

HOSPITAL & PUBLIC HEALTH

2 / **09**
postatarget
magazine
DCC0053329
NOV/195/2009
Posteitaliane
Maggio - Agosto

**Rivista scientifica quadrimestrale
di progettazione integrata,
biomedicina, nanotecnologie,
tecnica sanitaria e scienza della salute**



■ Il Complesso Ospedaliero
"Antonio Cardarelli"
di Napoli: stato dell'arte
e prospettive in materia
di risparmio energetico

■ Prova di evacuazione in un
reparto di Terapia Intensiva:
modalità di organizzazione,
gestione e spunti
di riflessione

■ I primi risultati
dell'analisi conoscitiva
sulla organizzazione
della sterilizzazione
negli ospedali italiani

HOSPITAL & PUBLIC HEALTH

2

Rivista scientifica quadrimestrale di progettazione integrata, biomedicina, nanotecnologie, tecnica sanitaria e scienza della salute

SOMMARIO

SICUREZZA

La sicurezza nella progettazione degli impianti idrici: conoscenza e prevenzione

Sung-Ae Bettenzoli, Marina Camporese, Andrea Camporese

2

ENERGIA

Il Complesso Ospedaliero "Antonio Cardarelli" di Napoli: stato dell'arte e prospettive in materia di risparmio energetico

Ciro Verdoliva

8

SICUREZZA

Prova di evacuazione in un reparto di Terapia Intensiva: modalità di organizzazione, gestione e spunti di riflessione

Valerio Costagli, Maurizio Villa

12

METODI

L'entropia ed il suo utilizzo in chirurgia vascolare

Antonella Cristiano, Giancarlo Accarino, Giovanna Nicoletta, Armando Ferraioli

16

ENERGIA

Proposta di un nuovo metodo per valutare il rendimento energetico di un Ospedale

Claudio Papai

22

STERILIZZAZIONE

I primi risultati dell'analisi conoscitiva sulla organizzazione della sterilizzazione negli ospedali italiani

Giuseppe Paladino, Angelo Conti, Claudio Lazzari, Daniela Pedrini, Gianfranco Finzi

24

ORGANIZZAZIONE

Le dinamiche e le relazioni di "scena"

Andrea Cambieri, Roberto Facco, Antonella Venditti, Achille Manfredi Luongo

30

ORGANIZZAZIONE

Il Teatro Operatorio: scene, copioni ed attori del futuro.

Atto quarto: gli attori

La parte dell'anestesista

Rodolfo Proietti

34

NEWS

37

COLOPHON

HOSPITAL & PUBLIC HEALTH - Rivista scientifica quadrimestrale di progettazione integrata, di biomedicina, nanotecnologie, tecnica sanitaria e scienza della salute
Anno III - Numero 2 - Maggio-Agosto 2009

Direzione, Amministrazione, Redazione e Pubblicità: EDICOM s.r.l.
Sede legale: via Zavanasco, 2 - 20084 Lacchiarella (MI)

Sede operativa:
Via Alfonso Corti, 28 - 20133 Milano
tel. 02 70 63 36 94 - fax 02 70 63 34 29
info@gsanews.it - www.gsanews.it

Direttore responsabile: Serrano G.

Direttore editoriale: Pelissero G..

Coordinatore scientifico: Finzi G., Pedrini D.

Segreteria editoriale: Aporti M., Lazzari C.

Comitato Editoriale: Antonelli R., Aparo U. L., Bucci R., D'Alessandro D., Di Clemente A., Fiorenza M., Marcelli E., Mastroianni L., Moscato U., Mucci A. M., Verdoliva C.

Segreteria e diffusione: Amoruso B.

Organo ufficiale S.I.S.B.E. Società Italiana per lo Studio delle Biotecnologie delle Tecnologie Biomediche, dell'Engineering Ospedaliero e dell'Edilizia Sanitaria

Organo ufficiale S.I.A.I.S. Società Italiana dell'Architettura e dell'Ingegneria per la Sanità

fotolitografia e stampa:
T&T STUDIO - MILANO
VELAWEB - BINASCO (MI)

Autorizzazione del tribunale di Milano n° 671 del 24-10-1990

© Copyright EDICOM s.r.l. - Milano

Testata in fase di certificazione secondo il regolamento

C.S.S.T. (Certificazione Stampa Specializzata Tecnica)

*Ai sensi dell'art. 2 comma 2 del codice di deontologia relativo al trattamento dei dati personali nell'esercizio dell'attività giornalistica, si rende nota l'esistenza di una banca-dati personali di uso redazionale presso la sede di Via Alfonso Corti, 28 - Milano. Gli interessati potranno rivolgersi al responsabile del trattamento dei dati sig. ra Barbara Amoruso presso la sede di Milano Via Alfonso Corti, 28 per esercitare i diritti previsti dalla legge n. 675/96

ASSOCIATO A:
A.N.E.S.
ASSOCIAZIONE NAZIONALE
EDITORIA PERSONALE SPECIALIZZATA

SOMMARIO

PAROLE CHIAVE

ENTROPIA DI STATO,
ENTROPIA DI RISPOSTA,
FAST FOURIER
TRANSFORM (FFT),
EEG, FEMG,
VALUTAZIONE
BILANCIATA TEMPO -
FREQUENZA,
ADEGUATEZZA
DELL'ANESTESIA

L'entropia è una modalità innovativa di monitoraggio, che consente di ottenere informazioni sullo stato del sistema nervoso centrale durante l'anestesia generale, mediante l'acquisizione e l'elaborazione dei segnali EEG (elettroencefalogramma) e FEMG (elettromiografia frontale). Il tracciato EEG da irregolare diventa molto più regolare mano a mano che l'anestesia è più profonda. Analogamente, il segnale FEMG si normalizza con l'aumento della saturazione tramite anestetici delle aree più profonde dell'encefalo. L'entropia misura proprio l'irregolarità dei segnali di EEG e FEMG, che vengono prelevati mediante un particolare sensore posto sulla fronte del paziente.

L'entropia ed il suo utilizzo in chirurgia vascolare

*A.G.A. Biomedica srl
- Cava del Tirreni (SA)

**Primario Chirurgia Vascolare
- Osp. San Leonardo - Salerno

***resp. Anestesia Chirurgia Vascolare

- Osp. San Leonardo - Salerno

****Studio Di Ingegneria Medica
- Cava del Tirreni (SA)

Esistono numerose tecniche analitiche volte a quantificare l'irregolarità di segnali stocastici, quale ad esempio l'EEG. Una di queste è l'entropia. L'entropia, quando considerata come concetto fisico, è proporzionale al logaritmo del numero di microstati presenti in un sistema termodinamico, ed è quindi correlata alla quantità di "disordine" nel sistema. Nell'ambito della teoria dell'informazione, il concetto di entropia fu definito prima da Shannon e Weaver nel 1949 e più tardi applicato allo spettro di potenza di un segnale da Johnson e Shore nel 1984. In questo contesto l'entropia descrive la complessità, l'irregolarità, l'imprevedibilità di un segnale. Si tratta di un parametro intuitivo nel senso che consente di distinguere un segnale regolare da uno irregolare: un segnale molto regolare avrà un valore di entropia basso mentre un segnale irregolare avrà un valore di entropia alto. Una proprietà molto importante è che l'entropia è indipendente da scale assolute quali l'ampiezza o la frequenza del segnale: un semplice segnale sinusoidale è perfettamente regolare veloce o lento che sia. Nella valutazione di un segnale fisiologico, come ad esempio l'EEG, questa è

una proprietà estremamente importante perché è noto che ci sono variazioni individuali nelle frequenze assolute del segnale elettroencefalografico.

L'entropia è una modalità innovativa di monitoraggio, che consente di ottenere informazioni sullo stato del sistema nervoso centrale durante l'anestesia generale, mediante l'acquisizione e l'elaborazione dei segnali EEG (elettroencefalogramma) e FEMG (elettromiografia frontale). In genere, l'adeguatezza dell'anestesia è valutata osservando alcuni parametri clinici del paziente quali frequenza cardiaca, pressione sanguigna, sudorazione, lacrimazione e movimento. Aggiungendo a ciò la misura dell'attività elettrica corticale è possibile ottenere una valutazione più completa degli effetti degli anestetici. Il tracciato EEG da irregolare diventa molto più regolare mano a mano che l'anestesia è più profonda. Analogamente, il segnale FEMG si normalizza con l'aumento della saturazione tramite anestetici delle aree più profonde dell'encefalo. L'entropia misura proprio l'irregolarità dei segnali di EEG e FEMG, che vengono prelevati mediante un particolare sensore posto sulla fronte del paziente.

Il segnale proveniente dal sensore, contenente sia l'EEG che l'attività dei muscoli facciali, entra nel modulo Entropy dove viene filtrato da tutti gli elementi inutili come il segnale ECG ed altri artefatti e fluisce in un trasformatore di frequenza dove viene separato nelle frequenze che lo compongono a partire da quelle più basse che derivano dall'EEG corticale fino a quelle più alte originate dai muscoli facciali. (vedi figura 1)

I segnali in uscita dal trasformatore giungono a due elaboratori che calcolano i due parametri di entropia: ENTROPIA DI STATO (SE) ed ENTROPIA DI RISPOSTA (RE). L'entropia di stato SE è derivata principalmente dall'EEG corticale ed è calcolata fino a frequenze di 32 Hz, essa fornisce un'indicazione stabile dello stato ipnotico del paziente mentre l'entropia di risposta RE utilizza le informazioni derivanti dai muscoli facciali evidenziate dalle frequenze più alte fino a 47 Hz; i muscoli facciali sono connessi alle strutture più profonde del cervello e reagiscono rapidamente agli stimoli dolorosi, in tal modo RE è indicativa della risposta ad uno stimolo.

Una volta calcolate RE ed SE vengono trasmesse al MONITOR S5 della GE Healthservice, integrate e visualizzate. Nella centrale di comando del monitor sono presenti sezioni dedicate ad ogni parametro. All'interno di tale centrale tutte le misurazioni sono raccolte per essere visualizzate sullo schermo del monitor dove è possibile osservare i vari parametri per avere un'indicazione circa lo stato dell'anestesia del paziente. (vedi figura 2) Ecco come vengono visualizzati i calcoli dell'entropia. (vedi figura 3)

RE è visualizzato in arancione, mentre SE in bianco; fino a che il paziente è sveglio l'attività muscolare rende RE maggiore di SE, nel momento in cui al paziente vengono somministrati anestetici, l'attività celebrale diviene più sincrona e di conseguenza il segnale elettroencefalografico appare più regolare e più ritmico. In questa fase sul monitor si potrà osservare una riduzione di RE ed SE che con scarsa attività dei muscoli facciali tendono a so-

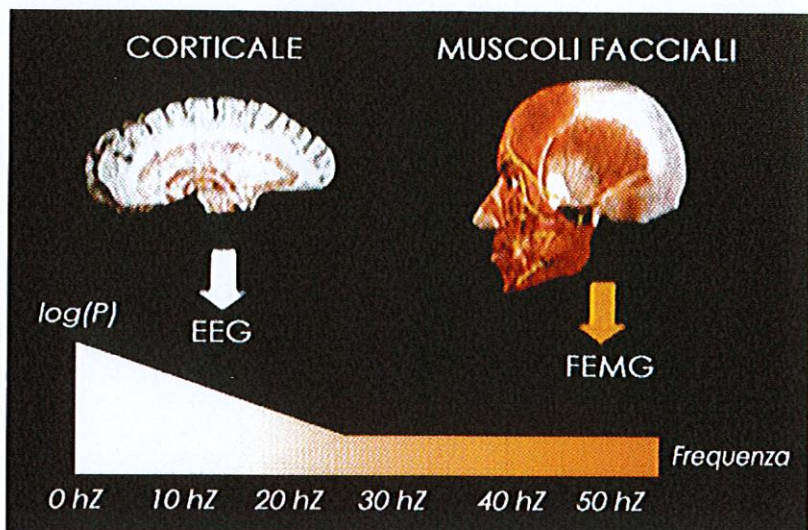


Figura 1



Figura 2

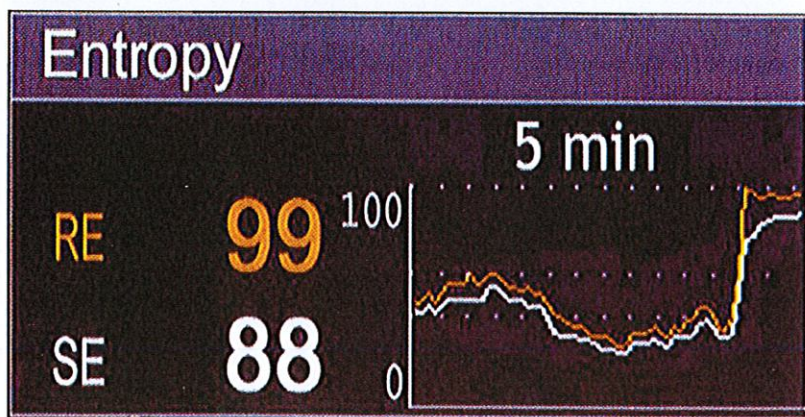


Figura 3

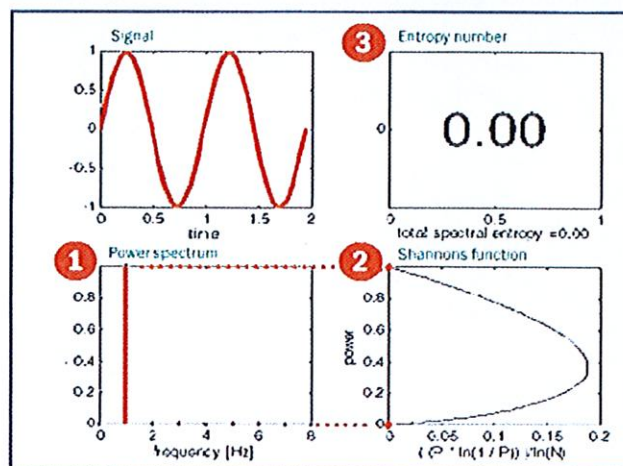


Figura 4

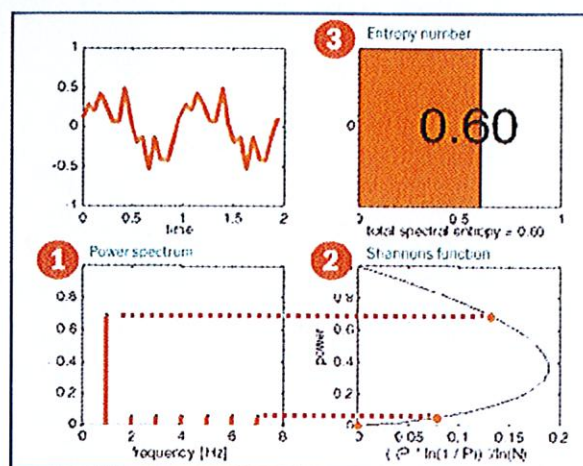


Figura 5

vrapporsi. I valori di entrambi i parametri che indicano un piano anestetico adeguato sono compresi tra 40 e 60, come mostra la tabella 1.

L'ALGORITMO ENTROPY

Il punto di partenza per il calcolo dell'entropia è lo spettro del segnale. Per ottenere lo spettro del segnale è utilizzata la Trasformata Discreta di Fourier che effettua una trasformazione da un set di valori $x(t_i)$ ottenuti campionando il segnale negli istanti temporali t_i ad un uguale numero di valori complessi $X(f_i)$ corrispondenti ad un set di frequenze f_i :

$$X(f_i) = \sum x(t_i) \exp(-i 2\pi f_i t_i)$$

Le componenti spettrali possono essere calcolate utilizzando una particolare tecnica computazionale chiamata **Fast Fourier Transform (FFT)**.

I passi successivi sono richiesti per computare l'entropia spettrale per una particolare epoca del segnale, in un particolare range di frequenze $[f_1, f_2]$.

Dalla Trasformata di Fourier $X(f)$ del segnale $x(t)$ può essere calcolato lo spettro di potenza elevando al quadrato l'ampiezza di ciascun elemento $X(f_i)$:

$$P(f_i) = X(f_i) * X^*(f_i)$$

dove $X^*(f_i)$ è il complesso coniugato della componente di Fourier $X(f_i)$. Lo spettro di potenza è poi normalizzato, scegliendo una costante C_n , detta costante di normalizzazione, in modo che la somma delle componenti dello spettro di potenza all'interno del range di frequenza selezionato $[f_1, f_2]$ sia uguale ad 1:

$$\sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) = C_n \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P(f_i) = 1$$

L'entropia spettrale nel range $[f_1, f_2]$ è dunque calcolata come una somma:

$$S[f_1, f_2] = \sum_{f_i=f_1}^{f_2} P_n(f_i) \log(1/P_n(f_i))$$

Dopodiché il valore di entropia è normalizzato al range tra 1 (massima irregolarità) e 0 (completa regolarità) dividendo per il

fattore $\log(N[f_1, f_2])$, dove $N[f_1, f_2]$ è pari al numero di componenti frequenziali presenti all'interno del range $[f_1, f_2]$:

$$S_n[f_1, f_2] = \frac{S[f_1, f_2]}{\log(N[f_1, f_2])}$$

Illustriamo graficamente i passi descritti, considerando tre pezzi di segnali cui corrispondono differenti valori di entropia, in particolare consideriamo porzioni di segnali con 8 componenti frequenziali di cui la continua è considerata pari a 0, in modo che vengano analizzate 7 componenti frequenziali.

La figura 4 mostra un'onda perfettamente sinusoidale che include una sola componente spettrale diversa da zero, normalizzata ad 1 nello step di normalizzazione. Nella mappa di Shannon entrambi i valori 1 e 0 danno un contributo nullo cui corrisponde un valore di entropia pari a 0.

Nella figura 5 una certa quantità di rumore bianco è sovrapposta alla forma d'onda.

Dopo la normalizzazione, lo spettro include un componente elevata corrispondente alla frequenza della forma d'onda e 6 componenti più piccole diverse da 0. Nella mappa di Shannon entrambi i tipi di componenti danno un contributo diverso da 0 all'entropia del segnale il cui valore sarà pari a:

$$0.12 + 6 * 0.08 = 0.60$$

Nella figura 6 il segnale è scomparso e c'è solo rumore bianco sovrapposto. Dopo la normalizzazione, il rumore contribuisce con 7 componenti pari a $P_n(f_i) = 1/7$. A questa

Tabella 1

100	Completamente sveglio e reattivo
60 40	Anestesia clinicamente significativa, bassa probabilità di coscienza
0	Soppressione dell'attività elettrica corticale

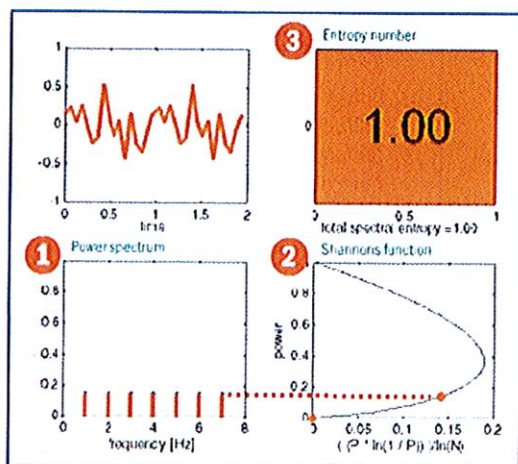


Figura 6

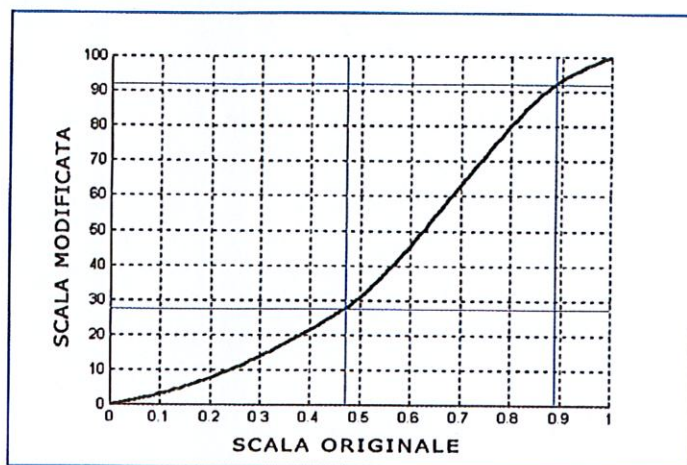


Figura 7

corrisponde il valore $(1/7)\log(7)$ nella mappa di Shannon. Infine, la somma di tali componenti e la divisione per il fattore $\log(7)$ da un valore di entropia $= 7 \cdot (1/7)\log(7)/\log(7) = 1$. Il rumore bianco ha dunque il massimo valore di entropia, cioè 1.

VISUALIZZAZIONE DEI PARAMETRI RE ED SE

I valori di RE ed SE sono visualizzati contemporaneamente ad un gran numero di altri valori sullo stesso monitor. Un valore intero a due cifre quale "46" su di un monitor può essere percepito molto più rapidamente di un valore decimale quale ad esempio "0.46". Per questo motivo,

i valori originali di entropia che variano in modo continuo tra 0 e 1, sono trasformati in una scala di valori interi tra 0 e 100 utilizzando una funzione continua, monotona che mostra il seguente andamento. (vedi figura 7)

Si tratta di una funzione continua con derivate di alcuni ordini continue.

Una porzione relativamente vasta di valori di entropia nella scala matematica originale è in un range in cui il livello di anestesia può essere considerato troppo profondo, mentre il più interessante intervallo di valori relativi ad un adeguato stato ipnotico ed condizioni di emergenza cade tra 0.5 e 1.0. Una semplice divisione della

scala originale in valori interi equidistanti, compresi tra 0 e 100 risulterebbe in una risoluzione in qualche modo compromessa nel range di interesse ed in una non necessaria risoluzione elevata nel range di anestesia profonda. Per questo motivo, la trasformazione dalla scala di valori originale $[0 \dots 1]$ alla scala di interi $[0 \dots 100]$ è effettuata mediante un funzione non lineare. In questo modo, come si può notare dall'immagine, la pendenza della curva è maggiore nel range relativo ad un'adeguata anestesia, così da avere in tale intervallo una risoluzione ottimale. SE varia tra 0 e 91, mentre RE varia tra 0 e 100.

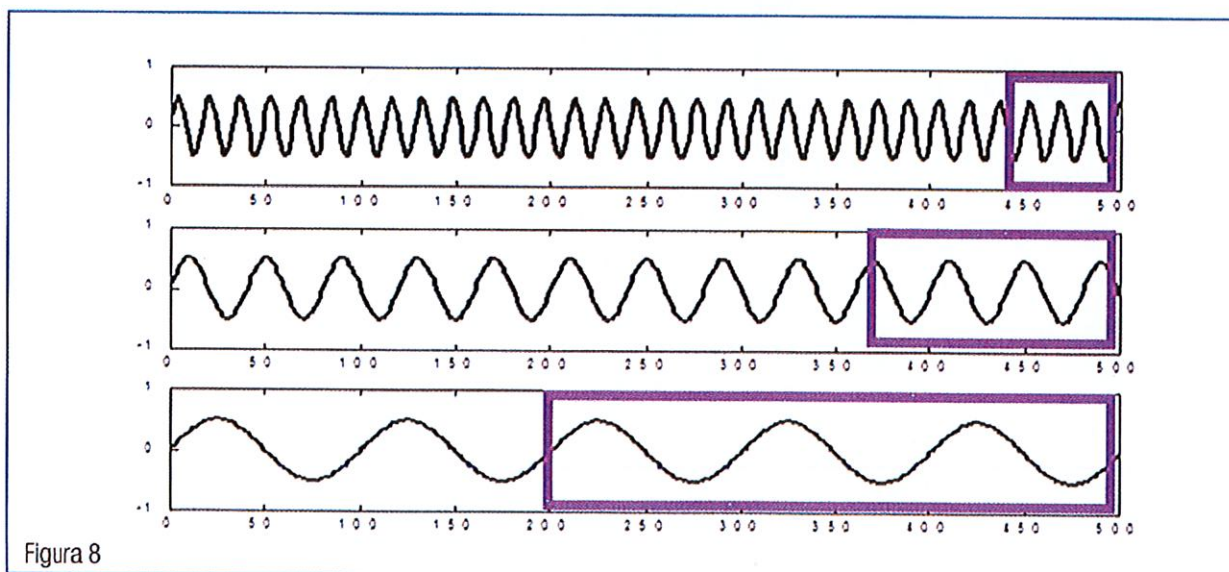


Figura 8

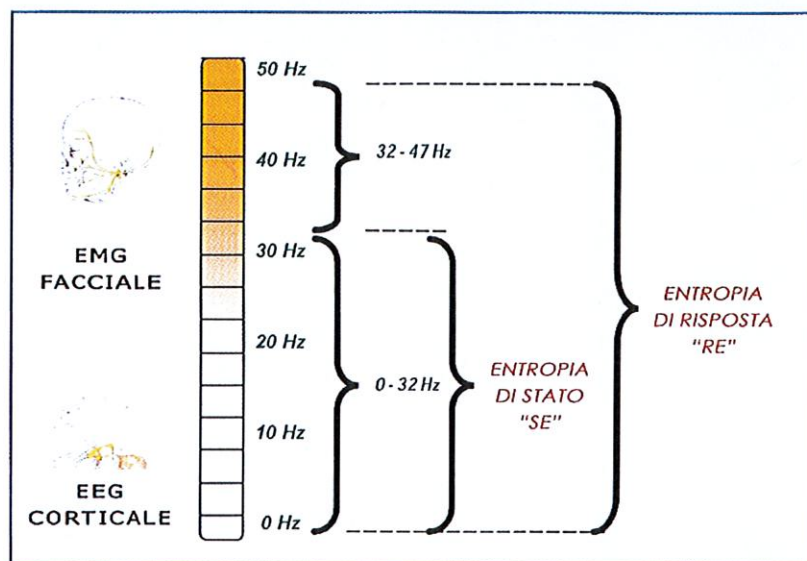


Figura 9

VALUTAZIONE BILANCIATA TEMPO - FREQUENZA

Per ottimizzare la velocità con cui le informazioni di interesse vengono estratte dal segnale il sistema effettua una "valutazione bilanciata tempo-frequenza". Il segnale elettroencefalografico contiene una vasta gamma di frequenze a partire da 0.5 Hz fino a frequenze dell'ordine di 50 Hz. Alla frequenza di 0.5 Hz, sarebbe necessaria una finestra temporale di 30 secondi per visualizzare 15 cicli della forma d'onda mentre per una frequenza di 50 Hz, lo stesso numero di cicli può essere ottenuto in un intervallo temporale di soli 0.3 s. Una sola finestra temporale di lunghezza fissata non è ovviamente la scelta ottimale per ottenere informazioni nella maniera più veloce ed affidabile. Il Modulo Entropy utilizza pertanto un set di finestre di varia lunghezza; la scelta dell'intervallo di tempo è legata al range di frequenze prese in considerazione in modo da avere una finestra sufficientemente lunga per poter analizzare le variazioni di segnale più lente. (vedi figura 8) In questo modo il tempo di risposta dipende dalle frequenze analizzate: le frequenze più elevate saranno analizzate con finestre più brevi mentre quelle più basse con finestre temporali più lunghe.

Nel Modulo Entropy è utilizzata una frequenza di campionamento di 400 Hz; la più breve finestra temporale è di 1.92 s = 768 campioni e la più lunga è pari a 60.16 s = 24064 campioni. La più breve finestra temporale è utilizzata per frequenze comprese tra 32 Hz e 47 Hz mentre la più lunga per frequenze al di sotto di 2 Hz. Per le frequenze comprese tra 2 Hz e 32 Hz sono utilizzate finestre la cui lunghezza è compresa tra i due estremi. (vedi figura 9). Dunque, tenendo conto che la parte dominante dell'EEG giace tra 0 e 32 Hz e l'EMG include anche frequenze tra 32 Hz e 47 Hz, SE è mediata su finestre di circa 15 secondi mentre RE è mediata su finestre temporali di circa 2 secondi, quindi il tempo di risposta risulta molto breve.

USO DEL MODULO ENTROPY IN CHIRURGIA VASCOLARE

La chirurgia vascolare dell'A.A.O.O San Giovanni di Dio e Ruggi d'Aragona di Salerno effettua annualmente circa 650 interventi di cui 250 E.A.C. (endoarteriectomie carotidee) e circa 100 aneurismi sull'aorta addominale. Da tre mesi per questo tipo di interventi ci si è avvalsi di una nuova tecnica di monitoraggio non

invasiva durante l'anestesia, l'Entropia (GE Healthcare) che, a differenza delle precedenti tecniche di monitoraggio cerebrale (BIS), fornisce due parametri: la profondità dell'ipnosi ed il rilassamento muscolare sottoforma di valori numerici SE ed RE. Questi due parametri, insieme al monitoraggio delle funzioni vitali, negli interventi di chirurgia vascolare si sono rivelati validissimi per un controllo completo della condotta anestesologica. Pertanto, l'entropia è stata utilizzata in 35 casi d'interventi E.A.C. e in 12 A.A.A. (aneurismi dell'aorta addominale). Nella chirurgia carotidea effettuata con la nuova tecnica anestesologica di analgesedazione a coscienza conservata il monitoraggio con l'Entropia ha consentito di avere:

- a) un'induzione più adeguata alle condizioni del paziente permettendo un ottimale controllo dell'ipotensione post-induzione, grazie ad un raccordo tra i parametri relativi al grado di ipnosi dati dal monitor, generalmente tra 40 e 50, ed il dosaggio dei farmaci infusi;
- b) una tempestiva ripresa della coscienza al clampaggio riducendo i tempi di risveglio ed evitando rischi di complicazioni intraoperatorie.

Negli interventi di chirurgia maggiore, aneurismi dell'aorta addominale, i parametri dell'Entropia hanno permesso:

- a) una modulazione nell'infusione dei farmaci anestetici e dei curari più adeguata e rispondente alle esigenze chirurgiche ottenendo così una profondità ed un dosaggio più corretto (anzi inferiore a quello normalmente usato);
 - b) un più preciso riconoscimento dell'instabilità emodinamica (ipotensione da ipovolemia o approfondimento ipnotico);
 - c) una riduzione dei tempi di risveglio con recupero post-operatorio più immediato.
- L'utilizzo, dunque, del modulo Entropy in sala operatoria ha portato sicuramente vantaggi consistenti per il controllo complessivo della condotta anestesologica. **H**