

Consiglio Nazionale delle Ricerche

ISTITUTO DI ELABORAZIONE
DELLA INFORMAZIONE

PISA

ANALISI QUANTITATIVA DEGLI STADI DI SONNO

F. Denoth, U. Barcaro, A. Stefanini, R. Massetani

L76-38

Estratto dagli atti del Simposio su:

Il sonno nell'età senile:

Aspetti fisiopatologici e terapeutici

Pisa, Novembre 1976

ANALISI QUANTITATIVA DEGLI STADI DI SONNO

F. Denoth^{*}, U. Barcaro^{**}, A. Stefanini^{***}, R. Massetani^{**},

^{*} - Istituto di Elaborazione della Informazione del C.N.R. - Pisa

^{**} - Istituto di Scienze dell'Informazione - Università di Pisa

^{***} - 2^a Clinica Neurologica - Università di Pisa

Varie tecniche e metodologie basate su sistemi di elaborazione automatica di dati sono state proposte per lo studio di elettroencefalogrammi registrati durante il sonno. Un risultato del tutto soddisfacente, almeno nel senso di un completo accordo con l'analisi visuale, non è stato ancora raggiunto; probabilmente questo è in parte dovuto ai differenti punti di vista degli studiosi del problema ed alla conseguente disomogeneità che esiste a livello umano nel classificare le varie fasi del sonno, pur essendo generalmente accettata la descrizione introdotta da Dement e Kleitman [1]. L'analisi visuale, nonostante le sue limitazioni, è tuttavia quella alla quale si fa più spesso ricorso e costituisce il termine di paragone per ogni altro sistema di analisi. Una volta fissati i criteri di classificazione, l'analisi condotta con sistemi automatici dà però maggiori garanzie di uniformità e ripetibilità dell'analisi affidata ad un operatore umano.

La struttura del sonno umano si modifica nel corso della vita. Riferendosi all'età senile è stato frequentemente descritto un incremento dei periodi di veglia notturna ed una modificazione del pattern ipnico espressa essenzialmente da una riduzione del sonno delta (stadi 3 e 4) [2,3]. Inoltre sono state talora riscon-

trate variazioni qualitative degli elementi costitutivi gli stadi del sonno lento, quale una riduzione del numero di spindles od un aspetto atipico ed un decremento in ampiezza dei grafoelementi delta.

Questa modificazione può indurre difficoltà nella classificazione dei singoli stadi e giustificare da sola i differenti risultati ottenuti fra singoli soggetti o fra differenti laboratori.

Allo scopo di studiare in maniera omogenea l'organizzazione del sonno nell'età senile, abbiamo quindi ritenuto necessario prendere in esame alcune tecniche di analisi automatica dell'EEG e confrontare i risultati ottenuti dalla loro applicazione con quelli ottenuti dall'operatore umano. In particolare abbiamo considerato analisi condotte nel dominio delle frequenze e in quello del tempo, preoccupandoci di adottare tecniche che avessero un costo di applicazione accettabile. Tutte le esperienze sono state condotte registrando EEG e EOG su nastro magnetico FM (Philips: A14) presso la 2^a Clinica Neurologica dell'Università di Pisa ed elaborando poi i dati presso l'Istituto di Elaborazione della Informazione del CNR di Pisa.

Nell'ambito dei casi studiati, si riportano qui le analisi relative a tre soggetti (G.G., O^x, aa. 66; B.G., Q₊, aa. 67; L.M., Q₊, aa. 74), che non presentavano segni clinici di interessamento delle strutture nervose e con attività bioelettrica cerebrale senza evidenti segni abnormi localizzati o diffusi. La valutazione neuropsicologica (prove per gnosie, fasie e deterioramento mentale) ha evidenziato una chiara caduta alle prove per le gnosie visuo-percettive e per la memoria visiva in un solo soggetto (L.M.).

I mezzi di elaborazione utilizzati sono stati un calcolatore HP 2100-32K con FFA HP 5451 A e varia strumentazione analogica (filtri, integratori, raddrizzatori, ecc.). I programmi utilizzati sul sistema FFA sono stati compilati presso l'Istituto di Elaborazione della Informazione; in particolare sono stati costruiti alcuni "user program" che adattano l'HP 5451 A alle particolari esigenze che si incontrano nell'analisi automatica di EEG. L'elaborazione viene effettuata in un tempo da 4 a 32 volte più breve di quello effettivo di durata dell'evento, a seconda della particolare tecnica adottata.

Fra le analisi nel dominio delle frequenze, oltre alla utilizzazione in modo classico dello spettro densità di potenza (SDP), è invalso l'uso di utilizzare una rappresentazione compattata dello SDP in situazioni che richiedano registrazioni protratte per lungo tempo [4].

La Fig. 1 mostra una tipica rappresentazione compatta di SDP con spettri mediati ogni due minuti primi. Dall'esame della figura stessa è evidente che elevati picchi di attività finiscono per mascherare l'effettivo andamento del fenomeno per molto tempo, per cui questo tipo di rappresentazione risulta utile soltanto in casi di EEG in lenta evoluzione o quasi stazionario (p.e. monitoraggio di stati di coma). Una migliore descrizione del fenomeno si ottiene ricorrendo ad una rappresentazione prospettica dei vari SDP secondo quanto mostrato in Fig. 2. Anche in questo caso però, benchè sia possibile seguire più dettagliatamente l'andamento dell'SDP, i reali vantaggi sono più di tipo estetico che pratico. Volendo poi descrivere quantitativamente il fenomeno, ri-

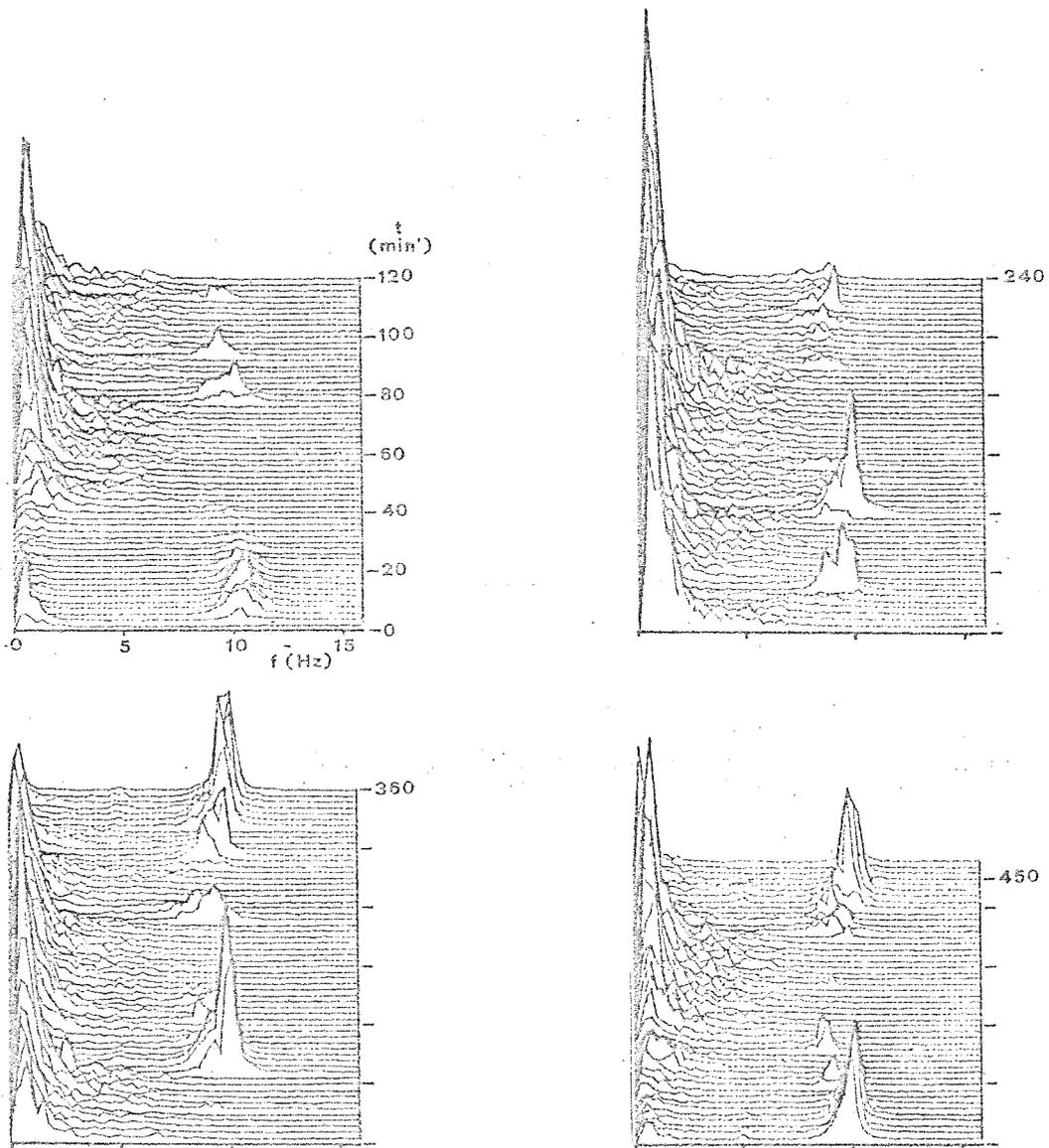


Fig. 1 - Rappresentazione compattata di SDP durante il sonno.
 Ciascun SDP è calcolato su un intervallo di 2'.
 Soggetto L.M., O, aa.74; derivazione C-O dx.

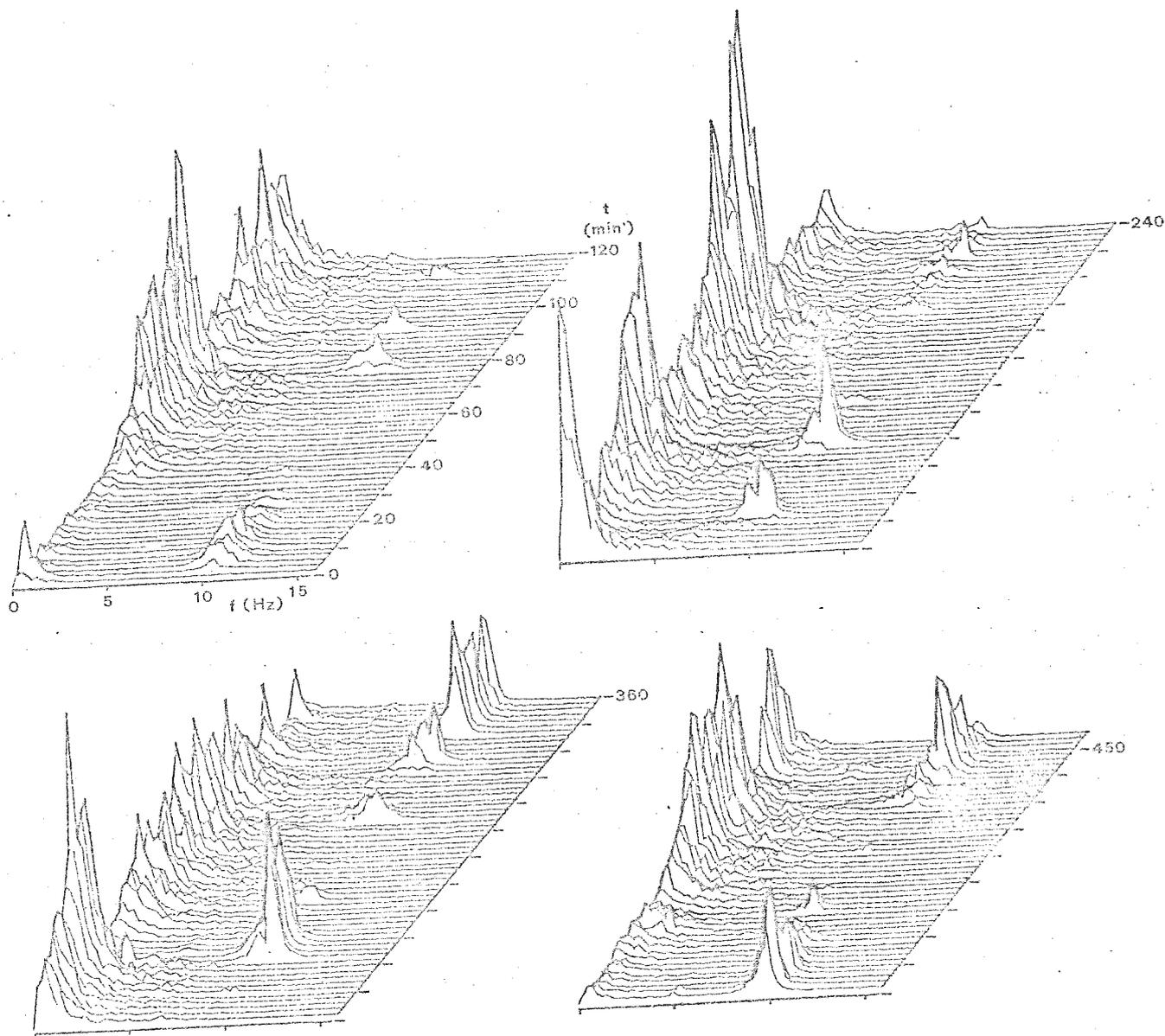


Fig. 2 - Rappresentazione compattata e prospettica di SDP durante il sonno. Ciascun SDP è calcolato su intervalli di 2'.

Soggetto L.M., O, aa. 74; derivazione C-O dx.

mane sempre il problema della caratterizzazione e della quantizzazione degli SDP.

Abbiamo quindi preso in esame analisi condotte nel dominio del tempo ed in particolare abbiamo considerato l'andamento nel tempo del numero di attraversamenti della linea base al secondo (ϕ) e del valore efficace dell'EEG (V). Il parametro ϕ è riconducibile al secondo descrittore di Hjorth (M) [5,6,7] quando si abbia a che fare con un segnale di tipo gaussiano, mentre il parametro V coincide con il primo descrittore di Hjorth (A). In pratica V è legato all'ampiezza dell'EEG, mentre ϕ è legato alla frequenza baricentrale dello SDP; come tale ϕ non risente dell'ampiezza del tracciato ed il suo valore è pertanto indipendente dall'amplificazione dell'EEG. Questi due parametri (ϕ e V) sono stati calcolati sia con mezzi analogici sia con mezzi numerici; sono stati inoltre calcolati per varie derivazioni ed i risultati sono stati messi a confronto.

Un andamento tipico di ϕ e di V ottenuto mediante elaborazione numerica dell'EEG è mostrato in Fig. 3, dove il valore delle due funzioni è stato calcolato mediando su intervalli di un primo. Dall'esame delle figure appare che l'andamento dei due parametri, in soggetti sani, è estremamente simile sia nelle derivazioni anteriori sia in quelle posteriori; inoltre ϕ e V mostrano un andamento in opposizione di fase, che lascia prevedere uno stretto legame fra i due parametri e quindi la ridondanza di informazione in essi contenuta. Questo è confermato dal coefficiente di correlazione fra ϕ e V che ha in generale valore compreso fra -0,55 e -0,75.

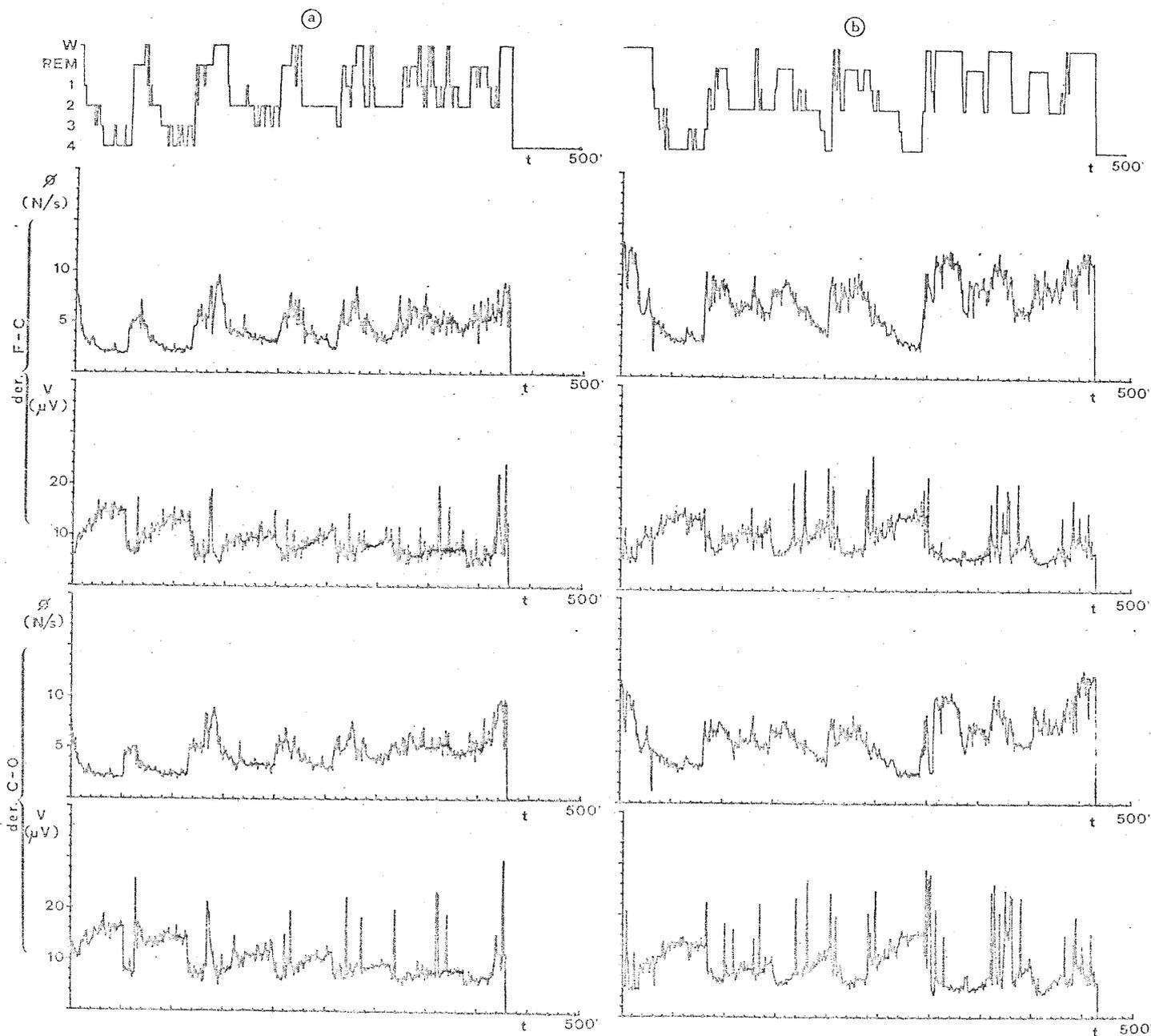


Fig. 3 - Andamento dei parametri ϕ e V durante il sonno:
 a) soggetto G.G., σ^{γ} , aa. 66; derivazioni F-C sn e C-O sn;
 b) soggetto B.G., σ^{γ} , aa. 67; derivazioni F-C dx e C-O dx.
 In alto sono riportati i rispettivi ipnogrammi ottenuti con analisi visuale.

Nella Fig. 4 è mostrato, per uno stesso soggetto, l'andamento di ϕ e V ottenuto sia con metodi numerici, sia con metodi analogici. I risultati sono sostanzialmente identici, ma la velocità di elaborazione che si ottiene con il sistema analogico è molto elevata: fino a 120 volte più grande di quella di acquisizione dell'EEG. I segnali pre-elaborati analogicamente possono inoltre essere convertiti in forma numerica e trattati con sistemi digitali; il numero dei dati da trattare viene in questo modo ridotto in maniera drammatica (di oltre 3000 volte) e possono così essere utilizzati sistemi di potenza modesta.

I risultati ottenuti con l'analisi nel dominio del tempo sono stati confrontati con l'ipnogramma costruito mediante analisi visuale (Fig. 3 e 4). Il risultato del confronto è estremamente incoraggiante e lascia prevedere la possibilità di utilizzare un solo parametro per descrivere gli stati di sonno lento in soggetti sani. Questo parametro potrà inoltre essere calcolato con apparecchiature molto semplici e tali quindi da non essere confinate, per motivi di costo e/o difficoltà d'uso, ai soli laboratori di ricerca.

I vantaggi offerti da un sistema automatico sono evidenti soprattutto quando, per varie circostanze, l'operatore umano sia condotto, in maniera anche inconsapevole, ad una interpretazione condizionata. Per esempio nel caso del soggetto L.M. (Fig. 4), pur trattandosi di un soggetto di 74 anni normale sia dal punto di vista

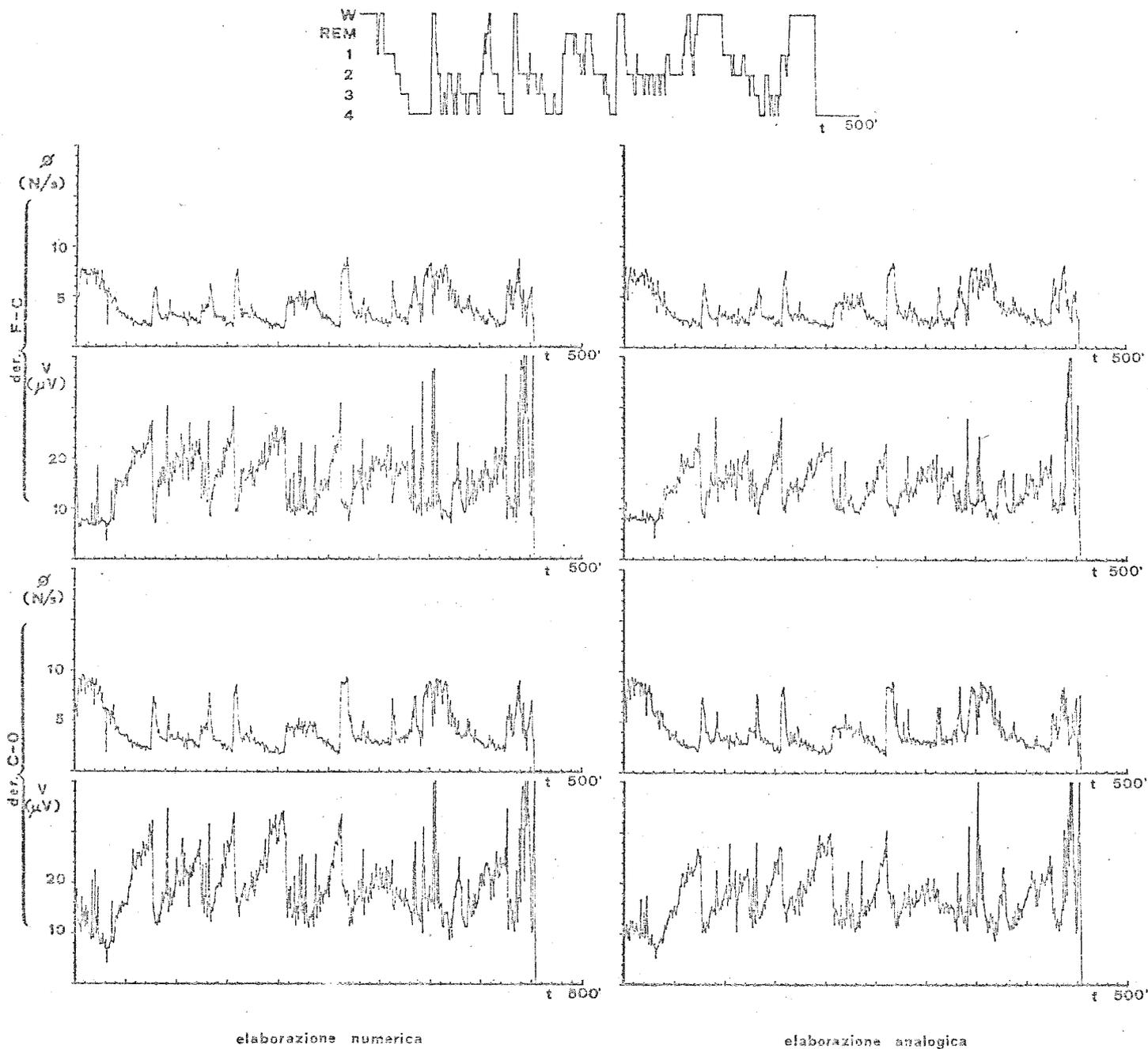


Fig. 4 - Confronto dei risultati ottenibili con elaborazione numerica (a sinistra) e con elaborazione analogica (a destra). Soggetto L.M., ♀, aa.74; derivazioni F-C dx e C-O dx. In alto è riportato l'ipnogramma ottenuto con analisi visuale.

dell'EEG di veglia sia dell'esame neurologico, si è trovata una percentuale di stadio 3+4 assai superiore al normale (circa il 40%); durante l'analisi visuale è probabile che l'operatore sia stato spinto ad interpretare fasi 3 come fasi 2 per correggere questo risultato inatteso. L'analisi automatica ha messo in evidenza questa tendenza, configurandosi quindi come più affidabile, una volta che siano stati definiti dei criteri corretti di analisi.

Oltre ad offrire vantaggi di uniformità, affidabilità e velocità, l'analisi automatica consente di acquisire informazioni non ottenibili altrimenti. Per esempio, l'andamento nel tempo dei parametri ϕ e V mette in evidenza la struttura reale dell'EEG durante il sonno, costituita da passaggi graduali fra le varie fasi attraverso una gamma continua di valori. Questa struttura non può essere individuata visivamente o quanto meno è impossibile che il criterio di valutazione di un operatore umano rimanga costante non solo al variare dell'esperimento, ma anche nell'ambito di uno stesso evento.

Bibliografia

- 1 DEMENT, W. and KLEITMAN, N.: "Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility, and dreaming". *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.*, 1957, 9, 673-690.
- 2 FEINBERG, I., KORESKO, R.L. and HELLER, N.: "EEG sleep patterns as a function of normal and pathological aging in man". *J. Psychiat. Res.*, 1967, 5, 107-144.
- 3 FEINBERG, I.; "Changes in sleep cycle patterns with age". *J. Psychiat. Res.*, 1974, 10, 283-306.
- 4 DUMERMUTH, G.: "Numerical spectral analysis of the Electroencephalogram". *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1973, 5A, 33-60.
- 5 HJORTH, B.: "EEG analysis based on time domain properties". *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 1970, 29, 306-310.
- 6 HJORTH, B. "Time domain descriptors and their relation to a particular model for generation of EEG activity", in G. Dolce and H. Künkel (Ed.), *Computerized EEG analysis*, Gustav Fisher Verlag, Stuttgart, 3-8, 1975.
- 7 DENOTH, F.: "Some general remarks on Hjorth's parameters used in EEG analysis", in G. Dolce and H. Künkel (Ed.), *Computerized EEG analysis*, Gustav Fisher Verlag, Stuttgart, 9-18, 1975.