

## Estagiamento Automático do Sono Usando uma Rede Neural Artificial

Malcon Anderson Tafner  
Instituto de Neurociências – INC e  
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC  
Rua Alexandre Flemming, 59 - Blumenau – SC  
89010-670 - Fone (047) 322-5545  
E-mail : malcon@flynet.com.br

### Abstract

The present work describes a study carried out for the implementation of an automatic sleep staging using the electroencephalogram – EEG signals. These signals were properly acquired by a digital polygraphy system. The system in study uses the artificial intelligence technology, specifically the artificial neural networks, for automatic staging.

### 1 Introdução

Os conhecimentos sobre o ciclo vigília-sono desenvolveram-se a partir da década de 30, quando Loomis e colaboradores (Apud GUIOT [1]), utilizando a eletroencefalografia, descreveram o sono como um processo unitário e passivo, composto por estágios, cada um com características próprias. Esse conceito do sono unitário perdurou até a década de 50, quando Aserink e Kleitman (Apud GUIOT [1]) observaram a existência de um outro estado de sono caracterizado por ativação cortical e surtos de movimentos oculares rápidos; a partir desse estudo o sono passa a ser considerado como um processo composto por dois estados biológicos distintos. Nos anos seguintes, novas pesquisas de Dement e Kleitman (Apud GUIOT [1]) verificam que neste processo dual os dois estados de sono alternam-se ciclicamente, além de associar os sonhos com os movimentos oculares rápidos.

Com a abertura de um novo campo da fisiologia, e a possibilidade de registro de um número considerável de variáveis durante o sono, o volume de pesquisas sobre o assunto cresceu significativamente. Em 1968 foram definidos os critérios de monitorização e estagiamento do sono por RECHTSCHAFFEN e KALES [2]. Apesar de revisado por CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3] em 1994, o padrão de 68 ainda é adotado.

Seguindo os critérios de estagiamento, grande parte dos médicos e técnicos em polissonografia têm realizado o estagiamento do registro polissonográfico manualmente desde a década de 70. Essa tarefa, quando executada manualmente, é considerada tediosa, pois o registro de uma noite inteira de sono consome, aproximadamente, 3 horas de anotações e cuidadosa observação. Por esse tipo de motivo, muito esforço tem sido gasto em projetar estagiadores automáticos de sono.

### 2 O Sono e Sua Estrutura

#### 2.1 O Sono

Graças à polissonografia, reconhece-se hoje que o sono não é um estado homogêneo, e que há dois estados distintos de sono. O sono mais surpreendente, e o último a ser descoberto, é o sono em que ocorrem movimentos rápidos dos olhos. Por suas iniciais em inglês, "*rapid eye movements*", este sono é chamado de **REM**. Apesar de ocupar apenas 20% do sono de um adulto, o sono REM é tão importante que o restante é chamado de sono **NREM** (Não REM). O sono NREM pode ser dividido em outras 4 fases, chamadas de estágios, de 1 a 4.

#### 2.2 A Monitorização

A maioria dos conhecimentos acerca do sono e seus estágios veio através da polissonografia, que atua como uma espécie de "radiografia" do sono. Consiste em diversos tipos de registros, como o eletroencefalograma – EEG (ondas elétricas do cérebro), o eletro-oculograma – EOG (movimentos dos olhos), eletromiograma – EMG (tensão muscular), eletrocardiograma – ECG (ondas elétricas do coração), movimentos respiratórios e a oxigenação do sangue (CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3]).

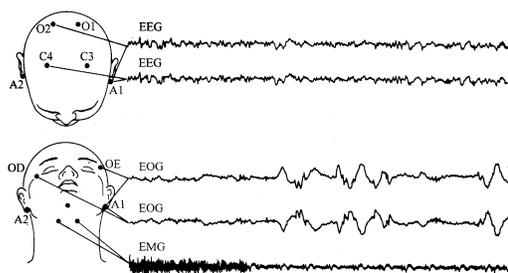


Figura 01 – Diagrama dos principais registros da polissonografia (GUIOT [1])

A polissonografia é realizada em laboratórios do sono por meio de equipamentos especiais, e usados por técnicos capacitados. O exame normalmente dura

oito horas seguidas, e ocorre, em geral, entre as 23h e as 7h.

## 2.3 O Eletroencefalograma – EEG

O EEG é o registro elétrico contínuo da superfície do cérebro, onde a intensidade e os padrões dessa atividade contínua são determinadas, em grande parte, pelo nível global de excitação resultante do sono, da vigília e sintomas como epilepsia (SCHAUF et alii, [4]). O registro do EEG deve ser tomado diretamente do crânio segundo o sistema 10-20, cuja posição dos eletrodos obedece as normas internacionais recomendadas por JASPER em 1958 (Apud CARSKADON e RECHTSCHAFFEN, [3]).

A intensidade elétrica da onda pode variar de 0 a 200  $\mu\text{V}$ , e sua frequência pode variar de 1 a 50 Hz<sup>1</sup>. As ondas cerebrais, normalmente, são classificadas segundo a sua frequência, sendo nomeadas como : alfa (<3,5Hz), beta (de 4 a 7 Hz), teta (de 8 a 13 Hz) e delta (de 14 a 25 Hz).

Segundo CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3], todas as ondas usadas para distinguir os estágios são bem visualizadas utilizando os canais C3 e C4, particularmente quando os sinais de amplitude são otimizados. Entretanto, muitos laboratórios também tem utilizado o registro dos canais O1 e O2 como canais auxiliares.

## 2.4 O Padrão de Estagiamento

Esta seção descreve, sumariamente, o padrão de estagiamento do sono em adultos segundo os critérios apontados por RECHTSCHAFFEN e KALES (CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3]).

- a) **Acordado (*wakeful*)** : A maioria das pessoas exibe um EEG com ritmo alfa quando relaxado com os olhos fechados. Esse ritmo se altera quando o sujeito está tenso, ou mesmo com os olhos abertos. Também se encontra o ritmo alfa presente, mesmo com os olhos abertos, se o indivíduo está excessivamente sonolento.



Figura 02 - EEG enquanto acordado.

- b) **Estágio 1** : O padrão do EEG do indivíduo quando em estágio 1, é descrito como atividade de relativa baixa voltagem e frequências mistas. Mista porque é

comum a presença de artefatos<sup>2</sup>, além de pequenas faixas de atividade teta.



Figura 03 – EEG em estágio 1.

- c) **Estágio 2** : O padrão do EEG do estágio 2 reflete atividade de baixa voltagem e frequências mistas. Basicamente, a diferenciação do estágio 2 para o estágio 1, se dá em dois padrões específicos conhecidos como fuso e complexo K. Os fusos são compostos por ondas de 12 a 14 Hz com duração de 0,5 a 1,5 seg., enquanto que os complexos K são descritos como “ondas agudas negativas bem delineadas imediatamente seguidas por um componente positivo” (CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3], p. 950).



Figura 04 – EEG em estágio 2.

- d) **Estágio 3 e 4** : Os padrões de EEG dos estágios 3 e 4 são definidos pela presença de ondas de atividade lenta. Conforme RECHTSCHAFFEN e KALES, no estágio 3, deve haver, para sua caracterização, um mínimo de 20% e um máximo de 50% de ondas de 2 Hz com amplitudes maiores que 75  $\mu\text{V}$  de pico a pico por época (apud CARSKADON e RECHTSCHAFFEN [3]).



Figura 05 – EEG em estágio 3.

Para o estágio 4, as ondas de atividade lenta devem ser predominantes, estando presentes em pelo menos 50% na época analisada. Neste estágio os olhos não se movem, e o EMG se encontra tonicamente ativo, embora tenha uma atividade considerada baixa.



Figura 06 – EEG em estágio 4.

<sup>1</sup> Unidade de medida de frequência definida como a frequência de um fenômeno cujo período tem a duração de um segundo; um ciclo por segundo.

<sup>2</sup> Um artefato é um produto de arte mecânica. Neste caso, artefatos é como são chamadas ondas com vértices agudas.

- e) **Sono REM** : O padrão do EEG para o sono REM também é caracterizado por relativa baixa voltagem e frequências mistas. Embora esse estágio se chame REM o simples movimentos dos olhos não é suficiente para indicar esse estado do sono. Isso acontece uma vez que o fenômeno não é universal, pois muitos indivíduos não apresentam o movimento rápido dos olhos.



Figura 07 – EEG em estado REM.

## 2.5 Progresso do Sono Durante a Noite

Segundo CARSKADON e DEMENT [5], o caso ideal de um exemplo de um sono tido como normal, pode ser configurado a partir de um jovem (homem ou mulher) adulto. O sono normal em um jovem adulto, alterna-se entre sono NREM e REM durante a noite, em torno de quatro a seis ciclos.

O primeiro ciclo, em um adulto inicia com o estágio 1 de sono NREM, e em poucos minutos (1 a 7 minutos) avança para o estágio 2. O estágio 2, sinalizado pelo fusos de sono, ou ainda, pelos complexos K detectados no EEG, costuma durar de 10 até 25 minutos. Como progresso natural do estágio 2, em 20 minutos em média, atinge o estágio 3. O estágio 3, de curta duração neste primeiro ciclo, serve de transição para o estágio 4, que costuma durar de 20 a 40 minutos, e em seguida, ocorre um retorno a estágios menos profundos.

Pequenas intromissões da vigília durante o sono normal ocorrem na forma de despertares breves nos quais não se recupera a consciência ou a memória. Isto se manifesta através de 30 a 60 movimentos por noite, quando muda-se de posição ou arruma-se as cobertas, sem que se lembre disso pela manhã. Os movimentos ocorrem nas trocas de estágio e nos estágios de sono mais superficial (MARTINEZ [14]).

## 2.6 Considerações Sobre o Estagiamento

O estagiamento<sup>3</sup> do registro do sono é realizado, normalmente por conveniência, em segmentos chamados de época. O tamanho médio desses segmentos é de 30 ou 20 segundos de amostra, que correspondem, aproximadamente, a uma página de papel de 30 cm registrado a uma velocidade de 10 a 15 milímetros por segundo. O estagiamento de uma época inferior a 20 segundos é considerado extremamente tedioso por muitos grupos, embo-

<sup>3</sup> O padrão de estagiamento manual do sono segue critérios definidos por RECHTSCHAFFEN e KALES em 1968, que ainda são utilizados internacionalmente.

ra existam grupos que chegam a utilizar épocas de até 3 segundos.

Cada época é associada com o estágio que mais apropriadamente caracteriza o padrão predominante durante o intervalo examinado. Assim, o objetivo do estagiamento da época é determinar o simples fator que mais caracteriza a época. Outros tipos de medidas, como o caso da turgescência peniana durante o sono REM, conforme observado por KARACAN e SHAPIRO [6], também podem ser utilizados para auxiliar na codificação do estágio da época em análise. Outros fenômenos, como a respiração, a saturação do oxigênio também são apontados por ASERINK e KLEITMAN [7].

## 2.7 Estagiadores do Sono

Entre as técnicas baseadas em IA para estagiar o sono automaticamente, pesquisadores tem utilizado o aprendizado indutivo para construir árvores de decisão e classificadores baseados em regras, como é o caso do sistema especialista para a realização do estagiamento proposto por RAY, LEE e MORGAN em 1986[8].

Outro exemplo da utilização de regras é o trabalho apresentado por NIELSEN et alii [9] que, usando os sinais do EEG e do EOG, utilizou uma rede probabilística (*Causal Probabilistic Network - CPN*) para realizar o estagiamento automático do sono em 6 pacientes. Como comparação, NIELSEN et alii usou o estagiamento manual realizado por dois especialistas como referência. Os resultados obtidos por NIELSEN tiveram uma concordância de 68% a 71%.

Redes Neurais Artificiais também têm sido utilizadas para classificação do sono partindo de treinamentos realizados com exemplos selecionados, como é o caso do trabalho de SCHALTENBRAND [10] e LOSSMANN [11], que utilizou redes neurais de Kohonen para produzir um semi-estagiamento semi-automático. Podemos dizer semi-estagiamento uma vez que o trabalho de LOSSMANN não dividiu os estágios conforme as definições recomendadas por RECHTSCHAFFEN e KALES [2], mas segundo critérios próprios que reduz o número de estágios.

## 3 Rede Neural Artificial ARC (Alta Representação Cortical)

### 3.1 Arquitetura

A arquitetura proposta neste trabalho, chamada de rede neural ARC, foi projetada com base em uma estrutura de rede tipo Lattice, de aprendizagem supervisionada, tipo *feedforward*, amplamente conec-

tada e de arquitetura topológica cuja disposição dos neurônios é bidimensional. Apesar de sua estrutura parecer ser similar à apresentada por KOHONEN (HAYKIN [12]), ela possui muitas características próprias que diferem bastante da rede original de KOHONEN.

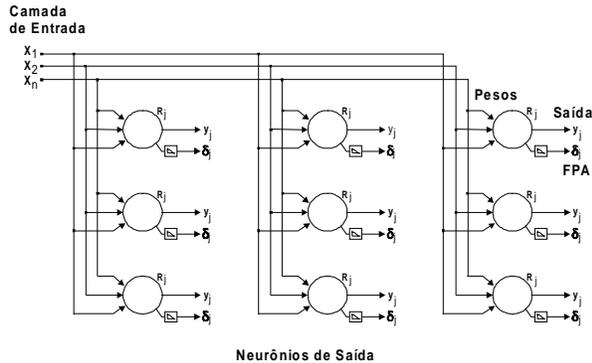


Figura 08 – Todas as entradas estão conectadas com as saídas (neurônios)

Esta rede, além de possuir alterações no algoritmo de aprendizagem, possui também, implementada em seu código, determinadas instruções que procuram reproduzir outras propriedades do cérebro humano, como é o caso da alta representação cortical e dos trens de disparos dos neurônios estimulados, também conhecido como atividade neural repetitiva (SCHAUFF et alli [4]).

### 3.2 Características

O neurônio da rede ARC possui duas características próprias que os diferencia em relação à estrutura normal dos neurônios artificiais. A *Força do Potencial de Ação* e o *Rótulo*. Esses dois atributos participam ativamente do processo da expansão cortical, outro atributo da rede que é caracterizado pela capacidade de crescimento da rede.

Outra característica marcante da arquitetura ARC que pode ser ressaltada é a ausência de inúmeras iterações para treinar a rede neural, ocorrendo a assimilação de um fato com apenas uma apresentação do conjunto de treinamento à rede neural.

### 3.3 A Alta Representação Cortical – ARC

Esta rede neural é chamada de ARC pela característica de haver muitos neurônios respondendo a um mesmo estímulo. Assim, partindo da idéia que uma rede neural seja, por simples analogia, a representação de um córtex artificial, temos uma alta representação cortical para cada novo estímulo que seja aprendido por ela.

E para evitar que todos os neurônios respondam da mesma forma quando apresentado um estímulo à rede, é atribuído, a cada neurônio, uma resposta com intensida-

de diferente determinada em tempo de treinamento conforme a disposição espacial, agrupando os estímulos em regiões específicas.

### 3.4 O neurônio

O neurônio da rede ARC também possui uma proposta diferenciada em relação à estrutura normal dos neurônios artificiais. O neurônio possui, além da saída  $y$ , outras duas informações, a Força do Potencial de Ação, denotado por  $\delta$ , e o rótulo, denotado por  $R$ .

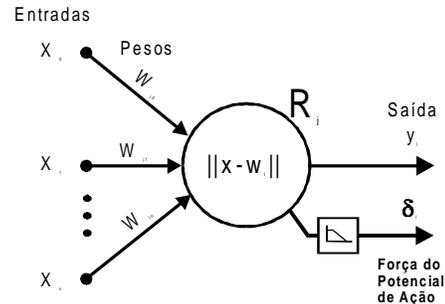


Figura 09 – Neurônio artificial da rede neural ARC

A camada de entrada da rede neural, cujos elementos estão conectados com todos os neurônios da rede neural é representada matematicamente por um vetor de entrada denotado por  $\mathbf{x} = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_n]^T \in \mathfrak{R}^n$ . As conexões de cada neurônio da rede neural são representadas por um vetor, denotado por  $\mathbf{w}_j = [w_{j1}, w_{j2}, w_{j3}, \dots, w_{jn}]^T \in \mathfrak{R}^n$ . O vetor  $\mathbf{w}_j$  é inicializado com valores, normalmente, escolhidos aleatoriamente. Esses valores devem representar a faixa de valores que compõem os fatos a serem treinados.

#### 3.4.1 A Saída do Neurônio ( $y$ )

Uma vez tendo o vetor de entrada  $\mathbf{x}$ , o resultado presente em  $y$  é conseguido através da distância euclidiana entre os pesos do neurônio,  $\mathbf{w}$ , e as entradas da rede neural,  $\mathbf{x}$ . Assim, temos  $y$  como sendo :

$$y_j(t) = \|\mathbf{x}(t) - \mathbf{w}_j(t)\| \quad (1)$$

onde:

$t$  = instante  $t$  no tempo

$\mathbf{x}(t)$  = entradas no tempo  $t$

$\mathbf{w}_j(t)$  = pesos do neurônio  $j$  no tempo  $t$

$y_j(t)$  = distância euclidiana do neurônio  $j$  no tempo  $t$

$\|\mathbf{x}(t) - \mathbf{w}_j(t)\|$  denota a norma euclidiana

### 3.4.2 A Força do Potencial de Ação da Saída ( $\delta$ )

A idéia da Força do Potencial de Ação,  $\delta$ , é baseada na atividade neural repetitiva dos neurônios biológicos, cuja função é transmitir informação sobre a intensidade do estímulo. Segundo SCHAUFF et alli [4], quando uma despolarização prolongada resulta da ação de muitos potenciais sinápticos ou de receptores sobre a região receptiva da célula, pode ser produzida, muitas vezes, uma série de potenciais de ação no axônio. Esse tipo de resposta é conhecido como *atividade repetitiva neural* (ou simplesmente, trem de impulsos).

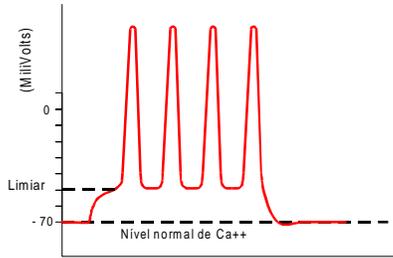


Figura 010 – Atividade repetitiva perante a despolarização prolongada

A *atividade repetitiva neural* foi simulada nos neurônios artificiais da rede ARC utilizando princípios simples de intensidade de resposta. Basicamente, a idéia é atribuir também uma intensidade ao grau de proximidade entre o estímulo apresentado nas entradas e os pesos dos neurônios da rede neural. Essa intensidade é chamada de *Força do Potencial de Ação*, ou simplesmente  $\delta$  :

$$\delta_j = f(y_j) = \begin{cases} 100 \leftarrow^{se} y_j \leq 5 \\ 0 \leftarrow^{se} y_j > 5000 \\ \left( \frac{y_j - 5000}{4995} * 100 \right) \leftarrow^{se} -5 < y_j \leq 5000 \end{cases} \quad (2)$$

onde :

$\delta_j$  = Força do potencial de ação do neurônio j  
 $y_j$  = Distância euclidiana do neurônio j

### 3.4.3 O Rótulo do Neurônio (R)

O rótulo do neurônio carrega a representação neural do estímulo, pois nesta rede neural cada neurônio tem o poder de representação de um estímulo inteiro. Em outras palavras, temos o rótulo de um neurônio qualquer como a saída desejada de um estímulo específico quando esse neurônio estiver representando-o.

Assim, para um conjunto de treinamento  $\Psi = \{(y_i^d, x_i^d)\}_{i=1}^n$ , onde os  $x_i^d$  são as entradas, e  $y_i^d$  são os rótulos das entradas (o índice  $d$  refere-se a *deseja-*

*do*), fazendo com que cada exemplo seja um par do tipo  $(y_i^d, x_i^d)$ , o rótulo do neurônio j,  $R_j$ , satisfeitos os critérios do algoritmo de aprendizado, pode ser dado como :

$$R_j = y_i^d \quad (3)$$

### 3.5 Aprendizado Neural

A fase de aprendizado acontece em dois momentos, primeiro a rede aprende (assimila) os fatos que são submetidos à ela através de um processo de ajuste das conexões sinápticas dos neurônios, e segundo a rede rotula os neurônios com o nome dos fatos aprendidos. A fase de reconhecimento é mais simples, sendo responsável apenas em retornar o rótulo do neurônio selecionado frente a um estímulo qualquer presente na camada de entrada.

O procedimento para determinar o neurônio tido como “vencedor” é baseado na distância euclidiana entre o vetor de entrada  $\mathbf{x}$  e o vetor de pesos  $\mathbf{w}$  de cada neurônio. Se utilizarmos o índice  $i(x)$  para identificar o neurônio que possui o melhor resultado em relação ao vetor de entrada  $\mathbf{x}$ , podemos determinar  $i(x)$  aplicando a seguinte condição :

$$i(x) = \min_j \{ \|\mathbf{x} - \mathbf{w}_j\| \}, \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (4)$$

onde  $\|\mathbf{x} - \mathbf{w}_j\|$  denota a norma euclidiana.

O ajuste do neurônio “vencedor” é realizado através da taxa de aprendizado, dado como  $\alpha(t)$ , que nada mais é que um ganho de adaptação de valor escalar ( $0 < \alpha(t) < 1$ ).

$$\mathbf{w}_{i(x)}(t+1) = \mathbf{w}_{i(x)}(t) + \alpha(t) \cdot [\mathbf{x}(t) - \mathbf{w}_{i(x)}(t)] \quad (5)$$

onde :

$t$  = instante  $t$  no tempo

$i(x)$  = neurônio “vencedor”

$\alpha$  = taxa de aprendizado

$\mathbf{x}(t)$  = entrada no tempo  $t$

$\mathbf{w}_{i(x)}(t)$  = pesos do neurônio  $i(x)$  no tempo  $t$

Da mesma forma, o rótulo do neurônio  $i(x)$  deve ter o rótulo correspondente ( $y$ ) da entrada  $\mathbf{x}$ . Outro procedimento realizado neste momento é a expansão cortical, que é a criação de novos neurônios na camada de saída sem afetar as características dos neurônios já constituídos. A medida de expansão da rede é tomada pelo raio de vizinhança partindo do neurônio  $i(x)$ , assim, os novos limites da quantidade de linhas e colunas da rede neural se definem pela

soma do raio de vizinhança à linha e coluna do neurônio “vencedor”.

### 3.6 Ajuste Sináptico da Vizinhança

Procurando seguir o modelo biológico, os neurônios vizinhos ao neurônio vencedor também são ajustados dentro de um senso físico. O critério de vizinhança é definido por um raio que tem como centro o neurônio  $i(x)$ . Esse raio é denotado por  $V_{i(x)}$ .

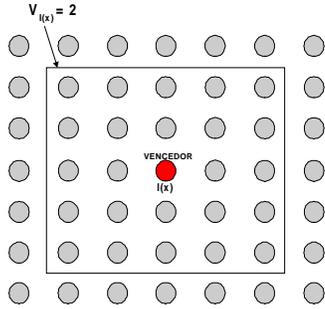


Figura 011 – Exemplo de raio para vizinhança igual a 2

Quanto mais distante o neurônio ajustado do neurônio  $i(x)$ , menor será a parcela de ajuste dos pesos, provocando assim um decréscimo linear seguindo a idéia de perda da força a medida que se distância do epicentro:

$$\alpha(t+1) = \alpha(t) - \frac{\eta(t)}{V_{i(x)}} \quad (6)$$

onde :

$t$  = Instante  $t$  no tempo

$\alpha$  = Taxa de aprendizado

$\eta(t)$  = Raio de ajuste no tempo  $t$

$V_{i(x)}$  = Raio de vizinhança para o neurônio  $i(x)$

Outro critério necessário para o ajuste dos neurônios vizinhos ao neurônio  $i(x)$  é a ausência de rótulo do neurônio vizinho analisado no momento.

Após realizado o ajuste dos neurônios compreendidos em  $V_{i(x)}$ , se segue o procedimento de rotulagem desses neurônios, e o critério adotado para rotulá-los, ou não, com o rótulo do estímulo apresentado (entrada  $\mathbf{x}$ ) é a medida fornecida pelo  $\delta$  de cada neurônio.

$$R_j = \begin{cases} R_x & \leftarrow^{se} j \in V_{i(x)}, \delta_j > lp \\ R_j & \leftarrow^{se} j \notin V_{i(x)} \end{cases} \quad (7)$$

onde :

$R_j$  = rótulo do neurônio  $j$

$R_x$  = rótulo da entrada  $x$

$V_{i(x)}$  = raio de vizinhança em torno do neurônio  $i(x)$

$\delta_j$  = força e potencial de ação do neurônio  $j$

$lp$  = limite de percentual

O valor de  $lp$  para o valor de  $\delta$  é móvel, podendo ser maior ou menor conforme as necessidades do projetista da rede neural. No entanto, o valor de 55% é considerado como um bom ponto de partida, conseguido através de diversos testes realizados em computador.

## 4 A Polissonografia Digital

Para a aquisição dos sinais eletroencefalográficos, utilizou-se o sistema de poligrafia digital POLIWIN da empresa EMSA [3], que funciona através de um microcomputador ligado a um equipamento de amplificação analógica. Embora a empresa também forneça equipamentos para realizar a poligrafia, como é o caso do BT-4000, que permite a aquisição de até 32 canais, o módulo de aquisição do sistema POLIWIN também pode integrar-se com qualquer amplificador analógico disponível do mercado que possua características conhecidas.



Figura 012 – O BT – 4000 da EMSA

O microcomputador recomendado pelo sistema de poligrafia para a utilização adequada do POLIWIN [9] deve possuir a seguinte configuração mínima:

- .Processador *Pentium* ou superior;
- Windows 95 ou superior.
- 16 Mb de memória RAM;
- 200 Mb de disco rígido;
- *Mouse* (opcional, porém recomendado);
- Monitor VGA ou superior;
- Impressora compatível com Windows;

A tomada do sinal deve ser realizada em laboratórios de sono devidamente equipados com o sistema de poligrafia, e sempre operados por técnicos capacitados. O exame costuma durar até oito horas seguidas, e ocorre, em geral, entre as 23h e as 7h.



Figura 013 – A tomada do sinal de sono

O sinal de sono adquirido pelo sistema POLIWIN é realizado a uma taxa de amostragem que pode variar de 150 a 300 Hz. O valor *default* para tomada do sinal é de 200 Hz. A taxa de quantização do sinal é fixa em 12 bits de precisão.

## 5 Desenvolvimento e Implementação da Rede Neural ARC

Para verificar a eficácia do modelo neural no estagiamento automático do sono, foi realizada uma pequena validação da rede neural frente à classificação das fases do sono usando os sinais do EEG captados pelo sistema POLIWIN. A idéia é simples, consistindo em treinar uma estrutura neural com um conjunto de treinamento extraído do sinal de EEG de um paciente, e submeter o restantes à análise da estrutura neural treinada.

### 5.1 O Sinal de Entrada

O sinal coletado do EEG é contínuo e, normalmente, longo, tornando-se, assim, delicado de ser manuseado. Neste estudo separamos o sinal do canal C3 coletado de dois pacientes, o 7706 e o 14674. O registro do sono dos dois pacientes foi dividido em épocas iguais de 6 segundos cada.

Para representar cada uma das épocas de 6 segundos como entrada da rede neural, utilizamos a Transformada de Fourier (FFT<sup>4</sup>), considerando apenas os valores resultantes de até 50 Hz. Após a transformada, a série resultante é suavizada e triplicada para aumentar a representatividade das características.

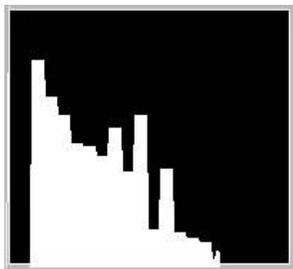


Figura 014 – Série resultante de um estágio 3 após a suavização e a triplicação

O conjunto de épocas utilizada para o treinamento da estrutura neural foi formado por 3 amostras (épocas) de cada estágio consideradas significativas. Assim, o conjunto de treinamento possui um total de 18 épocas selecionadas.

### 5.2 A Estrutura Neural

O termo estrutura neural é utilizado quando desejamos descrever, não apenas uma, mas um conjunto de redes neurais inter-relacionadas, como é o caso deste estudo.

Foram utilizadas, ao todo, 6 redes neurais, uma em utilização separada, e as outras 5 em uma estrutura neural. A rede solitária tem como função separar os sinais de estado “Vigília” dos outros.

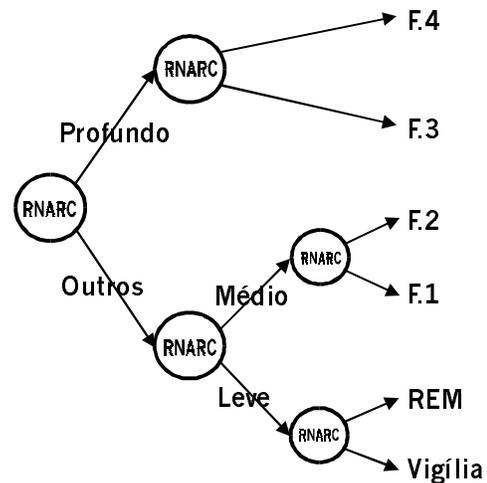


Figura 015 – A estrutura neural em 3 camadas

A estrutura neural combina as outras 5 redes, em uma cascata de 3 camadas (conforme mostra a figura 015). A finalidade dessa cascata é separar os sinais em classes diferentes :

- A primeira camada é composta por uma rede neural que separa os sinais entre “profundo” e outros.
- A segunda camada é composta por duas redes neurais, a primeira separa os sinais classificados como “profundo” em “estágio 3” e “estágio 4” (tendo como símbolos “F.3” e “F.4”). A segunda rede separa os sinais classificados como “outros” em “médio” e “leve”.
- A terceira camada é composta por duas outras redes neurais, sendo que a primeira separa os sinais classificados como “médio” em “estágio 2” e “estágio 1” (tendo como símbolos “F.2” e “F.1”). A segunda rede separa os sinais classificados como “leve” em “REM” e “acordado” (tendo como símbolo “REM” e “Vigília”).

### 5.3 Montagem dos Resultados

Os resultados são montados em uma tabela onde cada célula corresponde a uma época. A tabela passa por um pós-processamento que atua de maneira

<sup>4</sup> Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)

a suavizar os resultados em épocas maiores. Ou seja, a suavização atua como uma tradução da época de 6 segundos para épocas com até 120 segundos (2 minutos). Para tanto, foi utilizada a moda como mecanismo de suavização no novo intervalo selecionado (época > 6 segundos).

### 5.4 Resultados Obtidos

Para este estudo separamos o sinal coletado de dois pacientes, o 7706 e o 14674. O sinal dos dois exames foi dividido em épocas iguais de 6 segundos cada, sendo que o exame do paciente 7706 teve início as 23 horas e 29 minutos. O tempo total de coleta deste paciente durante o sono é de 5 horas, 39 minutos e 50 segundos, portanto, 4078 épocas. O exame do paciente 14674 teve início as 0 horas e 1 minutos. O tempo total de coleta deste paciente durante o sono é de 7 horas, 25 minutos e 5 segundos, portanto, 5341 épocas.

Submetendo as 4078 épocas do paciente 7706, após um treinamento baseado em apenas 18 épocas extraídas das 4078, o estagiador neural (com suavização de 165 segundos) obteve uma taxa de acerto de 57,95% em relação à opinião médica sobre as mesmas 4078 épocas.

A figura 016 mostra, sob forma gráfica (hipnograma), o registro de sono do paciente 7706 estagiado por um médico, enquanto que a figura 017, mostra o resultado obtido pelo estagiador neural, com quase 60% de acerto.

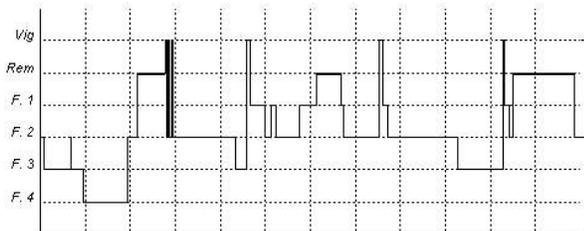


Figura 016 – Hipnograma do paciente 7706 realizado por um médico.

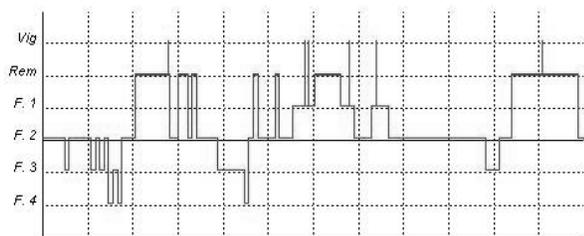


Figura 017 – Hipnograma do paciente 7706 realizado pelo estagiador neural.

Além da proximidade visual apresentada pelos hipnogramas, outros dados também podem ser extraídos, como a comparação de acerto entre cada fase específica.

Tabela 01 – Estatística do Sono

Fases	Estagiador		Médico	
	Tempo	%	Tempo	%
Vigília	35s	0,17	6m10s	1,81
REM	1h33m20s	27,46	1h11m30s	21,04
Fase 1	32m35s	9,59	31m40s	9,32
Fase 2	2h49m	49,73	2h21m55s	41,76
Fase 3	36m	10,59	1h25s	17,78
Fase 4	8m15s	2,43	28m5s	8,26

Conforme o acerto de cada fase específica, verificamos ainda mais a proximidade de acerto.

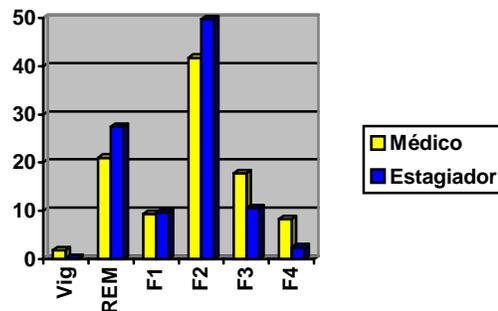


Figura 018 – Estatística do sono do paciente 7706 entre o estagiador neural e o médico.

O paciente 14674 obteve uma taxa de sucesso maior que o paciente 7706. Submetendo as 5341 épocas do paciente 14674, após um treinamento também baseado em 18 épocas extraídas das 5341, o estagiador neural (com suavização de 105 segundos) obteve uma taxa de acerto de 64,86 % em relação à opinião médica sobre as mesmas 5341 épocas.

A figura 019 mostra, sob forma gráfica (hipnograma), o registro de sono do paciente estagiado por um médico, enquanto que a figura 020, mostra o resultado obtido pelo estagiador neural, com quase 70% de acerto.

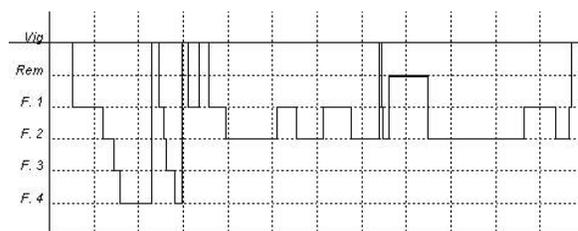


Figura 019 – Hipnograma do paciente 14674 realizado pelo médico.

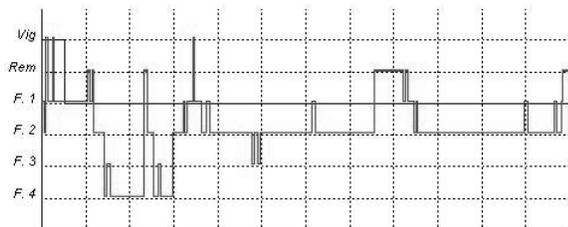


Figura 020 – Hipnograma do paciente 14674 realizado pelo estagiador neural.

Além da proximidade visual apresentada pelos hipnogramas, outros dados também podem ser extraídos, como a comparação de acerto entre cada fase específica.

Tabela 02 – Estatística do Sono

Fases	Estagiador		Médico	
	Tempo	%	Tempo	%
Vigília	2m5s	0,47	47m5s	10,58
REM	38m30s	8,65	32m15s	7,25
Fase 1	1h13m10s	16,44	2h4m30s	27,97
Fase 2	4h38m35s	62,59	3h17m15s	44,32
Fase 3	8m55s	2,0	11m	2,47
Fase 4	43m45s	9,83	32m55s	7,40

Conforme o acerto de cada fase específica, verificamos ainda mais a proximidade de acerto.

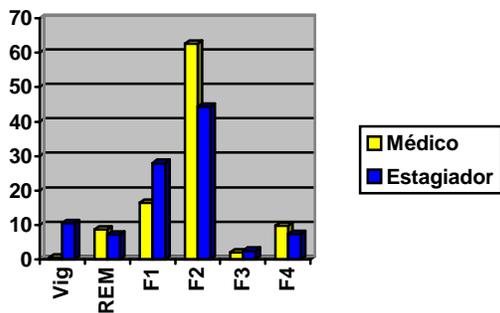


Figura 021 – Estatística do sono do paciente 7706 entre o estagiador neural e o médico.

## 5.5 Conclusões e Recomendações

A rede neural proposta mostrou qualidades como rápido aprendizado e grande capacidade de generalização em se tratando de estagiamento automático de sinais eletroencefalográficos, uma vez que classificou, aproximadamente, 9000 épocas de 6 segundos com uma taxa média de acerto próxima a 61 %, utilizando como treinamento apenas 36 épocas.

Propomos, contudo, que novos testes de validação devam ser realizados, utilizando não somente a série resultante de uma FFT, mas também outras técnicas de processamento de sinal que deverão ser executadas dire-

tamente sobre o sinal da onda captada. Também deverá ser observada a normalização, não só para assegurar a taxa de acerto de um mesmo exame (inter-exame), mas também para proporcionar uma taxa de acerto elevada em exames de outros pacientes (intra-exames). Dessa forma, apenas um treinamento será o suficiente.

## 6 Referências Bibliográficas

- [1] GUIOT, Marilene. Polissonografia. In : REIMÃO, Rubens. Sono : Estudo Abrangente. 2. Ed. São Paulo : Atheneu, 1996.
- [2] RECHTSCHAFFEN, A. e KALES, A. Manual of Standardized Terminology : Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. Los Angeles : Brain Research Institute, 1968.
- [3] CARSKADON, Mary A. e RECHTSCHAFFEN, Allan. Monitoring and Staging Human Sleep. In : KRYGER, Meir, ROTH, Thomas e DEMENT, William. Principles and Practice of Sleep Medicine. 2. Ed. USA : W. B. Saunders Company, 1994.
- [4] SCHAUF, Charles, MOFFET, David, MOFFET, Stacia. Fisiologia Humana. Rio de Janeiro: Guanabara, 1993.
- [5] CARSKADON, Mary A. e DEMENT, William. Normal Human Sleep : Na Overview. In : KRYGER, Meir, ROTH, Thomas e DEMENT, William. Principles and Practice of Sleep Medicine. 2. Ed. USA : W. B. Saunders Company, 1994.
- [6] KARACAN, I. e SHAPIRO, A. .Erection cycle during sleep in relation to dream anxiety. *Archive Genital Psychiatric*, n. 15, 1966.
- [7] ASERINK, E. e KLEITMAN, N. .Regular periods of eye mobility and concomitant phenomena during sleep. *Science*, n. 118, 1953.
- [8] RAY, S. R. LEE, W. D., MORGAN, C. D. .Computer sleep stage scoring – na expert system approach. *Biomedical Computation*. V. 19, p. 43-61, 1986.
- [9] NIELSEN, K. D. et alii. Causal Probabilistic and power spectral estimation used in sleep stage classification. *Methods of Information in Medicine*, v. 36, p. 345-348, 1997.
- [10] SCHALTENBRAND, N. et alii. Sleep Scoring Using the Neural Network Model : Comparison Between Visual and Automatic Analysis in Normal Subjects and Patients. *Journal Sleep*, v. 19, 1995.
- [11] LOSSMANN, Erik . EEG-based sleep stage scoring using wavelet transform and artificial neural network. In : Proceedings of the post-graduate student seminar. Anais... Tallinn Technical University, 1996.
- [12] HAYKIN, Simon. *Neural Networks* : a comprehensive foundation. USA : Macmillan College Publishing, 1994.
- [13] EMSA – Equipamentos Médicos S/A. EMSA. 1998. <http://www.emsamed.com.br> (15 de Outubro de 1998).
- [14] MARTINEZ, Denis. O Sono. 1996. <http://www.vanet.com.br/doctor/sono.htm> (08 de Setembro de 1998)