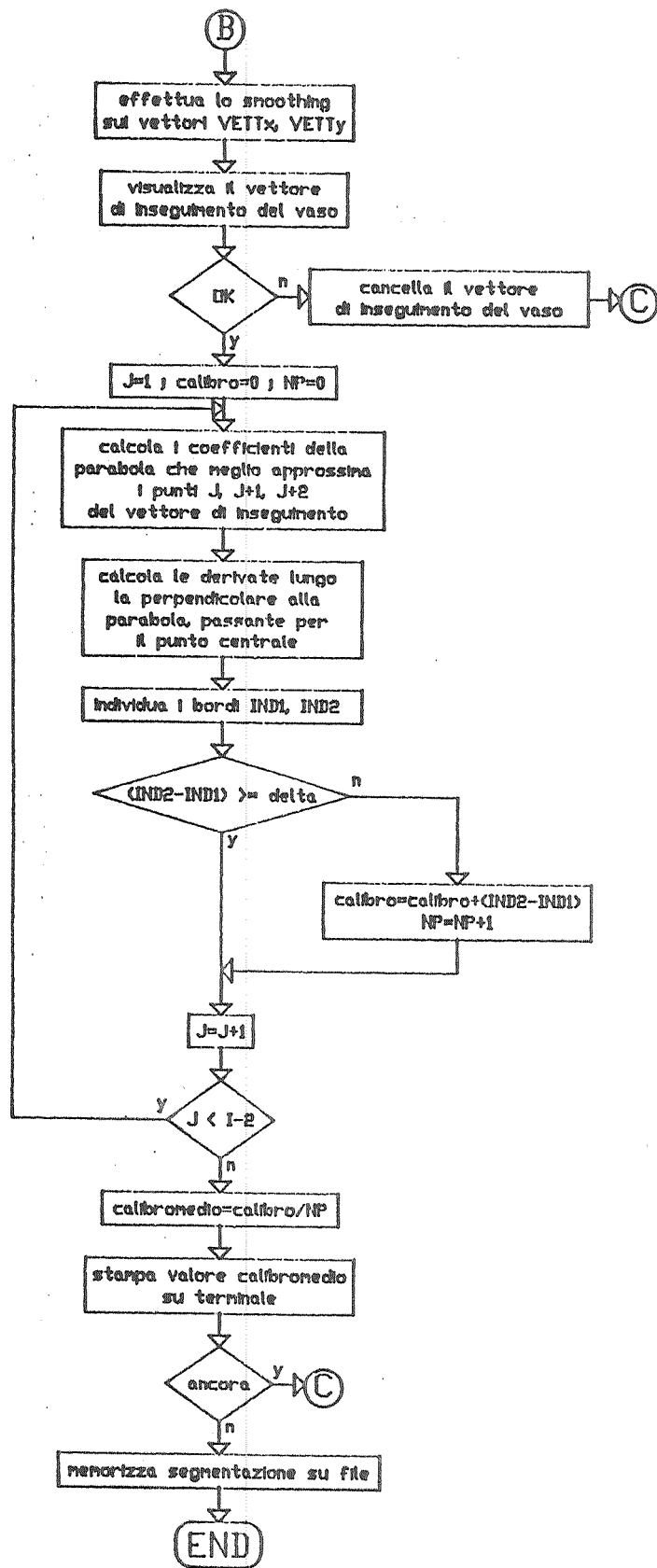


Fig. 2.3c

Sia $P(X,Y)$, $0 \leq P(X,Y) \leq 255$, il valore del livello di grigio nel generico pixel in posizione X,Y dello schermo (fig. 2.4); la derivata direzionale, effettuata sulla riga Y_i alla coordinata X_i e' cosi' determinata:

$$DIP(X_i, Y_i) = P(X_i+1, Y_i) - P(X_i, Y_i)$$

85	83	84	70	85	84	88	75	74	73
82	81	80	78	71	88	85	72	75	75
83	80	81	77	88	85	86	84	71	74
83	82	81	75	87	84	88	84	72	74
80	81	79	74	70	81	81	83	70	73

Fig. 2.4

Supponendo che la variabile SWITCH indichi una scansione delle righe, e che l'ultimo punto individuato sia in posizione (i,j), la determinazione dei punti di bordo del vaso nel nuovo punto corrente avviene come segue:

- a) si calcola il vettore delle derivate direzionali sulla riga j+INC;
- b) partendo dalla posizione i di tale vettore, si procede verso sinistra, 1 pixel alla volta, fino ad un massimo di DELTA posizioni (dove il parametro DELTA, fornito dall'operatore, indica l'ampiezza massima, in pixels, del calibro dei vasi). La posizione IND1 con derivata negativa (supponendo i vasi scuri rispetto al resto della zona) massima in valore assoluto indica il primo punto di bordo. In modo analogo si calcola IND2.

Il nuovo punto corrente, in caso di successo, e' (i',j'), dove:

$$i' = \text{IND1} + (\text{IND2} - \text{IND1}) / 2 ; \quad j' = j + \text{INC}.$$

Nel caso in cui gli indici IND1, IND2 non siano accettabili si passa dalla scansione delle righe alla scansione delle colonne (o viceversa) aggiornando opportunamente alcuni parametri e ripetendo l'operazione: al massimo DELTA/2 di tali prove sono ammesse.

La struttura delle dipendenze prevede inoltre di tenere conto di informazioni spaziali relative ai punti precedentemente individuati ed assume il vincolo che il vaso non possa avere un calibro maggiore di DELTA unita'.

Ripetendo queste operazioni sino a soddisfare il criterio di terminazione, EVNA visualizza infine lo

scheletro del vaso in esame, effettuando prima una operazione di smoothing sui vettori delle coordinate. Se a questo punto l'operatore riconosce la validita' dell'operazione effettuata, la procedura calcola, per ogni terna dei vettori delle coordinate, i coefficienti dell'equazione della parabola che meglio li approssima e si muove lungo la perpendicolare a tale parabola, in modo analogo a quanto descritto prima, per determinare con maggiore precisione il valore del calibro in ogni punto.

La procedura che individua invece il valore del calibro di un vaso in un determinato punto e' fondamentalmente un sottoinsieme di quanto descritto finora e richiede all'operatore l'input di un solo punto (interno al vaso) da tablet, mentre il calcolo della lunghezza dei vasi e' ovviamente deducibile dai vettori delle coordinate dello scheletro.

Al termine della sessione operativa vengono memorizzate su un file sequenziale gli assi mediani calcolati e viene stampata su carta una tabella contenente i valori numerici dei calibri medi e delle lunghezze dei vasi.

3. UN ESEMPIO DI APPLICAZIONE.

EVNA e' una procedura caratterizzata da un basso grado di interattivita' (peraltro semplificato dall'impiego della tablet) che non necessita, da parte dell'operatore, di particolari conoscenze riguardo alle tecniche impiegate per la realizzazione dell'algoritmo.

In questo capitolo intendiamo mostrare, con l'aiuto di un esempio, lo svolgimento di una tipica sessione operativa.

Appena attivato, il programma richiede il nome del file da elaborare (cioe' una l'immagine precedentemente acquisita) e lo visualizza sul monitor della stazione di lavoro SVP2000.

Vengono quindi richiesti alcuni parametri operativi (ad esempio: vuoi lavorare su tutta l'immagine o solo su una parte di essa? Il vaso e' chiaro o scuro rispetto alla zona circostante?).

Dopo questa fase preliminare, l'operatore, nel caso in cui voglia effettuare l'esame di un vaso, individua tramite la penna della tablet due punti interni al vaso ed un'area (un rettangolo individuato anch'esso da due vertici) entro cui il vaso stesso e' contenuto.

EVNA individua il vaso in questione, lo isola dal resto dell'immagine, visualizza il vettore smussato dell'asse mediano calcolato, il valore del calibro medio e della lunghezza del vaso. L'operatore puo' continuare la sessione selezionando altri vasi e/o richiedendo il valore del calibro in un punto qualsiasi (anch'esso determinato tramite tablet) del vaso in fase di elaborazione.

Al termine delle operazioni viene memorizzata su un file sequenziale l'immagine contenente tutti i vettori degli assi mediani individuati.

In figura 3.1 e' mostrata l'immagine originale, cosi' come e' stata acquisita (e' un particolare della zona papillare), mentre in figura 3.2 e' mostrata la stessa immagine al termine della sessione operativa. La tabella 3.1 mostra i valori calcolati, mentre in figura 3.3 e' mostrato il file sequenziale memorizzato al termine delle operazioni.



Fig. 3.1

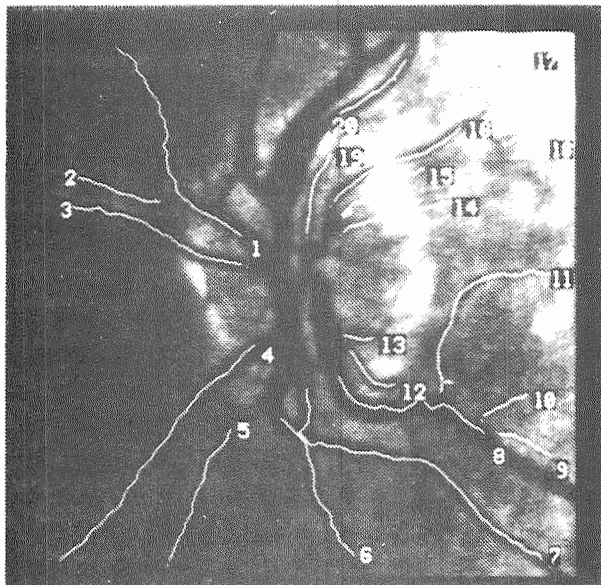


Fig. 3.2

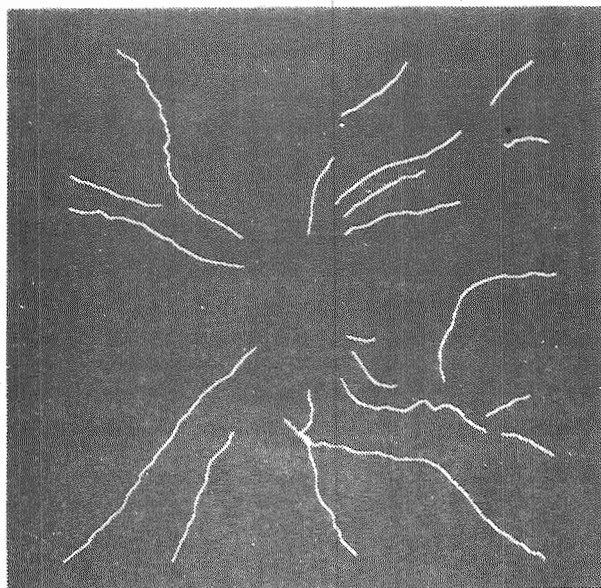


Fig. 3.3

ESEMPIO DI CASO CLINICO

VASO N.	CALIBRO MEDIO [■]	LUNGHEZZA [■]
1	13.7	208
2	7.2	89
3	11.7	167
4	12.0	224
5	12.0	123
6	13.2	157
7	13.5	261
8	22.5	146
9	7.4	55
10	7.8	44
11	6.9	183
12	8.3	48
13	17.0	26
14	6.5	109
15	5.5	91
16	10.0	121
17	8.1	49
18	7.5	48
19	7.7	75
20	9.9	67

■ Valori forniti in pixels

Tab. 3.1

4. CONCLUSIONI.

Scopo di queste pagine e' stato quello di presentare una nuova procedura semi-automatica in grado di determinare lo scheletro della rete vascolare del fundus oculare in soggetti affetti da retinite pigmentosa, ed effettuare misure su di essa.

La procedura sviluppata (EVNA) e' caratterizzata da un basso grado di interattivita'; e' studiata per essere utilizzabile da utenti non esperti ed ha tempi di risposta (per immagini di 256K pixels) generalmente inferiori a 5 sec..

La procedura e' risultata costituire uno strumento assai utile nelle diagnosi di stenosi ed in genere dove sia importante valutare qualche proprieta' geometrica della rete vascolare.

In particolare, essa puo' coadiuvare il medico a formulare analisi piu' oggettive, consentendo, tramite controlli effettuati a diversi intervalli di tempo sullo stesso paziente, uno studio quantitativo preciso sulle risposte ad una determinata terapia.

Riguardo le possibilita' di applicazione della procedura, poiche' EVNA e' stata studiata per affrontare situazioni critiche in particolare in relazione alla bassa qualita' delle immagini da elaborare, si e' constatato la sua generale applicabilita' anche in tutti quei casi per i quali e' necessario fare una valutazione di vasi sanguigni (ad esempio l'analisi delle arterie coronariche in cineangiogrammi).

Alcune estensioni possibili riguardano la fase di misura (ad esempio calcolo di angoli e curvature); la capacita' di effettuare la scansione nell'immagine lungo le 4 direzioni orizzontale, verticale e diagonali a 45 gradi, per ottenere una maggiore precisione nella fase della ricerca degli assi mediani dei vasi; e lo studio dei punti di diramazione della rete vascolare, al fine di individuare lo scheletro di tutti i vasi che si diramano dal vaso "primario" individuato dall'operatore.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Ballard D.H., Kimball O.A.: "Rigid Body Motion from Depth and Optical Flow", Computer Vision, Graphics, and Image Processing 22, (pp.95-115), 1983.
- [2] Braddick O.J., Sleight A.C. Editors: "Physical and Biological Processing of Image", Proceedings of an International Symposium, London, September, 1982.
- [3] Brady M.: "Computational Approaches to Image Understanding", Computing Surveys, vol.14, n.1, March, 1982.
- [4] Davis L.S.: "A Survey of Edge Detection Techniques", Computer Graphics and Image Processing 4, (pp.248-270), 1975.
- [5] Ekstrom M.P. (Ed.): "Digital Image Processing Techniques", Academic Press, Inc., 1984.
- [6] Fu K.S.: "A Syntactic-Semantic Approach to Pictorial Pattern Analysis", NSF Grant ECS 81-1986.
- [7] Fu K.S., Rosenfeld A.: "Pattern Recognition and Image Processing", IEEE Trans., Comput. 25, n. 12, (pp.1336-1346), 1974.
- [8] Hall E.L.: "Computer Image Processing and Recognition", Academic Press, Inc., N.Y., 1979.
- [9] Nguyen T.V., Sklansky J.: "Computing the Skeleton of Coronary Arteries in Cineangiograms", Computers and Biomedical Research 19, (pp. 428-444), 1986.
- [10] Niemann H.: "Pattern Analysis", Fu, Huang and Schroder Ed., Springer Verlag, Berlin, 1981.
- [11] Oppenheim A.V., Schaferb R.W.: "Digital Signal Processing", Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N.J., 1975.
- [12] Poli L., Salvetti O.: "Metodi di Classificazione di Strutture Lineari in Oftalmologia Digitale", Atti Interni I.E.I. B4-13, 1986.
- [13] Pratt W.K.: "Digital Image Processing", John Wiley and Son, N.Y., 1978.

- [14] Rosenfeld A.: "Image Analysis", Digital Image Processing Techniques, Ekstrom Ed., Academic Press, Inc., 1984.
- [15] Weszka J.S.: "A Survey of Threshold Selection Techniques", Computer Graphics and Image Processing 7, (pp. 259-265), 1978.
- [16] Ammannati P., Siravo D., Wirth A.M., Azzarelli L., Chimenti M., Salvetti O.: "Digital image processing in ophthalmology", XXV Int. Conf. in Biomedicine, 1986, Rome.
- [17] Ammannati P., Siravo D., Wirth A.M., Azzarelli L., Chimenti M., Salvetti O.: "Computerized image processing in ophthalmology", Ed. Fondazione G. Ronchi, XLI n. 4, 565-598, 1986.
- [18] Azzarelli L., Cesaro S., Chimenti M., Salvetti O.: "Attività di ricerca e sviluppo nel Progetto Finalizzato TBMS", Progetto Finalizzato Tecnologie Biomediche e Sanitarie, B4-73, dicembre 1986.