

C. S. C. E.
BIBLIOTECA
Posiz. Archivio

seconda serie

Pubblicazioni del

CENTRO STUDI CALCOLATRICI ELETTRONICHE

del C. N. R.

presso l'Università degli studi di Pisa

n. 111

ELDA: UN SISTEMA PER L'ELABORAZIONE AUTOMATICA DI DATI ANALOGICI (*)

F. DENOETH

Centro Studi Calcolatrici Elettroniche del C. N. R. - Pisa

SOMMARIO: Nell'articolo è descritto un sistema per l'elaborazione di dati analogici. Il sistema consiste in un calcolatore speciale a programma fisso, in grado di eseguire sia operazioni analogiche che numeriche e permette di affrontare, in maniera quantitativa ed omogenea, l'analisi di informazioni biomediche.

ABSTRACT: In this paper a system for analog data handling is described. The system is a fixed program, special purpose computer which performs a quantitative and homogeneous analysis of bio-medical data ~~as well as numerical~~ by means of analog and digital calculations.

1. Introduzione.

In questi ultimi anni c'è stato un crescente interesse per le applicazioni delle tecniche del calcolo automatico alle discipline medico-biologiche [1], [2]. Questo è dovuto al fatto che solo l'impiego di tali tecniche permette di affrontare una effettiva analisi quantitativa delle informazioni corrispondenti sia a potenziali bioelettrici che caratterizzano l'attività di singole cellule, sia a potenziali generati da grandi popolazioni neuroniche. Anche il problema della diagnosi clinica è strettamente connesso con la possibilità di analizzare quantitativamente il contenuto informativo dei segnali elettrobiologici, in quanto l'esperienza ha messo in luce strette relazioni fra situazioni fisio-patologiche e caratteristiche di determinate attività bio-elettriche.

Le tecniche del calcolo automatico trovano inoltre sempre più larga applicazione nel controllo di pazienti [3, 4, 5, 6] e nel trattamento di tutte le informazioni bio-mediche, quali, ad esempio, dati riguardanti sforzi, pressioni, temperature, flussi, ecc., sia confini di ricerca che con fini di archiviazione.

(*) Ricevuto il 25-11-1967.

Lo studio delle informazioni bio-mediche si può dividere in studio dell'attività unitaria e studio di sistemi biologici. Entrambi questi studi possono a loro volta suddividersi in studio di attività spontanea e studio di risposte evocate. In ogni caso, le elaborazioni delle informazioni che maggiormente interessano tali studi sono connesse a :

- a) misure di frequenza e loro classificazione
- b) misure di ampiezza e loro classificazione
- c) misure di intervalli e loro classificazione
- d) estrazione di risposte evocate
- e) calcolo di medie
- f) sviluppi armonici
- g) calcolo di funzioni di correlazione incrociata
- h) calcolo di funzioni di autocorrelazione
- i) indagini statistiche di ordine superiore.

Inizialmente lo studio delle informazioni bio-mediche è stato affrontato con strumenti analogici [7, 8, 9], che hanno permesso un primo avanzamento delle tecniche di analisi, in particolare di quelle basate sull'analisi armonica e sullo studio dei potenziali evocati. In seguito sono state costruite apparecchiature [10, 11, 12, 13] che hanno permesso di affrontare con metodi numerici alcuni aspetti del problema.

Nel 1962, presso il Centro Studi Calcolatrici Elettroniche, fu iniziata, in collaborazione con l'Istituto di Fisiologia dell'Università di Pisa, una ricerca sull'attività nervosa della retina. Per questa ricerca fu costruita una apparecchiatura [14] che riceve l'informazione da un microelettrodo introdotto nella retina e la codifica in forma tale da permetterne una completa elaborazione con un calcolatore elettronico numerico. I positivi risultati ottenuti e l'interesse suscitato da questa prima iniziativa, hanno suggerito di studiare un sistema più generale che permette di elaborare su calcolatore numerico la quasi totalità delle informazioni mediche e bioelettriche attualmente oggetto di studio. Tale sistema, oltre a consentire di preelaborare e convertire in forma numerica le informazioni bio-mediche per la successiva elaborazione su un calcolatore elettronico, consente di eseguire, per via analogico-numerica, alcune semplici operazioni molto frequenti nell'analisi di informazioni bio-mediche.

Scopo di questo lavoro è di descrivere tale sistema, che permette di affrontare in maniera quantitativa, sistematica e omogenea l'analisi delle informazioni bio-mediche.

2. Il sistema *ELDA*.

Il sistema consiste fondamentalmente in una unità di elaborazione analogica (UA), in una unità di conversione analogica-numerica (AN) e in

una unità di elaborazione numerica (UN); vi sono inoltre delle unità di entrata (UE) e d'uscita (UU), una unità di controllo (UC) e un quadro di comando (QC). In Fig. 1 è riportato lo schema a blocchi.

Il sistema può essere considerato come un calcolatore speciale a programma fisso in grado di eseguire una serie di operazioni sia per via ana-

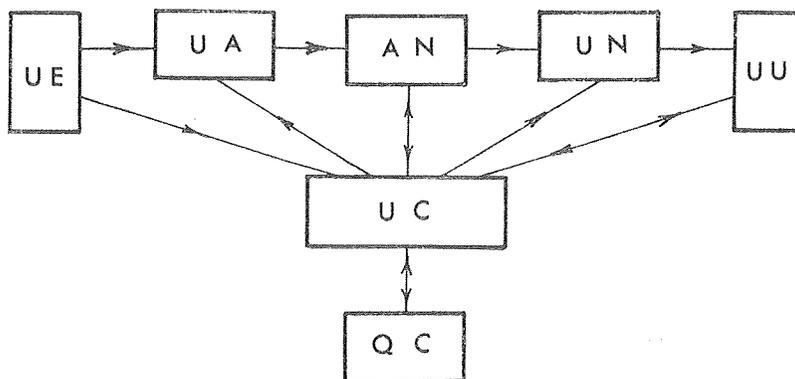


Fig. 1: Schema a blocchi del sistema ELDA

- UE: unità di entrata
- UA: unità analogica
- AN: convertitore analogico numerico
- UN: unità numerica
- UU: unità d'uscita
- UC: unità di controllo
- QC: quadro di comando

logica, che per via numerica. L'impostazione delle operazioni da eseguire è effettuata sul quadro di comando.

L'unità analogica compie le seguenti operazioni sul segnale analogico:

- 1) compressione del segnale secondo la relazione $y = \ln x$
- 2) amplificazione e traslazione del segnale secondo la relazione $y = k(x + x_0)$, con k e x_0 costanti
- 3) taglio del segnale in corrispondenza di una soglia inferiore x_1 , e superiore, x_2 . Cioè: $y = k(x + x_0)$ per $x_1 < x < x_2$, $y = \text{cost}$ per $x \leq x_1$ e $x \geq x_2$
- 4) filtraggio della banda del segnale.

Le varie operazioni possono essere combinate fra loro.

Le operazioni che possono essere eseguite da UN per via numerica sono le seguenti:

- 5) $a, t \rightarrow M$ trasferimento in M della misura della ampiezza e della coordinata temporale di un segnale impulsivo;
- 6) $a \rightarrow M$ trasferimento in M di un valore campionato del segnale d'ingresso;

7) $(A) + (M) \rightarrow M$ trasferimento in una cella M della somma del contenuto della cella stessa con un valore campionato del segnale d'ingresso contenuto nell'accumulatore, (l'istruzione è impiegata nel calcolo di medie);

8) $(M) + 1 \rightarrow M$ sommare l'unità al contenuto di M (l'istruzione è impiegata nella costruzione di istogrammi);

9) $\Sigma (M) \rightarrow A$ trasferimento nell'accumulatore della somma del contenuto di tutte le celle di memoria (calcolo di aree);

dove abbiamo indicato con « a » la rappresentazione binaria del valore di un campionamento e con « t » quella della coordinata temporale, con M una cella della memoria di UA, con (M) il suo contenuto, con A l'accumulatore e con (A) il suo contenuto.

Con tale lista di istruzioni il sistema consente di eseguire le elaborazioni di cui ai punti $b)$, $c)$, $d)$, $e)$ del § 1. Ogni altro tipo di elaborazione può essere effettuato per mezzo di un calcolatore elettronico convenzionale, sfruttando l'ELDA come preelaboratore e convertitore analogico-numericò di dati. È importante notare che la preelaborazione dei dati — quale, ad esempio l'amplificazione non lineare, il filtraggio della banda, l'introduzione di soglie e le operazioni di media — permette di ridurre in modo sensibile la quantità di dati che è necessario elaborare sul calcolatore convenzionale.

3. Struttura del sistema.

L'unità analogica UA.

Spesso è necessario adattare le caratteristiche del segnale analogico da elaborare alla dinamica di ingresso del convertitore analogico-numericò. Altre volte è opportuno trasformare il segnale di ingresso secondo una scala logaritmica delle ampiezze, per mantenere un errore percentualmente costante su tutta la dinamica del segnale; altre ancora è necessario introdurre delle soglie per potere analizzare soltanto una ben determinata regione di ampiezze. In generale è inoltre necessario effettuare un filtraggio della banda del segnale, per eliminare frequenze non significative ai fini dell'analisi da compiere, in modo da ridurre il numero dei campionamenti. A questo scopo è necessario che il taglio sulle più alte frequenze contenute nel segnale d'ingresso sia brusco.

È noto infatti che, volendo ricostruire un segnale da un suo campionamento, è necessario effettuare almeno due campionamenti per ogni ciclo della più alta frequenza significativa in esso contenuta, intendendo per più alta frequenza significativa quella frequenza al di sopra della quale lo spettro di ampiezza del segnale è nullo. In pratica si intende per più alta frequenza significativa, quella frequenza al di sopra della quale lo spettro di ampiezza del segnale assume valori trascurabili. Questo comporta inevitabil-

mente degli errori, che possono essere contenuti entro limiti prefissati quando si possano fare delle precise ipotesi sullo spettro di ampiezza del segnale da campionare. Facendo quindi passare il segnale attraverso un filtro

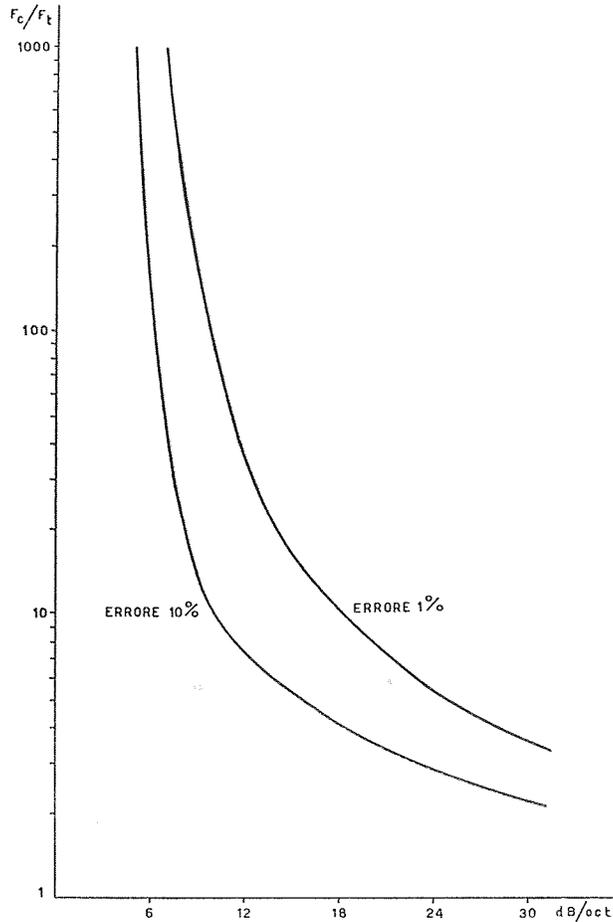


Fig. 2: Relazione fra pendenza di taglio del filtro passa-basso (dB/oct) e il rapporto frequenza di campionamento/frequenza di taglio F_c/F_t , per due valori dell'errore di campionamento.

passa-basso di cui siano note le caratteristiche, è possibile determinare la frequenza di campionamento necessaria a mantenere gli errori dovuti al campionamento entro i limiti desiderati. In Fig. 2 è riportata graficamente la relazione che intercorre fra pendenza di taglio del filtro passa-basso e il rapporto «frequenza di campionamento»/«frequenza di taglio del filtro», per due diversi valori percentuali dell'errore.

Poichè tutte le elaborazioni citate possono essere effettuate in maniera semplice, veloce e sufficientemente precisa per via analogica, è stata introdotta una unità analogica all'entrata dell'ELDA. UA è costituita da un gruppo di amplificatori operazionali che consentono di eseguire le operazioni 1-4) del § 2.

L'amplificazione è variabile con continuità fra 0,5 e 10; la soglia inferiore e quella superiore possono essere variate con continuità fra 0V e +5V. La pendenza dei filtri è di 6 dB/oct per il filtro passa-alto e di 18 dB/oct per quello passa-basso. Le frequenze di taglio del filtro passa-basso sono comprese fra 3 Hz e 3 kHz secondo la scala 3-10-30.

L'unità di conversione AN.

Esperienze condotte da Susskind [15] sul problema della quantizzazione hanno mostrato che generalmente la quantizzazione in 16 classi, corrispondenti a 4 cifre binarie, è già sufficiente per analisi statistiche fino al secondo ordine. Fanno eccezione quei casi nei quali la funzione di distribuzione del segnale è molto lontana da una distribuzione gaussiana, come, ad esempio, in presenza di forti componenti sinusoidali. Per queste ragioni AN è stata progettata per convertire ogni livello di tensione, compreso fra 0V e +5V, in un numero binario di 7 bit al massimo. La scelta del numero di bit dipende dal particolare tipo di dati da elaborare.

Dato il limitato numero di bit, è stato scelto il sistema di conversione per approssimazioni successive, che rappresenta, in questo caso, una soluzione di buon compromesso fra velocità e costo, e presenta il vantaggio di avere un tempo di conversione costante. La massima frequenza di conversione è stata scelta uguale a 30 kHz per rendere il sistema adatto allo studio di altri tipi di segnale, quali, ad esempio, i segnali fonici.

È ovvio che il livello di tensione presente all'ingresso del convertitore analogico-numerico deve rimanere costante per tutto il tempo necessario alla conversione. A questo provvede una memoria analogica, facente parte di AN. Il tempo impiegato dalla memoria analogica per memorizzare un valore è di 1 μ sec.

Le modalità di funzionamento di AN sono quattro:

a) campionamento e conversione a intervalli costanti per un intervallo temporale determinato da un segnale esterno;

b) campionamento e conversione a intervalli costanti per un numero di campionamenti prefissato a partire da un segnale di sincronismo esterno;

c) campionamento e conversione a intervalli costanti per tutto l'intervallo di tempo intercorrente fra un segnale di sincronismo esterno ed il successivo. L'arrivo di ogni segnale di sincronismo determina contemporaneamente la fine di un ciclo di campionamenti e l'inizio del ciclo successivo;

d) campionamento e conversione dell'ampiezza di picco di impulsi che si succedono in maniera casuale.

Per i campionamenti del tipo *a-c*) non è necessario immagazzinare alcuna informazione riguardante la coordinata temporale, in quanto questa è calcolabile conoscendo la frequenza di campionamento e il numero d'ordine del campionamento. Nel caso *d*) è invece necessario associare ad ogni campionamento la sua coordinata temporale, quando si desideri una informazione completa sul segnale.

L'unità numerica UN.

Come abbiamo accennato, alcune elaborazioni di tipo assai semplice quali, ad esempio, costruzione di istogrammi di ampiezze e di intervalli, medie e estrazioni di risposte evocate, si incontrano assai frequentemente nell'analisi di informazioni biomediche. Per queste ragioni UN è composta da un accumulatore e da una memoria a nuclei di ferrite.

La memoria ha una capacità di 1024 parole (18 bit/parola) e un tempo di ciclo di $5,5 \mu \text{ sec}$. Essa può essere divisa in pagine di 128 parole; in questo modo è possibile confrontare il risultato di otto elaborazioni diverse sulla unità di uscita a tubo a raggi catodici.

La memoria viene utilizzata secondo due differenti modalità di funzionamento: come memoria di lavoro e come « memoria volano ». Nel primo tipo di funzionamento la memoria è indirizzata dal numero d'ordine del campionamento (esecuzione dell'istruzione 7), dall'uscita di AN relativa all'ampiezza o all'ascissa temporale (esecuzione dell'istruzione 8). Quando vengono eseguite le istruzioni 5) e 6) con trasferimento dei dati su un nastro magnetico digitale (ND), è necessario impiegare la memoria come volano per rendere compatibile il flusso non stazionario o non sufficientemente veloce dei dati provenienti da AN con la velocità di funzionamento di ND.

Il funzionamento a « volano » è ottenuto dividendo in due parti eguali (M_1 e M_2) la memoria e sdoppiando il registro di indirizzamento. I dati vengono inizialmente memorizzati in M_1 ; quando M_1 è stata riempita inizia il trasferimento di M_1 su ND, mentre la memorizzazione avviene in M_2 . Finito il trasferimento di M_1 , ND si arresta fino al riempimento di M_2 . A questo istante inizia il trasferimento di M_2 su ND, mentre la memorizzazione dei dati avviene nuovamente in M_1 e così di seguito. Per le caratteristiche di arresto e partenza del nastro magnetico, la massima velocità alla quale possono essere accettati dati da AN durante l'esecuzione dell'istruzione 5) è di un dato ogni $250 \mu \text{ sec}$. La corrispondente frequenza massima di campionamento durante l'esecuzione dell'istruzione 6) è di 4 kHz. Quando è necessaria una frequenza di campionamento superiore, come

nel caso di analisi di segnali fonici, i dati vengono convertiti soltanto su 6 bit e trasferiti direttamente da AN su ND senza interporre la memoria volano. Le velocità di campionamento e conversione sono, in questo caso, di 7500, 15000, 30000 dati/sec, in accordo alle possibili velocità di ND.

Come accennato, l'unità numerica consente di eseguire le elaborazioni di cui ai punti b), c), d), e) del § 1; in particolare tali elaborazioni sono possibili tramite le istruzioni 7) e 8) citate § 2.

L'unità di controllo UC.

UC coordina il funzionamento dell'intero sistema e lo rende idoneo all'esecuzione delle varie istruzioni, su comandi provenienti dal quadro di comando. In UC si possono distinguere due parti: una che controlla UA, AN ed UN, e che costituisce quindi un controllo centrale, ed una che comprende i circuiti di controllo di tutte le unità esterne. In questa seconda parte è compreso anche un convertitore numerico-analogico per il pilotaggio di un registratore grafico e di un tubo a raggi catodici.

La temporizzazione del controllo centrale è di tipo particolare. Il campo di variabilità delle caratteristiche dell'informazione biometriche è infatti molto vasto: dai ritmi ultralenti dell'attività celebrale, all'attività delle fibre nervose. Non solo è stato quindi necessario adottare un orologio a frequenza variabile, ma è prevista anche la sua sostituzione con segnali di sincronismo esterni. L'orologio interno ha una frequenza variabile fra 10 Hz e 30 kHz secondo la scala 1-3-10. Questo orologio è sostituito da un rivelatore di picco durante l'esecuzione dell'istruzione 5) e dall'orologio di controllo di ND durante l'esecuzione dell'istruzione 6) con frequenza di campionamento di 7500, 15000 e 30000 dati/sec. Quando si presenta la necessità di convertire fenomeni registrati su varie piste di un nastro magnetico analogico secondo un riferimento di tempo identico per tutti, l'orologio del controllo centrale è sostituito da un segnale registrato su una opportuna pista del nastro analogico. La conversione avviene in questo caso in fasi successive — tante quante sono le piste da convertire — ma il riferimento temporale è identico in ogni fase.

Le unità di entrata (UE) e uscita (UU).

Il sistema ELDA è previsto sia per elaborazioni in linea, che per elaborazioni fuori linea. Oltre quindi ad avere un ingresso direttamente connettibile ad una esperienza, è previsto un ingresso da nastro magnetico analogico. Un ingresso di questo tipo permette una buona organizzazione per l'utilizzazione a pieno tempo dell'ELDA da parte di varie cliniche, isti-

tuti o laboratori. Per potere utilizzare informazioni registrate graficamente su carta, è inoltre previsto l'impiego di un inseguitore automatico di curve.

Le unità di uscita sono:

a) una unità per la presentazione su tubo a raggi catodici del contenuto della memoria;

b) un tracciatore grafico;

c) un perforatore di banda per lo scaricamento lento di piccole quantità di dati;

d) una unità a nastro magnetico digitale per lo scaricamento veloce di grandi quantità di dati.

L'uscita tramite le unità c) e d) permette la successiva elaborazione dei dati su calcolatore elettronico.

4. La realizzazione.

Il sistema è attualmente in fase di avanzata realizzazione presso il Centro Studi Calcolatrici Elettroniche. Nella sua realizzazione si è fatto largo impiego di tecniche integrate. L'unità analogica è stata realizzata interamente con amplificatori operazionali integrati. Nelle altre unità sono stati impiegati circuiti di commutazione integrati con logica tipo DTL.

Per il pilotaggio della memoria sono stati impiegati transistori PNP e NPN complementari del tipo planare epitassiale; questo ha permesso di alimentare la memoria con le stesse tensioni che alimentano gli amplificatori operazionali (+ 12V e - 12V).

Ringraziamenti.

L'autore ringrazia i proff. Donato, Ferro, Gandini e Gomirato per le interessanti discussioni riguardanti le informazioni biomediche e gli ingg. Antognetti e Musolino per l'aiuto ricevuto nello studio e nella realizzazione del sistema.

BIBLIOGRAFIA

- [1] *Processing Neuroelectric Data*. M. I. T. Technical Report, 351, (1959), Technology Press of M. I. T.
- [2] CAVAGGIONI A., ARDUINI A.: *L'analisi strumentale dei dati neurofisiologici*. « Applicazioni bio-mediche del calcolo elettronico », 1 (1967), 1-11.
- [3] ROCKWELL M. A. JR, SHUBIN H.: SHOCK III, *A Computer System as an aid in the management of critical ill patients*. « Communications of the ACM », 9 (1966), 355-357.
- [4] SHUBIN H., WEIL M. H.: *Efficient monitoring with a digital Computer of cardiovascular function in seriously ill patients*. « Annals of Internal Medicine », 65 (1966), 453-460
- [5] SHUBIN H., WEIL M. H., ROCKWELL M. A. : *Automated measurement of cardiac output in patients by use of a digital computer*. « Med. & Biol. Engng », 5 (1967), 353-360.
- [6] SHUBIN H., WEIL M. H., ROCKWELL M. A. : *Automated measurement of Arterial pressure in patients by use of a digital computer*. « Med. & Biol. », 5 (1966), 361-369.
- [7] BARLOW J. S., FREEMAN M. Z. : *Comparison of the EEG activity recorded from different locations of the scalp by means of autocorrelation and crosscorrelation analysis*. « EEG Clin. Neurophysiology », 11 (1959), 618.
- [8] BARLOW J. S. : *Autocorrelation and crosscorrelation techniques in EEG analysis*. Suppl. n° 20 to « The EEG journal », Elsevier, (1961).
- [9] WALTER W. G. : *Frequency analysis*. Suppl. n° 20 to « The EEG journal », Elsevier, (1961).
- [10] CLYNES M., KOHN M. : *Portable 4-channel on-line average response computer*, CAT II-Digest of 1961 International Conf. on Medical Electronics. N. J. (1961), 28.
- [11] GERSTEIN G. L. : *Analysis of firing patterns in single neurons*. « Science », 131 (1960), 1811.
- [12] WELFORD N. T. : *The SETAR and its uses for recording physiological and behavioral data*. « I. R. E. Trans. on Biomedical Electronics », (1962), 185.
- [13] GLASER E. M. : *An automatic system for processing microelectrode data*. « I. R. E. Trans. on Bio-medical Electronics », (1962), 190.
- [14] GERACE G. B., GESTRI G. : *Un sistema automatico per l'analisi dell'attività nervosa*. « Alta frequenza », 32 (1963), 639.
- [15] SUSSKIND A. K. : *Notes on analog-digital conversion techniques*. (1957). Technology Press of M. I. T. and John Wiley, N. Y .