

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Uma Estratégia de Modelagem
Tridimensional para Mapeamento de EEG
de Superfície

Rogério Ribeiro Cardoso

Junho de 2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Uma Estratégia de Modelagem Tridimensional para Mapeamento de EEG de Superfície

Rogério Ribeiro Cardoso[‡]

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Alcimar Barbosa Soares, Ph.D.

Orientador

Prof. Darizon Alves de Andrade, Ph.D.

Coordenador do curso de Pós-Graduação

[‡] A bolsa de estudo para esta pesquisa foi concedida pela CAPES, Brasil.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Uma Estratégia de Modelagem Tridimensional para Mapeamento de EEG de Superfície

Rogério Ribeiro Cardoso[§]

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências. Aprovada em 17 de junho de 2005.

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD - Orientador (UFU)

Prof. Alexandre Cardoso, Dr. (UFU)

Prof. Gerson Ballester, Dr. (USP)

Prof. João Batista Destro Filho, Dr. (UFU)

Prof. Luciano Vieira Lima, Dr. (UFU)

[§] A bolsa de estudo para esta pesquisa foi concedida pela CAPES, Brasil.

“Se o materialismo é verdadeiro, parece-me que nós não podemos saber que é verdade. Se minhas opiniões são o resultado de processos químicos existentes em meu cérebro, eles são determinados pelas leis da química e não da lógica”

Haldane

*Aos meus pais, Pedro Iris e Wildima
Ao meu irmão e companheiro, Diguinho*

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a **Deus** pela sua criação. Cada vez que tento apreciá-la racionalmente e, ao mesmo tempo, apaixonadamente, mais me maravilho com tamanha perfeição e simplicidade.

Agradeço ainda aos **meus amados pais e irmão**, pela educação, carinho e amor que tenho recebido e pela pessoa que sou hoje; a **toda a minha família**, tios, tias, avós, primos e primas (cardosos e ribeiros), que aliás, tenho como irmãos e irmãs, e se fosse aqui listar os nomes de todos e justificar o porque desse agradecimento, daria um livro! Mas preciso citar pelo menos dois nomes: **Melber** e **Milana**, verdadeiros “companheiros” e parâmetros nos quais, muitas vezes, me espelho; aos meus amigos mais próximos, **Diogo, Vanessa, Alexandre, Douglas, José, Pio, Nagô e João Ricardo**, pelo afeto, força e inspiração nessa jornada, só Deus sabe o quanto vocês são importantes para mim! Não poderia me esquecer ainda de **minhas amigas pedagogas**, nem de **todos os meus amigos e amigas**: muito obrigado!

Um muito obrigado também aos queridos amigos do Biolab (Laboratório de Engenharia Biomédica), de ontem e de hoje: **Adeilson**, professor **Adriano, Ailton, Ângela, Ana Paula, Cristiano, Éder, Eduardo, Fábio, Flávia, Gláucia, Guilherme, Jeovane**, professor **João Batista, Joaquim, José Geraldo, Karina, Kety, Letícia**, professor **Luciano, Lílian, Manço, Marcelle, Saulo, Sérgio, Silva, Suzi, Thiago Caparelli, Thiago Finotti, Virgílio e Wilton**, por tudo o que vocês me ensinaram: engenharia, medicina, computação, piadas, amizade, relacionamentos e vida. Por favor, perdoem-me a displicência aqueles que, por ventura, não tenham seus nomes aqui

listados... a família Biolab cresce a cada ano! Mas fica o meu sincero agradecimento a todos vocês.

Obrigado também à **Marly**, pela dedicação e carinho por todos nós; a **todos os funcionários** da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia e ao professor **Wilson**, pelas grandiosas lições de anatomia.

Um agradecimento especial ao meu orientador **Alcimar**, o pilar dessa família Biolab, por tudo o que pude aprender nesses quase cinco anos de relacionamento mestre/aprendiz, mas também de amizade, pelos puxões de orelha merecidos, pelos incentivos sem fim e pela confiança depositada neste eterno aprendiz.

Por fim, agradeço àqueles que, por algum motivo, não me consideram como amigo, ou simplesmente me desconsideram, por me auxiliarem na imensa e inacabável tarefa de auto-conhecimento, por me apontarem as faltas e imperfeições justas, pois que, sem o saberem, me ajudam a ser um pouco menos arrogante, um pouco menos orgulhoso e um pouco mais humilde.

Resumo

CARDOSO, Rogério Ribeiro. *Uma Estratégia de Modelagem Tridimensional para Mapeamento de EEG de Superfície*. Uberlândia: FEELT-UFU, 2005, 160 f.

Este trabalho se dedica ao estudo do mapeamento cerebral por registro de eletroencefalografia. O mapeamento cerebral, também conhecido como EEG (eletroencefalograma) quantitativo, é utilizado como ferramenta complementar à análise visual do EEG convencional no diagnóstico de distúrbios tais como déficit de atenção e aprendizagem, esquizofrenia e epilepsia, além de acompanhamento em Unidades de Tratamento Intensivo ou em pós-operatórios. Pôde-se perceber que a maioria dos softwares de mapeamento disponíveis traz algumas limitações, tais como a utilização de figuras planas como modelo de cabeça, muitas vezes com formatos elípticos, o que os tornam pouco fiéis ao formato anatômico de uma cabeça humana e à relação espacial de distâncias entre os eletrodos dispostos no escalpo para a captação do sinal EEG. A visualização do mapa cerebral é feita como se fosse observado de cima (*top-view*), sendo que alguns aplicativos trazem também uma visualização lateral. Com vista a suprir essas limitações, foi desenvolvido um aplicativo que permite que o usuário visualize o mapa cerebral de qualquer ângulo que se queira, e para isso, foi utilizado um modelo tridimensional da cabeça humana. O aplicativo desenvolvido utiliza coordenadas tridimensionais para todos os pontos do mapa cerebral, possibilitando que este possa ser visualizado tanto numa figura bidimensional (com cinco diferentes vistas: frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior), quanto num objeto tridimensional. Para isso, foram utilizados modelos e estratégias matemáticas que

procuraram solucionar os problemas verificados nos softwares analisados. Os resultados mostraram bastante coerência entre o fenômeno estudado e as peculiaridades anatômicas superficiais do escalpo, uma vez que foi utilizada uma representação mais real de uma cabeça humana.

Palavras-chave: mapeamento cerebral, eeg, eeg quantitativo e topográfico, eegq.

Abstract

CARDOSO, Rogério Ribeiro. *A Three-dimensional Modeling Strategy for Surface EEG Mapping*. Uberlândia: FEELT-UFU, 2005, 160 f.

The author devoted this work to the study of brain mapping using Electroencephalography registration. Brain mapping, also known as quantitative EEG (electroencephalogram), is used as a supplementary tool for conventional EEG visual analysis to diagnose disturbances such as deficit of attention and learning, schizophrenia and epilepsy, besides accompaniment in Intensive Care Units. The author noticed that most of available brain mapping softwares brings some limitations, such as the use of plane illustrations as a head model, usually with elliptic formats, what make them not faithful to the anatomical format of a human head and to the space relationship of distances among the electrodes disposed onto scalp for the EEG sign registration. Brain map is observed from a top-view, but some applications also bring a lateral visualization. With intentions of supplying those limitations, the author developed an application which allows the user to visualize the brain map from any wished angle, and for that, a three-dimensional model of the human head was used. The developed application uses three-dimensional coordinates for all the brain map points. That allows the map to be visualized on a two-dimensional illustration (with five different views: front, right, left, back and top), or in a three-dimensional object. For that, the author used mathematical models and strategies to solve the verified problems at the analyzed softwares. The results showed plenty coherence between the studied phenomenon and the scalp anatomical peculiarities, once a human head representation was used.

Key-words: brain mapping, eeg, quantitative and topographical eeg, qeeg.

Conteúdo

Capítulo 1 – Introdução.....	1
1.1 Motivação	3
1.2 Objetivo e metas	5
1.3 Estrutura da dissertação	6
Capítulo 2 – O Sistema Nervoso e a Natureza dos Potenciais Elétricos Evocados	7
2.1 O sistema nervoso.....	7
2.2 Sistema nervoso periférico	10
2.2.1 <i>Sistema nervoso autônomo</i>	10
2.3 Sistema nervoso central	12
2.3.1 <i>A medula</i>	13
2.3.2 <i>O encéfalo</i>	15
2.3.2.1 <i>Diencefalo</i>	15
2.3.2.2 <i>Tronco encefálico</i>	16
2.3.2.3 <i>Cerebelo</i>	17
2.4 O cérebro	18
2.4.1 <i>O córtex cerebral</i>	18
2.4.2 <i>As áreas corticais</i>	20

2.4.2.1	<i>Áreas de projeção primárias</i>	23
2.4.2.2	<i>Áreas de associação do córtex</i>	31
2.4.2.3	<i>Assimetria das funções corticais</i>	34
2.5	O neurônio	34
2.5.1	<i>Tipos de neurônios</i>	36
2.5.2	<i>Transmissão dos impulsos nervosos</i>	37
2.5.3	<i>Sinapses entre neurônios</i>	39
2.5.4	<i>Fadiga da transmissão sináptica</i>	42
2.6	Potencial de membrana	42
2.7	Potencial de membrana dos neurônios	47
2.7.1	<i>Potencial de ação neuronal</i>	48
2.7.2	<i>Potencial pós-sináptico</i>	51
Capítulo 3 – Eletroencefalografia (EEG) e		
Mapeamento Cerebral.....57		
3.1	Breve histórico da eletroencefalografia.....	57
3.2	Instrumentação.....	61
3.3	O sinal EEG	67
3.3.1	<i>Tipos de onda</i>	68
3.4	Padronização.....	71
3.5	Mapeamento cerebral	75
3.5.1	<i>EEG digital (DEEG)</i>	77
3.5.2	<i>EEG quantitativo e topográfico (EEGQT)</i>	78
3.5.3	<i>Análises matemáticas</i>	80
3.5.4	<i>Métodos de interpolação</i>	84
3.5.5	<i>Visualização 2D e 3D</i>	87
3.5.6	<i>Aplicativos para mapeamento cerebral</i>	89
Capítulo 4 – Proposta e Desenvolvimento do Trabalho.....98		
4.1	Requisitos para o desenvolvimento do software	98
4.2	Técnicas utilizadas.....	100

4.2.1	<i>Orientação a objeto</i>	100
4.2.2	<i>Modelagem 3D</i>	102
4.3	Como o mapa é construído	103
4.3.1	<i>Técnicas</i>	104
4.3.2	<i>Coordenadas 3D</i>	108
4.3.3	<i>Visualização 2D ou 3D</i>	117
4.3.3.1	<i>Construção e visualização do mapa 2D (5 vistas)</i>	118
4.3.3.2	<i>Construção e visualização do mapa 3D</i>	121
4.4	O aplicativo desenvolvido	124
Capítulo 5 – Resultados e Avaliações Comparativas		132
5.1	Geração dos sinais de teste	133
5.2	Geração dos mapas com os sinais de teste	134
5.2.1	<i>Visualização do mapa 2D</i>	137
5.2.2	<i>Visualização do mapa 3D</i>	142
5.3	Avaliações comparativas	145
Capítulo 6 – Conclusões e Trabalhos Futuros		150
6.1	Trabalhos futuros	152
Referências Bibliográficas		154

Lista de Figuras

Figura 1.1	Exemplo de mapeamento cerebral em figuras planas. [MAKEIG, 2001].....	4
Figura 1.2	Exemplo de mapa cerebral em figura espacial. [MAKEIG, 2001].....	5
Figura 2.1	Células gliares: astrócitos (nutrição), oligodentrócitos (sustentação) e células microgliais (defesa). Modificada de [VIELA, 2004]	8
Figura 2.2	Figura esquemática mostrando o SNC, representado pelo encéfalo e pela medula e o SNP, representado pelos nervos. Modificada de [FRISÓN, 1999]	9
Figura 2.3	Sistema Nervoso Central e Periférico. Evidência de parte do Sistema Nervoso Autônomo (Simpático e Parassimpático), bem como de exemplo de nervos motores e sensoriais. Modificada de [BIOMANIA, 2004]	11
Figura 2.4	Meninges: Dura-máter (mais externa), Aracnóide (Intermediária) e Pia-máter (mais interna).	12
Figura 2.5	Medula Espinhal e Encéfalo.	13
Figura 2.6	Esquema representativo em corte transversal da medula espinhal, evidenciando a substância cinzenta (que são os corpos de neurônios), a substância branca (que tem essa coloração devido aos axônios	

	mielinizados), os nervos raquidianos e os gânglios espinhais (nódulos sensitivos situados fora do SNC). Modificada de [VIELA, 2004]	14
Figura 2.7	O Encéfalo.	15
Figura 2.8	Diencéfalo e Mesencéfalo. Vista posterior do encéfalo com exclusão do cerebelo. [VIELA, 2004]	16
Figura 2.9	Ponte e Bulbo em evidência, com o cerebelo ao fundo e parte do telencéfalo acima. Vista anterior do encéfalo.	17
Figura 2.10	Secção mostrando a metade direita do encéfalo vista por dentro, evidenciando suas subdivisões. Modificada de [VIELA, 2004]	18
Figura 2.11	Lobos do córtex cerebral. Modificada de [VIELA, 2004]	19
Figura 2.12	Subdivisões funcionais corticais, cerebelo e tronco encefálico. Modificada de [VIELA, 2004]	21
Figura 2.13	Áreas do córtex sensório-motor. A região verde diz respeito à área somatossensorial e a área azul diz respeito à área motora. A parte frontal do cérebro está voltada para baixo.	22
Figura 2.14	Área somestésica primária e homúnculo sensitivo. Modificada de [LENT, 2004]	23
Figura 2.15	Detalhe da figura 2.12 evidenciando a área visual e a área de processamento visual	24
Figura 2.16	Representação de uma cena visual na área visual primária. [LENT, 2004]	26
Figura 2.17	Área auditiva primária em destaque com a cor roxa (área A1). Modificada de [LENT, 2004]	27
Figura 2.18	Área olfativa. Modificada de [LENT, 2004] e [FRISÓN, 1999]	28
Figura 2.19	Área gustativa sendo mostrada como “córtex gustatório”. [LENT, 2004]	29
Figura 2.20	Área vestibular em evidência . Modificada de [LENT, 2004]	30
Figura 2.21	Área motora primária. Modificada de [LENT, 2004]	30

Figura 2.22	Áreas de associação secundária sensitivas. Modificada de [LENT, 2004]	32
Figura 2.23	Áreas de Associação Secundária Motoras. Modificada de [LENT, 2004]	33
Figura 2.24	Um neurônio motor e suas partes constituintes. Modificada de [www.sdmesa.sdccd.net/~bbrothers/IMAGES/neuron/neuron.jpg]	35
Figura 2.25	Neurônios reais. [LENT, 2004]	35
Figura 2.26	Neurônios se comunicando e o botão sináptico no detalhe.	36
Figura 2.27	Classificação dos neurônios quanto à forma: A) Pseudounipolar; B) Estrelada; C) Célula de Purkinje; D) Unipolar; E) Piramidal. Modificada de [LENT, 2004]	37
Figura 2.28	Tipos de sensores.	38
Figura 2.29	Botões sinápticos em um neurônio receptor. Eles existem tanto no soma como nos dendritos, às vezes ocorrendo também no início do axônio (cone axonal). [GUYTON, 2002]	40
Figura 2.30	Botão sináptico em detalhe evidenciando as vesículas e as mitocôndrias. Na fenda sináptica, estão os neurotransmissores sendo “despejados” sobre as proteínas de membrana da célula seguinte. Modificada de [FRISÓN, 1999]	42
Figura 2.31	Desenho esquemático de uma célula, evidenciando suas organelas e a membrana plasmática.	43
Figura 2.32	Desenhos esquemáticos da membrana plasmática com seus canais protéicos: Acima uma membrana com seus vários canais numa visão tridimensional. Modificada de [BIOMANIA, 2004]. Abaixo os canais iônicos em evidência. Modificada de [LENT, 2004]	45
Figura 2.33	Representação de uma onda de despolarização e repolarização.	48
Figura 2.34	Potencial de ação. Modificada de [VIELA, 2004]	49
Figura 2.35	Princípio do “tudo-ou-nada”: em A), o potencial de ação gera um potencial pós-sináptico excitatório (PPSE) que não chega a atingir o	

	limiar; em B), um trem de potenciais de ação gera um PPES que ultrapassa o valor de limiar, o que faz com que seja deflagrado um potencial de ação no neurônio pós-sináptico. Modificada de [LENT, 2004]	51
Figura 2.36	Eventos eletroquímicos da sinapse excitatória e sinapse inibitória. [GUYTON, 2002]	52
Figura 2.37	A) PPSE gerado por um único potencial de ação (PA). B) PPSE gerado pela somação temporal de vários PAs. C) PPSE gerado pela somação espacial de vários PAs. Modificada de [LENT, 2004]	53
Figura 2.38	Dipolo elétrico formado pelas sinapses excitatórias e inibitórias. No gráfico temos o potencial pós-sináptico (PPS) como a resultante do somatório de todos os potenciais pós-sinápticos excitatórios (PPSE) e inibitórios (PPSI).	54
Figura 2.39	Gênese dos potenciais pós-sinápticos das células piramidais corticais. A Figura evidencia os obstáculos no meio do percurso até o eletrodo de captação. Modificada de [LENT, 2004]	55
Figura 2.40	A) célula piramidal esquemática; B) célula piramidal real; C) detalhe do córtex cerebral ampliado, evidenciando as células piramidais (grânulos escuros) dispostas em paralelo.	56
Figura 2.41	Disposição paralela dos campos elétricos entre si e perpendicular à superfície do escalpo que são somados e registrados pelo eletrodo de captação.	56
Figura 3.1	Na seqüência: gerador eletrostático, jarro de Leyden e eletricidade natural. Modificada de [SABBATINI, 1998]	58
Figura 3.2	Galvanômetro de corda. [SABBATINI, 1998]	59
Figura 3.3	Primeiro EEG registrado por Hans Berger em, aproximadamente 1928. A primeira onda é o registro eletroencefalográfico, a segunda é uma senóide de referência, cuja frequência era conhecida. [SABBATINI, set-nov 1997]	60

Figura 3.4	Eletrodos posicionados no escalpo e o registro eletroencefalográfico. Modificada de [LENT, 2004]	62
Figura 3.5	Eletrodos de disco de prata (modelos da Grass®). Modificada de [BUTTON, 2000]	63
Figura 3.6	Eletrodos de agulha de platina (modelos da Grass®). Modificada de [BUTTON, 2000]	63
Figura 3.7	Eletrodos nasofaríngeo. Modificada de [BUTTON, 2000]	64
Figura 3.8	Eletrodos prefixados em grade. [BUTTON, 2000]. E touca com eletrodos posicionados. [http://web.utk.edu/~lubar/lab.html]	64
Figura 3.9	Eletrodos tipo clipe de orelha (“ear clip”). Modificada de [BUTTON, 2000]	65
Figura 3.10	Eletrodos corticais. [BUTTON, 2000]	65
Figura 3.11	Exemplos de ondas delta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]	69
Figura 3.12	Exemplos de ondas téta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]	70
Figura 3.13	Exemplos de ondas alfa. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]	71
Figura 3.14	Exemplos de ondas beta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]	71
Figura 3.15	Sistema Internacional 10/20. O ponto C está situado a 50% da distância násio-ínio. Fp, F, P e O estão situados a 20% da distância násio-ínio uns dos outros. A localização dos pontos T ₄ , C ₄ , C _Z , C ₃ e T ₃ segue a mesma lógica dos anteriores, sendo a distância de referência medida entre os pontos pré-auriculares esquerdo e direito.	72
Figura 3.16	Sistema Internacional 10/20 e a nomenclatura dos 19 eletrodos no escalpo e dois localizados em cada lobo auricular: A1 e A2.	73
Figura 3.17	Sistema 10/10. [GARZON, 2003]	74

Figura 3.18	Sinais EEG sendo coletados de um paciente e armazenados em computador. Modificada de [www.nexstim.com/images/prod_eeg_01.jpg]	77
Figura 3.19	Exemplo de sinal EEG e espectro de frequências.	78
Figura 3.20	Exemplo de EEG Quantitativo e Topográfico unido à Tomografia computadorizada. [www.ant-software.nl/asa/case011.htm]	79
Figura 3.21	Exemplo de EEG Topográfico em duas dimensões: um modelo de cabeça elipsóide. [MAKEIG, 2001]	84
Figura 3.22	Exemplo da estimação de um valor com relação a outros três.	85
Figura 3.23	Mapa plano-altimétrico. [SPRING, 2002]	88
Figura 3.24	Modelo de superfície gerada por grade triangular, em que a altura de cada ponto representa seu atributo z. [SPRING, 2002]	88
Figura 3.25	Exemplo de mapeamento 2D, evidenciando os pontos amostrados (os eletrodos). [www.nhahealth.com/brain_mapping.htm]	89
Figura 3.26	Mapeamento com o software Braintech 4.0 da EMSA Equipamentos Médicos Ltda. [www.emsamed.com.br]	90
Figura 3.27	Brain Mapping (qEEG) V.10 da AKONIC S.A. [www.akonic.com]	91
Figura 3.28	Mapeamento com o EEG 16S/EEG 16X desenvolvido pela MEDICOR. [www.medelektronika.hu]	92
Figura 3.29	Mapeamento utilizando o NEUROGUIDE. [www.appliedneuroscience.com]	93
Figura 3.30	Mapeamento do NEUROGUIDE utilizando o software LORETA. [www.appliedneuroscience.com]	94
Figura 3.31	Mapeamento com o software Neuromap® da NEUROTEC®. [www.neurotec.com.br]	95
Figura 3.32	Software TEMPO, desenvolvido por SAMARDZIC et al [2003]. [www.ece.uah.edu/~jovanov/projects/mmViewer.jpg]	96

Figura 4.1	Diagrama de classes do aplicativo desenvolvido.....	101
Figura 4.2	Área de trabalho do 3D Studio Max.	102
Figura 4.3	Exemplo de um processo de aplicação de textura e renderização. Observe que duas texturas diferentes são aplicadas a diferentes objetos.....	103
Figura 4.4	Exemplo de rotação no eixo z.	103
Figura 4.5	Textura aplicada a uma cabeça 3D: cada pixel da textura terá uma localização no objeto tridimensional. Os olhos constituem outros objetos aos quais nenhuma textura foi aplicada.	104
Figura 4.6	Grade triangular aplicada à cabeça 3D, com números identificando algumas posições específicas.	105
Figura 4.7	Textura com 4 vezes mais triângulos que a textura anterior, aplicada à cabeça 3D. No centro da textura está escrito “Nariz”, a mesma inscrição aparece na figura 3D na região do nariz.	106
Figura 4.8	Textura com a grade recortada para apenas compreender o escalpo.	107
Figura 4.9	Eliminação dos ângulos agudos por modificação da configuração dos triângulos.	107
Figura 4.10	Grade final aplicada à cabeça 3D.	108
Figura 4.11	Mapeamento que se deseja realizar, com cada pixel do bitmap relacionado a um determinado ponto no escalpo da cabeça 3D, sendo que a cor de cada pixel é calculada com base nas coordenadas 3D dos pontos no escalpo.	109
Figura 4.12	Origem das coordenadas 2D.	110
Figura 4.13	Determinação da origem do sistema de coordenadas 3D, mostrando as cinco principais vistas com a projeção dos eixos que aparecem (A). A última imagem (B) mostra a representação dos três eixos do sistema.	111
Figura 4.14	Grade triangular com um número associado a cada nó.	112

Figura 4.15	Determinando as coordenadas 3D do nó nº 90 (em evidência). Em vermelho o sistema de coordenadas 2D e em preto o sistema de coordenadas 3D.	113
Figura 4.16	Determinando as coordenadas 3D do eletrodo Fp1 (em evidência). Em vermelho o sistema de coordenadas 2D e em preto o sistema de coordenadas 3D.	114
Figura 4.17	A grade triangular com coordenadas 3D.	116
Figura 4.18	Grade triangular com um número associado a cada triângulo.	116
Figura 4.19	Projeções em que o triângulo nº 121 aparece.	117
Figura 4.20	Vista Frontal.	118
Figura 4.21	Triângulo no espaço.	119
Figura 4.22	Construção do mapa 2D para a vista frontal.	121
Figura 4.23	Construção do mapa 3D para os primeiros 6 triângulos.	122
Figura 4.24	Construção do mapa 2D para os primeiros 35 triângulos.	123
Figura 4.25	Construção do mapa 2D para os primeiros 250 triângulos.	123
Figura 4.26	Construção do mapa 2D para todos os triângulos.	124
Figura 4.27	Estrutura funcional do aplicativo.	125
Figura 4.28	Interface principal.	126
Figura 4.29	Interface onde são definidos o tipo de montagem e os canais que serão exibidos.	127
Figura 4.30	Escala de tempo e amplitude na interface principal: 70 microvolts de 0 a 10 segundos do sinal são exibidos.	127
Figura 4.31	Período da FFT: escolha do período (em segundos) do sinal que será utilizado no cálculo da FFT. As setas laterais indicam que a seleção do período pode ser deslocada de um em um segundo para a esquerda ou direita no eixo x.	128
Figura 4.32	Interface de mapeamento.	128

Figura 4.33	Suavização das cores: em A, temos as cores quantizadas; em B, as cores são diretamente proporcionais aos valores dos pontos (suavização).....	129
Figura 4.34	Ajuste de sensibilidade para 350%. em A, temos as cores quantizadas; em B, as cores são diretamente proporcionais aos valores dos pontos (suavização); em C, vê-se a escala de cores.	130
Figura 4.35	Mapeamento 3D.....	130
Figura 4.36	Rotação do mapeamento 3D. A seta vermelha indica o movimento realizado pelo mouse para a rotação da cabeça 3D.	131
Figura 5.1	Sinal gerado para Fp1: os dez segundos iniciais, ou as 20 mil primeiras amostras.....	134
Figura 5.2	FFT do sinal em Fp1.....	134
Figura 5.3	Escolha da montagem bipolar transversal.	135
Figura 5.4	Interface principal com todos os canais para a montagem bipolar transversal (inclinada 270° para melhor visualização).	136
Figura 5.5	Tela de mapeamento com a vista frontal 2D.	137
Figura 5.6	Vista frontal do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa nos eletrodos Fp1 e Fp2 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.....	138
Figura 5.7	Vista posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa nos eletrodos O1 e O2 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.....	139
Figura 5.8	Vistas frontal e posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa com maior detalhamento do mapa (suavização). Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.....	140
Figura 5.9	Vista frontal do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta nos eletrodos Fp1 e F7 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.	141

Figura 5.10	Vista posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta nos eletrodos O2 e T6 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.....	141
Figura 5.11	Vistas frontal e posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta com maior detalhamento do mapa (suavização). Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.	142
Figura 5.12	Rotação do mapeamento 3D evidenciando a atividade alfa em todo o escalpo. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.	143
Figura 5.13	Rotação do mapeamento 3D evidenciando a atividade delta em todo o escalpo. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.	144
Figura 5.14	Mapeamento 3D evidenciando as atividades alfa, com sensibilidade em 150% (A), e delta, com sensibilidade normal (B), com maior detalhamento dos mapas (suavização). Montagem bipolar transversal.	145
Figura 5.15	Mapeamento 2D em figura elíptica.	146
Figura 5.16	Mapeamento 2D em figura elíptica.	146
Figura 5.17	Mapeamento 2D em figura estilizada do cérebro. A) qEEG V.10; B) Braintech 4.0; C) Neuromap.....	147
Figura 5.18	Detalhe do mapeamento realizado com o Neuromap. Esta imagem evidencia falhas na composição do mapa para duas diferentes vistas...	148
Figura 5.19	Vistas frontal e lateral direita para o mapeamento 2D para a faixa delta. Montagem com referência comum (A1+A2), com cores quantizadas e sensibilidade normal.	149
Figura 5.20	Rotação do mapeamento 3D para a faixa delta. Montagem com referência comum (A1+A2), com cores quantizadas e sensibilidade normal.....	149

Lista de Tabelas

Tabela 3.1	Ondas cerebrais.....	68
Tabela 4.1	Coordenadas 2D do nó nº 90.	113
Tabela 4.2	Coordenadas 3D do nó nº 90.	114
Tabela 4.3	Coordenadas 2D do eletrodo Fp1.	115
Tabela 4.4	Coordenadas 3D do eletrodo Fp1.	115
Tabela 4.5	Vértices do triângulo nº 121 e em que projeções aparece.	117
Tabela 5.1	Vetor de frequências.	133
Tabela 5.2	Montagem bipolar transversal: relação entre os canais e os sinais diferenciais.	135

Lista de Acrônimos

ADP	Adenosine Diphosphate (Difosfato de Adenosina ou Adenosina di-fosfato)
ATP	Adenosine triphosphate (Trifosfato de Adenosina ou Adenosia tri-fosfato)
API	Application Programming Interface (Interfície de Programação de Aplicação)
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio (Razão de Rejeição em Modo Comum)
DEEG	Digital Electroencephalography (Eletroencefalografia Digital) ou Digital Electroencephalogram (Eletroencefalograma Digital)
DFT	Discrete Fourier Transform (Transformada Discreta de Fourier)
ECG	Eletrocardiografia, Eletrocardiograma ou Eletrocardiográfico(a)
EEG	Eletroencefalografia, Eletroencefalograma ou Eletroencefalográfico(a)
EEGQ	Eletroencefalografia Quantitativa ou Eletroencefalograma Quantitativo
EEGQT	Eletroencefalografia Quantitativa e Topográfica ou Eletroencefalograma Quantitativo e Topográfico
EMG	Eletromiografia, Eletromiograma ou Eletromiográfico(a)
FFT	Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)
IQD	Inverso do Quadrado da Distância
MEG	Magnetoencefalografia, Magnetoencefalograma, Magnetoencefalográfico(a)
PET	Positron Emission Tomography (Tomografia por Emissão de Pósitrons)
PA	Potencial de Ação

POO	Programação Orientada a Objeto
PPS	Potencial Pós-Sináptico
PSD	Power Spectral Density (Densidade Espectral de Potência)
QEEG	Quantitative Electroencephalography (Eletroencefalografia Quantitativa)
RMS	Root Mean Square (Raiz Quadrática Média)
SN	Sistema Nervoso
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
USB	Universal Serial Bus (Barramento Serial Universal)
UTI	Unidade de Tratamento Intensivo

Capítulo 1

Introdução

O cérebro é um órgão que surpreende e impressiona. É como uma ponte, por assim dizer, entre consciência e mundo exterior. Por isso mesmo, tem sido, ao longo da história humana, objeto de inúmeros questionamentos, instigando cientistas e filósofos a elaborarem diferentes perspectivas a cerca de suas funções. Mas foi com o avanço dos instrumentos médicos e dos estudos fisiológicos do corpo humano, que o cérebro foi sendo melhor compreendido.

Assim, desde Franz Anton Mesmer (1734 – 1815), com o magnetismo animal (*Dissertação sobre a descoberta do magnetismo animal* de 1779), passando por Luigi Galvani (1737 – 1798), com a eletricidade animal (e suas publicações de 1790), o corpo humano deixou, paulatinamente, de ser encarado apenas como uma massa de carne comandada pela vontade e assumiu o posto de uma verdadeira usina bioelétrica. Seus órgãos passaram, então, a ser encarados como fontes de bioeletricidade conectadas entre si, e o cérebro assume, nesta usina, o papel de processador central, colhendo informações, processando-as e emitindo comandos. Além de funções motoras e sensitivas, é responsável ainda pelo desempenho de importantes atividades superiores como a memória e a cognição. Trata-se do mais misterioso órgão do corpo humano, tão poderoso quanto desconhecido. E por mais que tentemos desvendar seus segredos, esbarramos num irônico paradoxo: estamos utilizando o cérebro para compreender o cérebro! Não há como escapar disso. No entanto a ciência médica, assim como a engenharia eletrônica e de computação seguem de mãos dadas com os avanços

tecnológicos no intuito de melhor conhecer esta máquina que nos permite conhecer o mundo.

Tornou-se possível, com os avanços médicos e tecnológicos, estudar as atividades cerebrais, desde uma atividade motora ou sensitiva a uma atividade cognitiva, ou ainda o efeito de uma patologia. Uma das formas de se fazer isso, é a partir do estudo dos potenciais elétricos evocados no córtex cerebral e colhidos por eletrodos dispostos no escalpo. Para tal estudo, encontra-se, na eletroencefalografia, uma importante ferramenta que permite o diagnóstico e o estudo de diversas patologias que atingem o cérebro, o monitoramento de pacientes em enfermarias ou UTIs e o acompanhamento de fenômenos cognitivos.

A Eletroencefalografia (EEG) está na origem de vários importantes progressos de nossos conhecimentos em psicofisiologia, e constitui ainda hoje um fecundo caminho de pesquisa na exploração das ocorrências cerebrais associados às atividades cognitivas. [DORON, 1998]

O uso de computadores para processar sinais eletroencefalográficos (eletroencefalografia quantitativa) promove uma gama enorme de possibilidades para se extrair informações úteis dos sinais coletados. Dentre estas possibilidades, destaca-se o mapeamento topográfico (ou EEG Quantitativo), que, apesar de ainda existirem controvérsias quanto ao seu exato papel clínico [LUCCAS, 1999], é foco de importantes trabalhos científicos produzidos ao longo das últimas décadas.

Dentro das aplicações clínicas, podemos destacar alguns distúrbios cerebrais que podem ser avaliados com o uso do EEG Quantitativo, como hiperatividade, distúrbios da atenção e déficit de aprendizagem em crianças, demências, atrofia cerebral, epilepsia, traumatismos crânio-encefálicos, infecções do cérebro, cefaléias (dores de cabeça), estados de coma, estados de narcolepsia (aparecimento repentino do sono), além do monitoramento da evolução de doenças degenerativas, acompanhamento pós-operatório, avaliação dos efeitos da abstinência de drogas e estudos sobre a possível origem cerebral das perdas de consciência (desmaios).

Nota-se, no entanto, que a maioria dos softwares é rígida e de difícil operação, o que já diminui a demanda para sua utilização. Dessa forma, as principais aplicações da *Eletroencefalografia Quantitativa e Topográfica*, ou do *Mapeamento Cerebral (Brain*

Mapping) passam a ser em uso didático e em pesquisas, pouco se utilizando tal ferramenta clinicamente [LUCCAS, 1999].

Portanto, é importante que este instrumento, frente às possibilidades de utilização descritas, seja melhor estudado e refinado, com vistas ao desenvolvimento de uma ferramenta mais flexível e fidedigna.

1.1 Motivação

Nos fascina o funcionamento cauteloso e disciplinado do cérebro humano, e, ao mesmo tempo, aparentemente desordenado e caótico.

Compreender o funcionamento dessa complexa rede nervosa e como os potenciais elétricos cerebrais são gerados e o que significam, conseguir estabelecer relações entre as atividades eletroquímicas na intimidade dos neurônios e as ondulações elétricas detectadas na superfície do escalpo, entender melhor um órgão que existe em cada um de nós e que nos permite pensar, refletir, filosofar, tirar conclusões e interferir no mundo que nos cerca é o que mais nos motiva a este trabalho de pesquisa. Neste intuito, o mapeamento cerebral nos permite compreender, do ponto de vista físico (eletroquímico), o funcionamento de diversas regiões do córtex cerebral.

Para isso, no entanto, é necessário o aprimoramento dos conhecimentos sobre a técnica de mapeamento cerebral, a partir do registro de eletroencefalografia.

A maioria dos softwares de mapeamento com EEG comercializados na atualidade, bem como os que são utilizados em pesquisas acadêmicas, utilizam figuras planas como uma representação do cérebro ou da cabeça humana para a criação dos mapas cerebrais. São figuras muitas vezes com formatos circulares ou elípticos, pouco fiéis aos contornos anatômicos de uma cabeça real, como mostra a Figura 1.1.

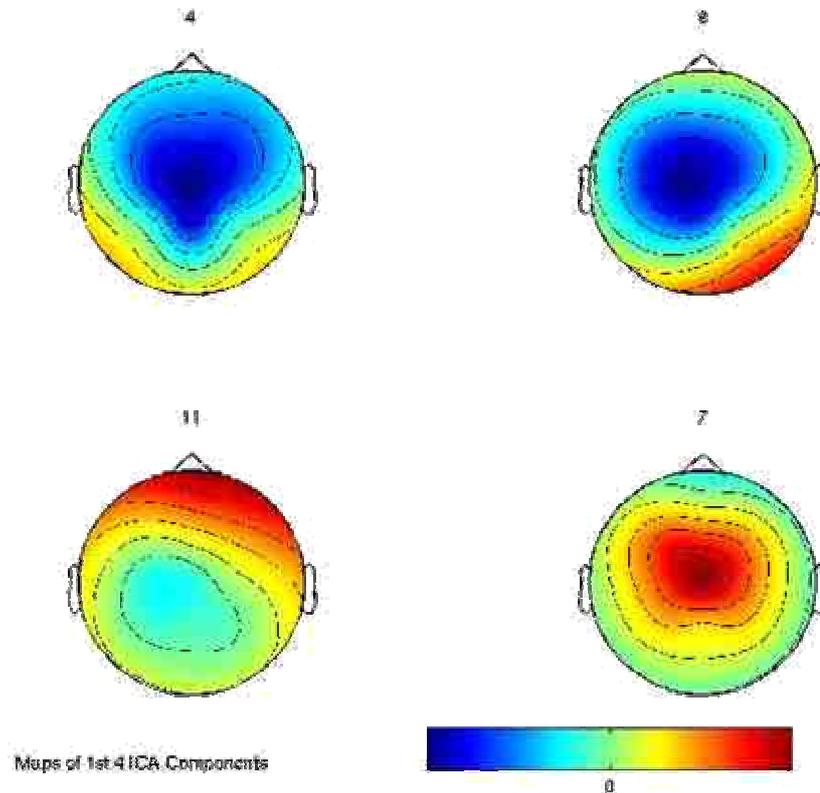


Figura 1.1 – Exemplo de mapeamento cerebral em figuras planas.
[MAKEIG, 2001]

Apesar de serem utilizados na maior parte dos programas de mapeamento, tais mapas provêm uma única visão (*top-view*) do escalpo (alguns sistemas trazem também visões laterais), mostrando, como mencionado, um formato anatômico estilizado e idealizado da cabeça.

Uma das razões para isso, além da simplicidade de observação dos mapas, é a maior facilidade de se lidar com coordenadas bidimensionais (x,y) e com figuras matematicamente equacionáveis (como uma elipse ou um círculo). Para se construir vistas diferentes mantendo a mesma relação entre os dados colhidos (o que significa manter a mesma relação espacial entre os eletrodos fixados no couro cabeludo), as coordenadas 2D são insuficientes. Isto ocorre porque os eletrodos de captação dos sinais eletroencefalográficos são espacialmente dispostos no escalpo, havendo entre eles áreas sem eletrodos, e os potenciais existentes nessas regiões onde não existem eletrodos posicionados precisam ser estimados. A estimação dos valores desses potenciais é feita com base nas distâncias entre essas áreas sem eletrodos e os eletrodos. Uma vez que os

eletrodos estão dispostos numa região espacial tridimensional, essas distâncias devem ser calculadas em relação às posições 3D dos eletrodos.

Dessa forma, torna-se necessário o desenvolvimento de uma ferramenta cujos mapas cerebrais respeitem as relações espaciais entre os eletrodos, possibilitando, ainda, a visualização em três dimensões do mapeamento cerebral, o que dará ao analista a opção de observá-lo de qualquer ponto de vista (Figura 1.2).

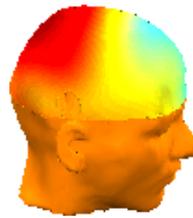


Figura 1.2 – Exemplo de mapa cerebral em figura espacial. [MAKEIG, 2001]

1.2 Objetivo e metas

À luz do que foi exposto nos itens anteriores, o objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um software flexível e de interface mais aderente, capaz de gerar um mapeamento cerebral, utilizando um modelo tridimensional da cabeça humana. De modo que, através de uma modelagem tridimensional, possa permitir a visualização do mapa de qualquer ângulo que se queira.

Para atingir este objetivo proposto, as seguintes metas foram cumpridas:

- Estudo dos processos fisiológicos que envolvem a geração do sinal eletroencefalográfico;
- Pesquisa das principais técnicas de mapeamento cerebral desenvolvidas na atualidade;
- Investigação e comparação de diversos sistemas de mapeamento cerebral disponíveis;
- Desenvolvimento do aplicativo de mapeamento cerebral 3D;
- Avaliação do aplicativo desenvolvido.

1.3 Estrutura da dissertação

No decorrer dos capítulos desta dissertação, poderá ser observado o caminho seguido para o cumprimento das metas descritas, bem como do objetivo maior do trabalho.

Assim, no Capítulo 2, faz-se uma apresentação das bases fisiológicas da eletroencefalografia, abrangendo algumas particularidades do sistema nervoso central e detendo-se especificamente no funcionamento do neurônio. No Capítulo 3, é estudado o estado da arte das técnicas de mapeamento cerebral, começando com um breve histórico da eletroencefalografia, seguindo com uma especificação básica de um equipamento genérico e uma descrição funcional das ondas cerebrais. Feito isso, temos no Capítulo 4 a apresentação da proposta de trabalho de forma detalhada, assim como os passos seguidos para o desenvolvimento do protótipo. No Capítulo 5, faz-se uma avaliação do sistema desenvolvido, apresentando os resultados obtidos e comparando-os com alguns sistemas já existentes. Por fim, no Capítulo 6, são analisadas as contribuições deste trabalho, e feitas sugestões importantes para trabalhos futuros que poderão ser realizados a partir desta dissertação.

Capítulo 2

O Sistema Nervoso e a Natureza dos Potenciais Elétricos Evocados

O objetivo deste capítulo é explicar, sucintamente, os princípios gerais do funcionamento do sistema nervoso central, destacando algumas áreas funcionais do cérebro, uma vez que de sua compreensão depende o mapeamento cerebral. Além disso será analisado o funcionamento básico do neurônio, levando-se em consideração suas propriedades especiais no que diz respeito aos potenciais elétricos evocados.

2.1 O sistema nervoso

Um *sistema* se caracteriza por uma combinação de partes coordenadas para um mesmo resultado, ou de maneira a formar um conjunto inter-relacionado. O Sistema Nervoso (SN) é, pois, um conjunto de órgãos formados por um mesmo tipo de tecido (*tecido nervoso*, formado por *células da glia* e *células nervosas – neurônios*) engajados num mesmo processo.

Ao lado do Sistema Endócrino (constituído por glândulas secretoras de hormônios), o Sistema Nervoso é responsável por todas as funções de controle do corpo humano.

O sistema nervoso humano é o mais complexo entre os animais. Sua função básica é de receber informações sobre as variações externas e internas e produzir respostas a essas variações através dos músculos e glândulas. Desta forma ele contribui, juntamente com o sistema endócrino, para a homeostase do organismo. Além do mais, o sistema nervoso humano possui as chamadas

funções superiores que inclui: a memória, que corresponde à capacidade de armazenar informações e depois resgatá-las, o aprendizado, o intelecto, o pensamento e a personalidade [VIELA, 2004].

Temos no SN, além dos neurônios que o constituem, células da neuroglia (células de suporte, também chamados *gliócitos*), que desempenham a função de sustentar, proteger, isolar e nutrir os neurônios [VIELA, 2004]. Essas células são muito mais numerosas que os próprios neurônios, entretanto seus corpos celulares são geralmente menores [LENT, 2004]. Há diversos tipos celulares, mas se distinguem, entre elas, os astrócitos, oligodendrócitos e microgliócitos (Figura 2.1).

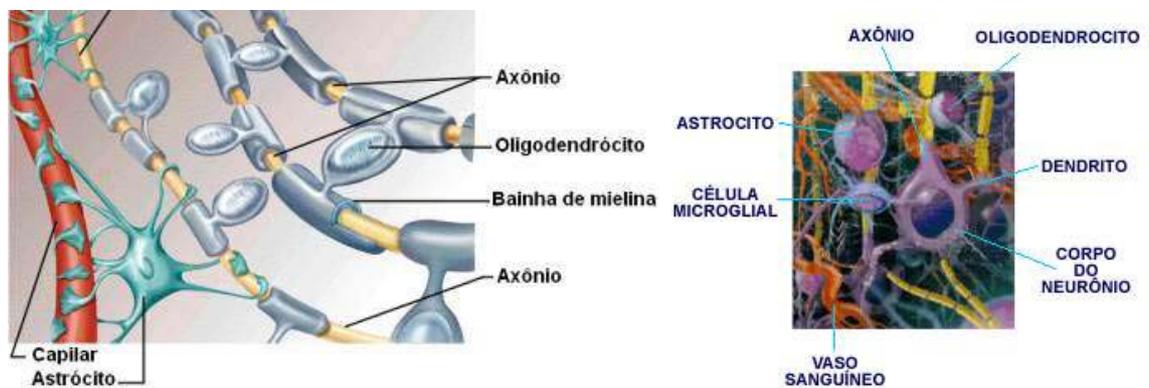


Figura 2.1 – Células gliais: astrócitos (nutrição), oligodendrócitos (sustentação) e células microgliais (defesa). Modificada de [VIELA, 2004]

Os astrócitos formam pontes entre capilares sanguíneos e neurônios, auxiliando no metabolismo deste. Já os oligodendrócitos podem englobar botões sinápticos (terminação do prolongamento do axônio de um neurônio que se comunica com outra célula), formando uma espécie de cápsula de isolamento, ou seus prolongamentos podem envolver o axônio neuronal formando o que chamamos de bainha de mielina, que desempenha importante função na condução dos impulsos nervosos. Por fim, os microgliócitos (células microgliais) fazem parte do sistema de defesa do organismo e protegem os neurônios contra agentes agressores.

O SN (Figura 2.2) se divide em *Sistema Nervoso Central* (SNC) e *Sistema Nervoso Periférico* (SNP). O Sistema Nervoso Central pode ser subdividido em *encéfalo* (dentro da caixa craniana) e *medula* (envolvida pela coluna vertebral). Já o Sistema Nervoso Periférico pode ser subdividido em *nervos raquidianos* (que partem da, ou chegam na,

medula), os *nervos cranianos* (que parte da, ou chegam na, região craniana) e o *Sistema Nervoso Autônomo* (responsável pelo sistema neurovegetativo – desprovido do controle da vontade).

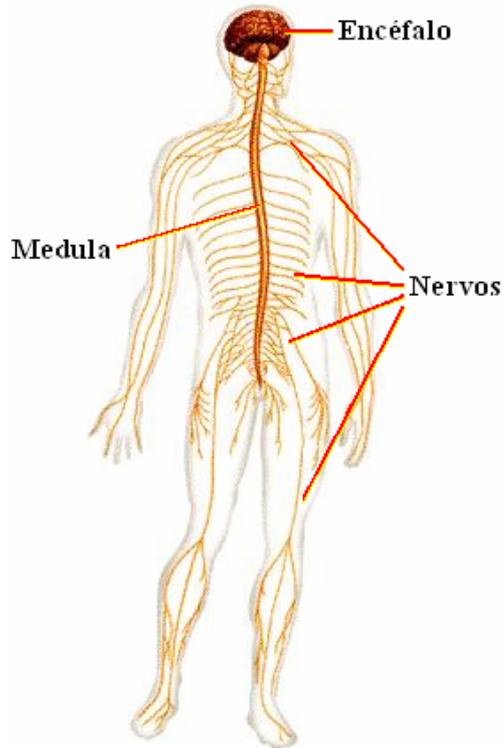


Figura 2.2 – Figura esquemática mostrando o SNC, representado pelo encéfalo e pela medula e o SNP, representado pelos nervos. Modificada de [FRISÓN, 1999]

O SNC recebe, avalia e processa os estímulos sensitivos, além de ponderar e enviar os estímulos motores. Enfim, é o responsável pela tomada de decisões. O SNP é responsável por “sentir” o mundo externo e o interno (ao corpo) e enviar estas informações ao SNC, como também se responsabiliza por levar as informações do SNC para músculos e glândulas, que efetuarão suas tarefas de acordo com a decisão tomada.

Falaremos rapidamente do Sistema Nervoso Periférico e, em seguida, trataremos com maior atenção o Sistema Nervoso Central, principalmente a região do encéfalo, visto que nela se encontra o objeto de estudo do mapeamento cerebral.

2.2 Sistema nervoso periférico

O SNP é formado basicamente por estruturas fibrosas chamadas de *nervos*. Os nervos são formados por vários feixes de *fibras nervosas*, que são a reunião de prolongamentos de neurônios (axônios ou dendritos – dos quais falaremos com maior propriedade posteriormente). São os nervos os principais componentes do SNP e se encontram em quase todas as partes do corpo humano [LENT, 2004]. O conjunto de nervos forma o que chamamos de *rede nervosa* [VIELA, 2004].

É composto o SNP de 12 pares de *nervos cranianos*, 31 pares de *nervos raquidianos* e pelo *Sistema Nervoso Autônomo* (que compreende parte desses pares de nervos). Os nervos são ditos cranianos ou raquidianos devido ao seu ponto de ligação com o SNC, ou seja, podem sair da caixa craniana ou da coluna vertebral, respectivamente, e podem ser motores, sensitivos ou viscerais.

Além dos nervos, o SNP é também formado por *gânglios* (Figura 2.6), que são corpos de neurônios aonde chegam e de onde saem algumas fibras nervosas. Esses gânglios estão “situados nas proximidades do sistema nervoso central, ou próximo e até mesmo dentro das paredes das vísceras” [LENT, 2004].

2.2.1 Sistema nervoso autônomo

Este ramo do SNP é responsável pelo controle da *vida vegetativa*, é um controle que, na maioria dos casos, independe da vontade. O Sistema Nervoso Autônomo (ou *Autonômico*) pode ainda ser subdividido em *Sistema Nervoso Simpático* e *Sistema Nervoso Parassimpático* (Figura 2.3). Ambos atuam antagonicamente um em relação ao outro, porém de forma equilibrada.

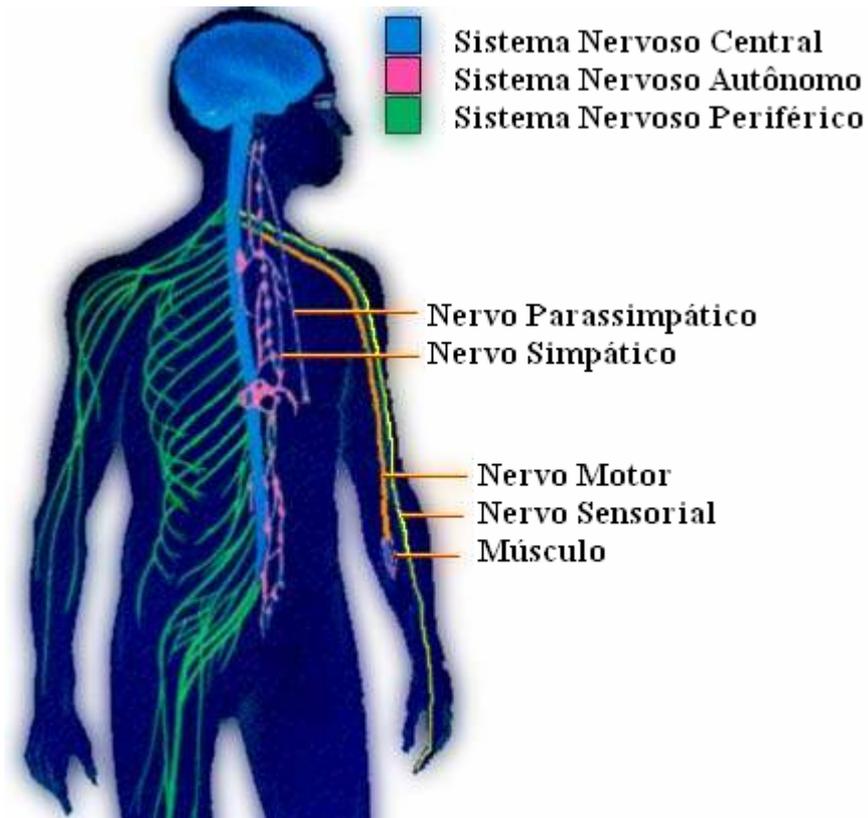


Figura 2.3 – Sistema Nervoso Central e Periférico. Evidência de parte do Sistema Nervoso Autônomo (Simpático e Parassimpático), bem como de exemplo de nervos motores e sensoriais. Modificada de [BIOMANIA, 2004]

O Sistema Nervoso Autônomo coordena funções como a circulação, a respiração e a digestão. Enquanto o Sistema Nervoso Simpático excita os órgãos efetores, o Sistema Nervoso Parassimpático os inibe. Para citar um único exemplo, o simpático é responsável por aumentar a frequência dos batimentos do coração, enquanto o parassimpático é responsável por diminuí-la. Dessa forma, podemos contar com uma frequência cardíaca que varia entre 60 e 80 batimentos por minuto. O que ocorre é que o SNP autônomo simpático, geralmente, estimula ações que mobilizam energia, enquanto o SNP autônomo parassimpático estimula principalmente atividades relaxantes [VIELA, 2004].

2.3 Sistema nervoso central

Todo o SNC é envolvido por estruturas ósseas que o protegem, são elas: a caixa craniana que protege o encéfalo e a coluna vertebral que protege a medula (*Medula Espinhal* ou *Medula Nervosa* ou *Ráquis*). Além disso o SNC está imerso numa substância aquosa chamada *líquor* ou *líquido cefalorraquidiano*, e revestido por membranas chamadas meninges, que são divididas em três camadas (Figura 2.4): dura-máter (a mais externa), aracnóide (a intermediária) e pia-máter (a mais interna).

Todo este líquido que envolve e o sistema nervoso central, penetrando inclusive por entre as cavidades encefálicas (*ventrículos*), “o protege mecanicamente contra traumatismos que possam atingir a cabeça, e também contribui com a sua nutrição e a manutenção do meio bioquímico ótimo para o funcionamento neural” [LENT, 2004].

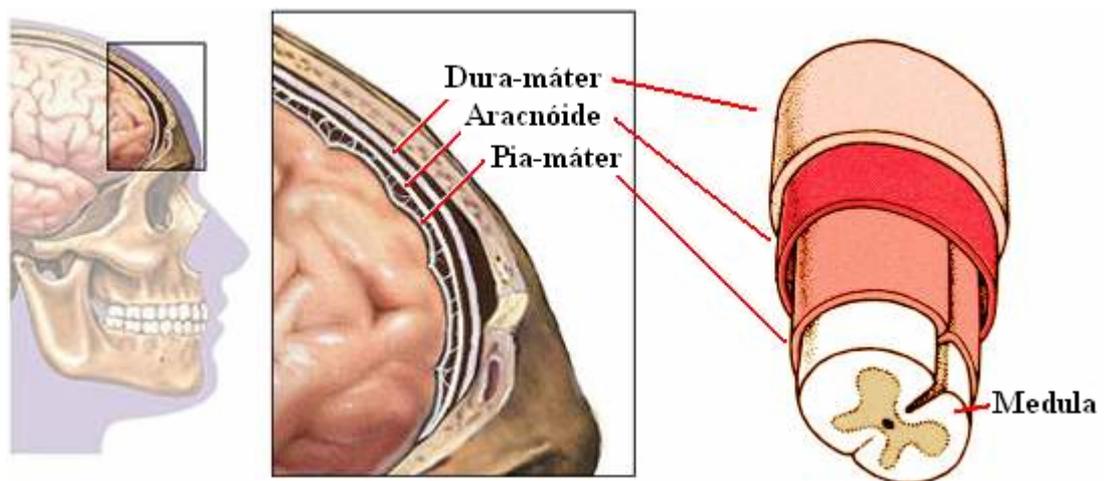


Figura 2.4 – Meninges: *Dura-máter* (mais externa), *Aracnóide* (Intermediária) e *Pia-máter* (mais interna).

A dura-máter é extremamente resistente, rígida e bastante sensível. A aracnóide é menos rígida que a dura-máter, entre as duas há uma fina camada de líquido que lubrifica o contato entre ambas. entre a aracnóide e a pia-máter, há um amplo espaço preenchido pelo mesmo líquido. A pia-máter, última das meninges, é a mais fina e delicada, cobrindo todo o SNC, acompanhando, inclusive, seus giros e sulcos [LENT, 2004].

2.3.1 A medula

A medula tem cerca de 40 cm de comprimento em um indivíduo adulto mediano (Figura 2.5). Ela é condutora dos impulsos nervosos que provêm do encéfalo ou vão para o encéfalo. Dela saem as raízes motoras e sensitivas dos nervos raquidianos, levando informações para órgãos efetores e trazendo informações sobre o que acontece com o corpo.



Figura 2.5 – Medula Espinhal e Encéfalo.

A medula também funciona como uma espécie de hardware de controle: em processos em que o sistema de processamento central não precisa atuar de imediato, a medula o faz. São funções simples e, portanto, não necessitam da intervenção dos centros encefálicos. Assim, a medula controla atos involuntários como o *arco reflexo*. Podemos citar, por exemplo, o ato de retirar a mão involuntariamente de um objeto que tenha causado dor. A retirada da mão é imediata, mas a tomada de consciência do que ocorreu vem após. O sinal de dor é transmitido a regiões específicas da medula que

processam a informação e a envia aos grupos musculares responsáveis pela flexão do braço (para continuar no mesmo exemplo), ao mesmo tempo em que informa aos centros encefálicos o fenômeno ocorrido.

Na realidade, os níveis superiores do sistema nervoso operam, freqüentemente, não mandando sinais diretamente para a periferia do corpo, mas enviando sinais para os centros de controle da medula, simplesmente “comandando” os centros da medula espinhal a desempenhar suas funções. [GUYTON, 2002]

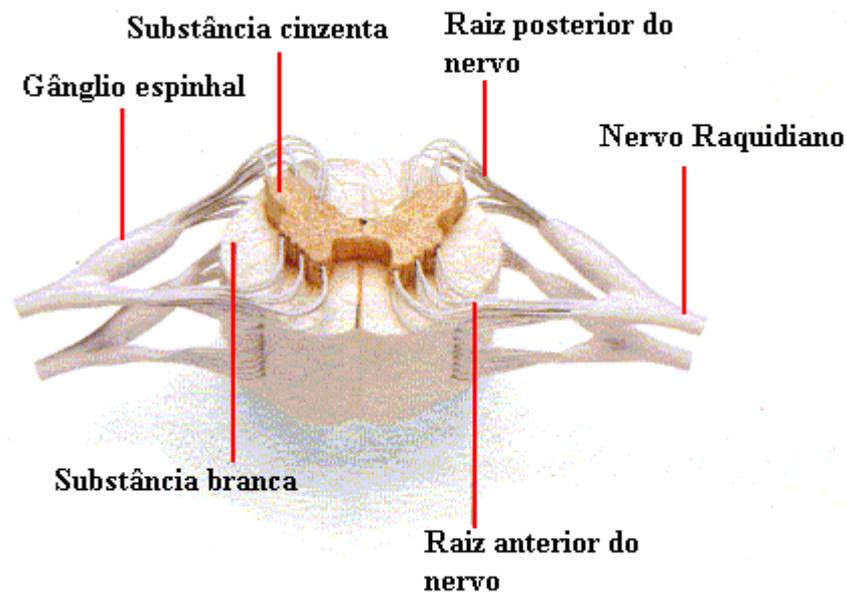


Figura 2.6 – Esquema representativo em corte transversal da medula espinhal, evidenciando a substância cinzenta (que são os corpos de neurônios), a substância branca (que tem essa coloração devido aos axônios mielinizados), os nervos raquidianos e os gânglios espinhais (nódulos sensitivos situados fora do SNC). Modificada de [VIELA, 2004]

2.3.2 O encéfalo

Todo o material composto pelo tecido nervoso situado dentro da caixa craniana constitui o encéfalo (Figura 2.7). Ele é formado pelo *diencéfalo* (*tálamo* e *hipotálamo*), *tronco cerebral* (*mesencéfalo*, *ponte* e *bulbo*) e *cerebelo*, que formam o *nível encefálico inferior*, responsável pelo controle de atividades orgânicas inconscientes, e pelo *telencéfalo* (hemisférios cerebrais), considerado o *nível encefálico superior*, responsável pela coordenação de atividades conscientes, relacionadas às atividades intelectuais e voluntárias.

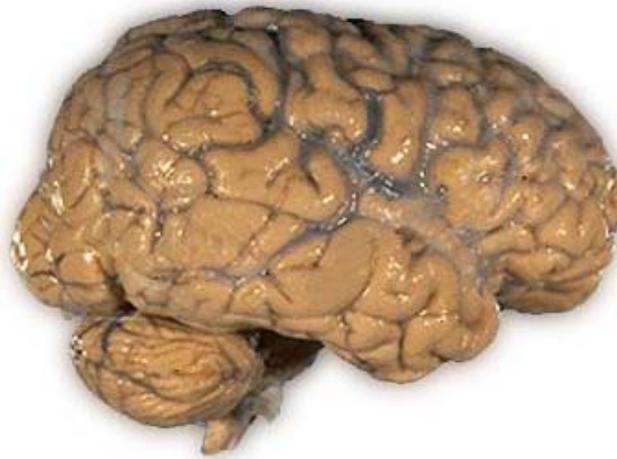


Figura 2.7 – O Encéfalo.

2.3.2.1 Diencéfalo

No diencéfalo encontramos o *tálamo* (duas massas quase esféricas de substância cinzenta – Figura 2.8) e o *hipotálamo*. Estas estruturas são responsáveis por funções como controle do medo, do sono, da digestão, da fome, da dor e da regulação térmica.

O tálamo faz parte do *sistema límbico* (*hipotálamo*, *tálamo*, *amígdala*, *hipocampo*, *corpos mamilares* e *telencéfalo*), que regula o comportamento emocional, memória, aprendizado e vida vegetativa. Com exceção das mensagens sensoriais provenientes do bulbo olfativo, todas as outras passam diretamente pelo tálamo antes de atingir o córtex cerebral. O tálamo funciona como um filtro, tem função de integração sensorial e motora, e retransmite os impulsos nervosos para o córtex, direcionando-os às regiões específicas do cérebro, onde devem ser processados.

O hipotálamo (que também faz parte do sistema límbico) é o grande coordenador da *homeostasia* [LENT, 2004], que é o empenho para o que o organismo (ou sistemas do organismo) fique dentro de alguns limites fisiológicos. É dito que um organismo está em homeostasia quando seu ambiente interno contém concentrações otimizadas de gases, nutritivos, íons e água, quando sua temperatura está regulada e quando o volume de fluídos está ótimo para a vida das células. Ou seja, o hipotálamo busca manter os parâmetros orgânicos em um nível estável, regulando-o para compensar flutuações aleatórias do ambiente que não podem ser antecipadas.

2.3.2.2 Tronco encefálico

O mesencéfalo e a ponte (Figura 2.8) são vias de passagem dos estímulos nervosos, principalmente os relacionados à motricidade e à sensibilidade.

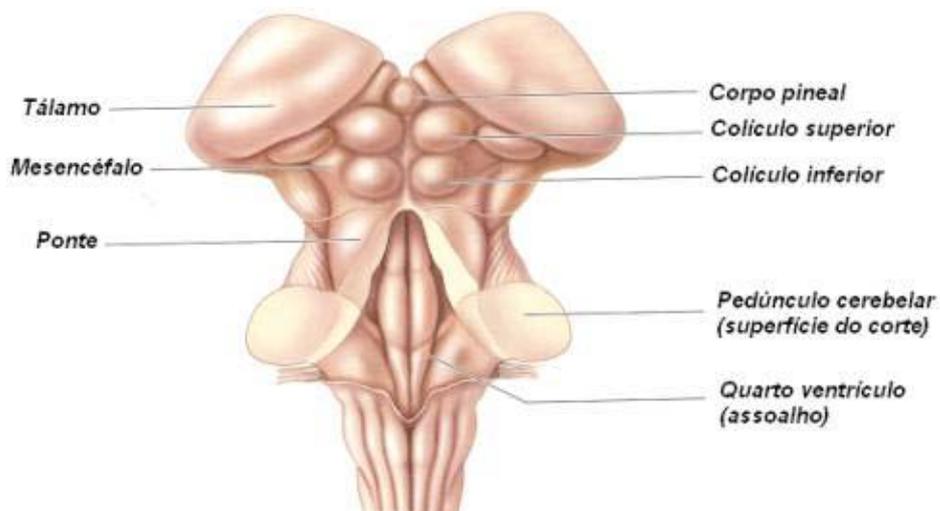


Figura 2.8 – Diencefalo e Mesencéfalo. Vista posterior do encéfalo com exclusão do cerebelo. [VIELA, 2004]

O Bulbo (Figura 2.9) também é via de passagem dos estímulos que vêm do, ou vão para, o encéfalo, mas tem funções próprias (algumas também atribuídas à ponte) como controle do espirro, da tosse, da sucção, da fonação, da mastigação, da respiração e da salivação, além de possuir função cárdio-moderadora, cárdio-aceleradora, vasoconstrictora (contração dos vasos sanguíneos) e vasodilatadora (dilatação dos vasos sanguíneos).

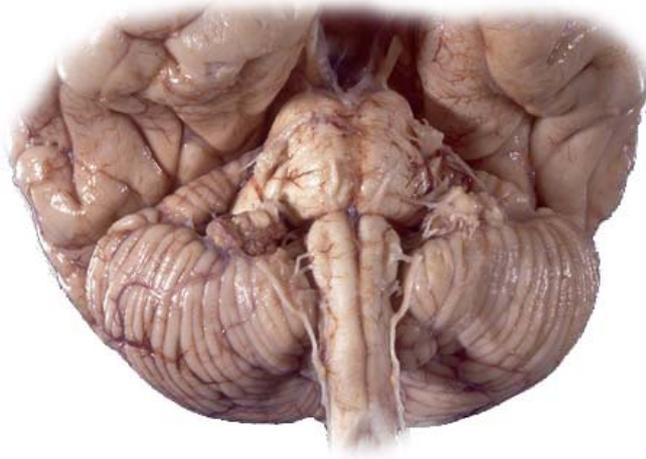


Figura 2.9 – Ponte e Bulbo em evidência, com o cerebelo ao fundo e parte do telencéfalo acima. Vista anterior do encéfalo.

2.3.2.3 Cerebelo

O cerebelo fica logo atrás da ponte e do bulbo (Figura 2.10) e, assim como o cérebro (como veremos na seqüência), possui uma fina camada de substância cinzenta denominada córtex cerebelar, cobrindo seu corpo branco medular.

“As principais funções do cerebelo são: manutenção do equilíbrio e da postura, controle do tônus muscular, controle dos movimentos voluntários e aprendizagem motora” [MACHADO, 2003], assim, regula as funções musculares (principalmente os músculos de sustentação – músculos antigravitários), a orientação espacial e o equilíbrio do corpo. Este último, o equilíbrio corporal, “é função combinada das porções mais antigas do cerebelo e da substância reticular do bulbo, da ponte e do mesencéfalo” [GUYTON, 2002]. No caso dos movimentos voluntários, o cerebelo controla, por exemplo, a força, a extensão e a direção do movimento. Ele atua no planejamento (em consonância com regiões específicas do cérebro) e correção (enquanto estão sendo executados) dos movimentos.

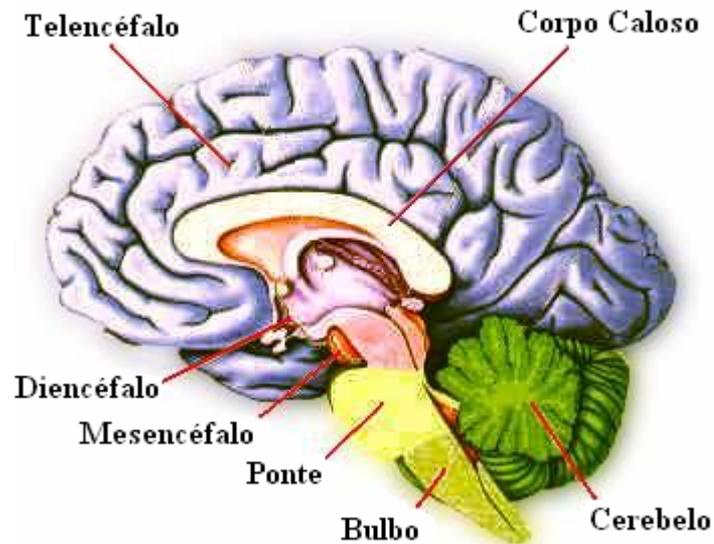


Figura 2.10 – Secção mostrando a metade direita do encéfalo vista por dentro, evidenciando suas subdivisões. Modificada de [VIELA, 2004]

2.4 O cérebro

O cérebro é dividido em dois hemisférios (esquerdo e direito), sendo que, com relação às funções motora e sensitiva, um hemisfério coordena o lado do corpo que lhe é oposto, ou seja, o hemisfério cerebral esquerdo se relaciona com o lado corporal direito enquanto o hemisfério direito se relaciona com o lado esquerdo do corpo. No entanto, há funções cognitivas peculiares de cada hemisfério e ambos se comunicam por meio de uma estrutura fibrosa chamada de *corpo caloso* (na Figura 2.10, se caracteriza pela substância esbranquiçada abaixo do telencéfalo), que cruza a *fissura cerebral longitudinal* (fenda que divide o cérebro em dois hemisférios).

2.4.1 O córtex cerebral

Ambos os hemisférios cerebrais apresentam uma camada superficial de 2 a 5 mm de espessura de substância cinzenta, composta por neurônios, células da glia e fibras nervosas, chamada *córtex cerebral* ou *córtice cerebral*.

É irônico que, de todas as partes do cérebro, saibamos menos acerca das funções do córtex cerebral, mesmo que esta componha, de longe, a maior

porção do sistema nervoso. Mas sabemos quais os efeitos da lesão ou da estimulação específica em várias porções do córtex. [GUYTON, 2002]

Fisicamente o *córtex cerebral* pode ser dividido em quatro *lobos* externamente visíveis, que recebem o nome da estrutura óssea que os protege (Figura 2.11). O quinto lobo é chamado de *ínsula* e se localiza na parte interna e central do cérebro, abaixo do lobo temporal.

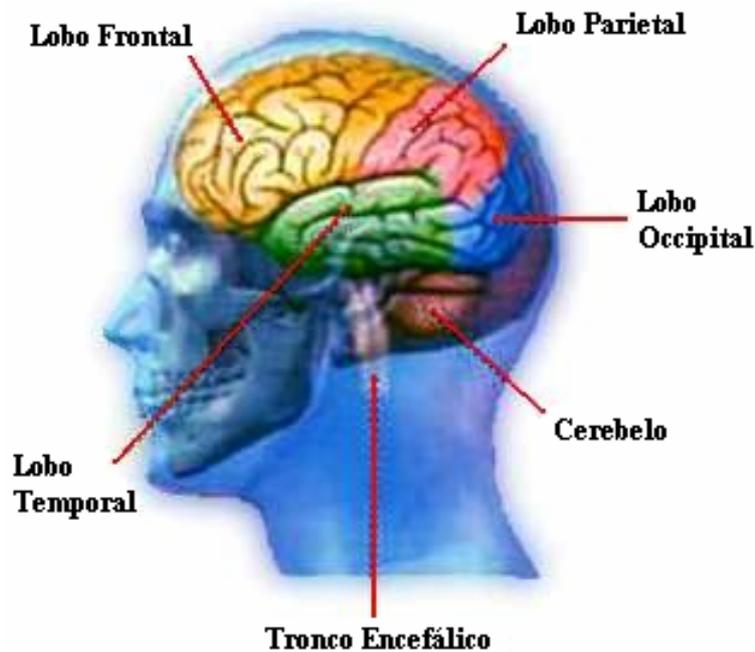


Figura 2.11 – Lobos do córtex cerebral. Modificada de [VIELA, 2004]

Em termos gerais, o *lobo temporal* se dedica à memória, audição, fala e interpretação; o *lobo frontal* é responsável pelo planejamento consciente, controle motor e controle sensorial somático; o *lobo parietal* lida com os sentidos corporal e espacial; o *lobo occipital* é uma área interpretativa do sentido da visão; e a *ínsula* cuida da representação do estado fisiológico do corpo, envolvendo, inclusive, as emoções. No entanto, é preciso deixar claro que os lobos cerebrais são totalmente interdependentes.

Existe entre o córtex e o tálamo uma relação bastante estreita: eles são intercondicionados. É como se existissem no tálamo as mesmas regiões funcionais do córtex. Como foi dito, todas as mensagens sensoriais (com exceção das provenientes do bulbo olfativo) e motoras, passam pelo tálamo antes de atingir o córtex e após sair do

córtex cerebral. No córtex chegam impulsos oriundos das vias da sensibilidade e aí passam a ser conscientes e são interpretadas, e dele partem os impulsos que comandam os movimentos voluntários.

Todo o córtex está interconectado e suas regiões são interdependentes. As fibras que entram no córtex cerebral passam, necessariamente, pelo *centro branco-medular* do cérebro (é a substância branca revestida pelo córtex, composta por fibras mielinizadas). Essas fibras podem ser de *associação* ou *projeção*. As fibras de associação ligam áreas diferentes no mesmo hemisfério, ou no hemisfério situado no lado oposto (formando o corpo caloso), enquanto as de projeção ligam áreas do córtex aos centros subcorticais.

Apesar desta complexa interconexão do córtex, ele não possui uma conformação homogênea, sendo possível dividi-lo em diferentes áreas, de acordo com as funções.

2.4.2 As áreas corticais

A primeira comprovação da não homogeneidade do córtex, do ponto de vista funcional, foi feita em 1861 pelo cirurgião francês Pierre-Paul Broca, que pôde perceber que lesões numa área específica do lobo frontal (denominada posteriormente de área de Broca) causavam a perda da linguagem falada. Mais tarde, com os trabalhos de Fritsch e Hitzigs (estimulando eletricamente áreas específicas do córtex de cachorros) foi possível correlacionar determinadas áreas corticais com o movimento de partes do corpo [MACHADO, 2003]. Começou a surgir, então, o conceito de *somatotopia* das áreas corticais, ou seja, o córtex cerebral teria uma área motora mapeada, estabelecendo uma dada correspondência com partes do corpo.

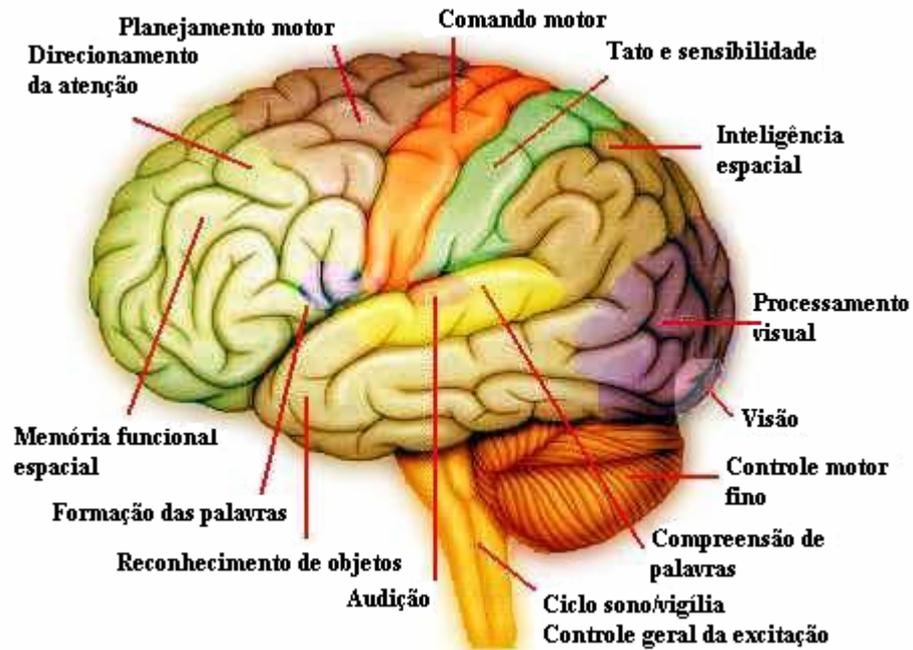


Figura 2.12 – Subdivisões funcionais corticais, cerebelo e tronco encefálico. Modificada de [VIELA, 2004]

Observando a Figura 2.12, podemos identificar importantes áreas corticais. A área da formação das palavras é a *área de Broca*, responsável pela fala. A área de compreensão das palavras é a *área de Wernicke*. A área da audição é uma área de audição primária, uma vez que a interpretação é feita na área de Wernicke.

A região de comando motor, ou *área motora voluntária*, possui conexões com os músculos efetores específicos, passando, como explicado anteriormente, pelo tálamo e em seguida por centros específicos da medula espinhal. Assim também, a região de tato e sensibilidade, ou *área sensorial somática (somatossensorial)*, também possui conexões com as células sensoriais distribuídas pelo corpo, igualmente possuindo estações em centros específicos da medula e do tálamo. A Figura 2.13 mostra a área sensorial e motora.

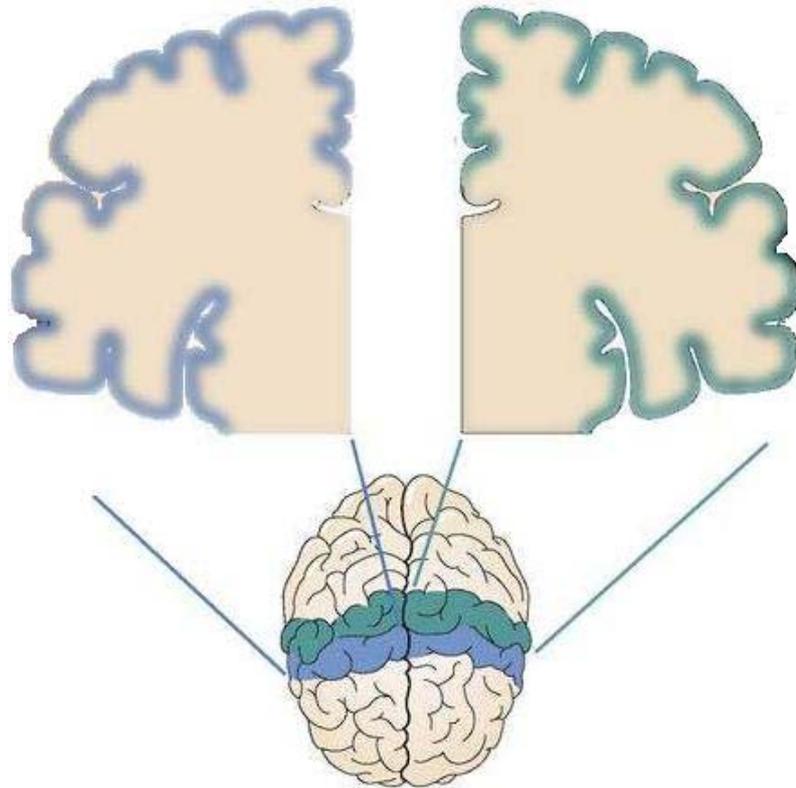


Figura 2.13 – Áreas do córtex sensorio-motor. A região verde diz respeito à área somatossensorial e a área azul diz respeito à área motora. A parte frontal do cérebro está voltada para baixo.

De acordo com MACHADO [2003], “o conceito das localizações funcionais do córtex sofreu um abalo quando se conseguiu causar movimento por estimulação de áreas corticais, tidas como exclusivamente sensitivas”. Em outras palavras, essas regiões foram mapeadas de acordo com a especialização maior dessas áreas, mas não necessariamente são essas suas únicas funções.

No entanto, o mapeamento dessas regiões segundo suas funções é usualmente aceita, o que é bastante importante tanto para a compreensão do funcionamento do cérebro, como para o diagnóstico de diversas lesões que podem ocorrer neste órgão.

As várias áreas funcionais do córtex podem ser classificadas, de acordo com a propagação de suas fibras, em *áreas de projeção* e *áreas de associação*. Tal divisão é apenas esquemática, uma vez que “está demonstrado que todas as áreas corticais têm conexões a centros subcorticais” [MACHADO, 2003].

As áreas de projeção “são as que recebem ou dão origem a fibras relacionadas diretamente com a sensibilidade e com a motricidade”, diferenciando-se em áreas sensitivas e áreas motoras, enquanto “as demais áreas são consideradas áreas de associação, e de modo geral, estão relacionadas a funções psíquicas complexas” [MACHADO, 2003] e se diferenciam em áreas secundárias e terciárias.

2.4.2.1 Áreas de projeção primárias

Área somestésica

A área somestésica se encontra no giro pós-central (Figura 2.14), recebe informações sensoriais e pode ser associado a um *mapa somatotópico*, ou seja, uma representação das sensações tácteis do corpo humano.

A este mapa somatotópico projeta-se a figura de um homúnculo, que relaciona as áreas corticais sensitivas com diferentes regiões do corpo.

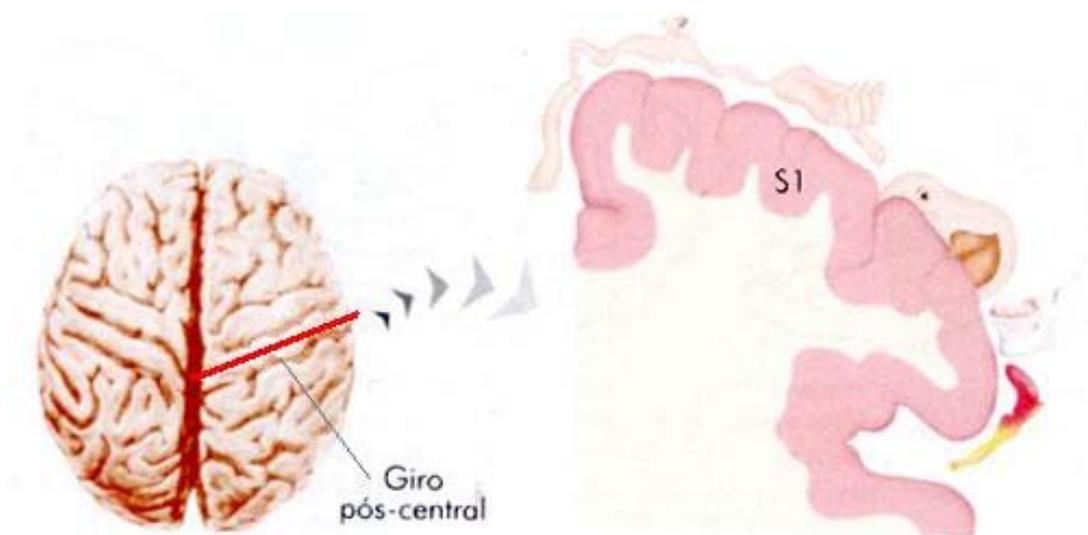


Figura 2.14 – Área somestésica primária e homúnculo sensitivo. Modificada de [LENT, 2004]

Como pode ser visto na Figura 2.14, algumas regiões corporais do homúnculo sensitivo se encontram hipertrofiadas em relação a outras, é o caso, por exemplo, da face ou da mão em relação ao tronco. Ou seja, as áreas corticais responsáveis por sentir determinadas regiões do corpo humano possuem dimensões diferentes. Isso ocorre devido à especificidade de tais regiões corporais. Na espécie humana, as mãos são

extremamente importantes para sentir o mundo exterior, então uma região maior do córtex (contendo mais corpos de neurônios) se responsabiliza pelo processamento das informações provenientes das mãos.

Podemos perceber essa diferenciação quando comparamos a sensação causada por um pequeno objeto na palma da mão, de forma que os dedos possam sentir-lhe a textura, e a sensação causada pelo mesmo objeto quando colocado nas costas. No segundo caso, a percepção dos detalhes do objeto é bem menor.

Área visual

As informações visuais transmitidas pela retina são transportadas por fibras nervosas específicas, e alcançam uma região delimitada na parte inferior e interna do lobo occipital (chamada *sulco calcarino*), próxima à fissura longitudinal, onde será feito o primeiro tratamento de tais informações. Essas não recebem, ainda, nenhuma análise cognitiva, nem são relacionadas com a memória. A imagem será posteriormente processada numa área mais abrangente localizada em torno desta área primária, como mostra a Figura 2.15.

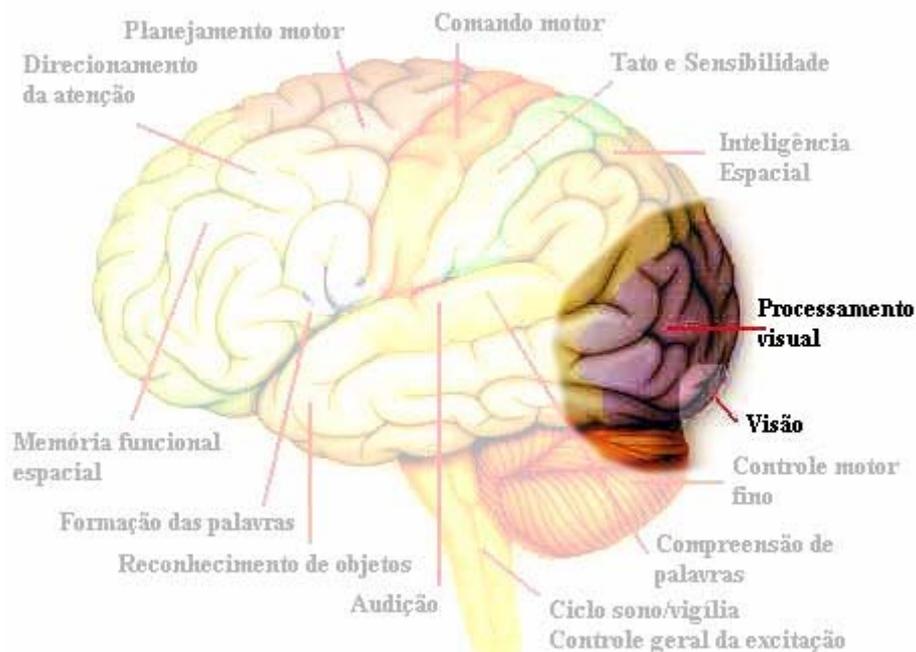


Figura 2.15 – Detalhe da figura 2.12 evidenciando a área visual e a área de processamento visual

Assim como para a área somestésica primária há uma representação somatotópica, para a área visual primária existe a representação de um mapa *visuotópico*, gerado pela especificidade dos neurônios que compõem esta área. Ou seja, cada conjunto de neurônio no córtex visual se responsabiliza pela interpretação dos sinais provenientes de áreas específicas da retina.

Na Figura 2.16 temos uma cena visual, a imagem desta mesma cena formada na retina e sua representação no córtex visual, evidenciando a visuotopia. Podemos perceber, nesta figura, que as regiões centrais da retina (representadas pelas coordenadas 4, 5 e 6 do campo visual), onde está o foco de nossa visão, possuem uma maior representação neuronal na região occipital do córtex. O que está mais na lateral (representado pelas coordenadas 1, 2, 3, 7, 8 e 9 do campo visual) é percebido, mas não com a mesma riqueza de detalhes.

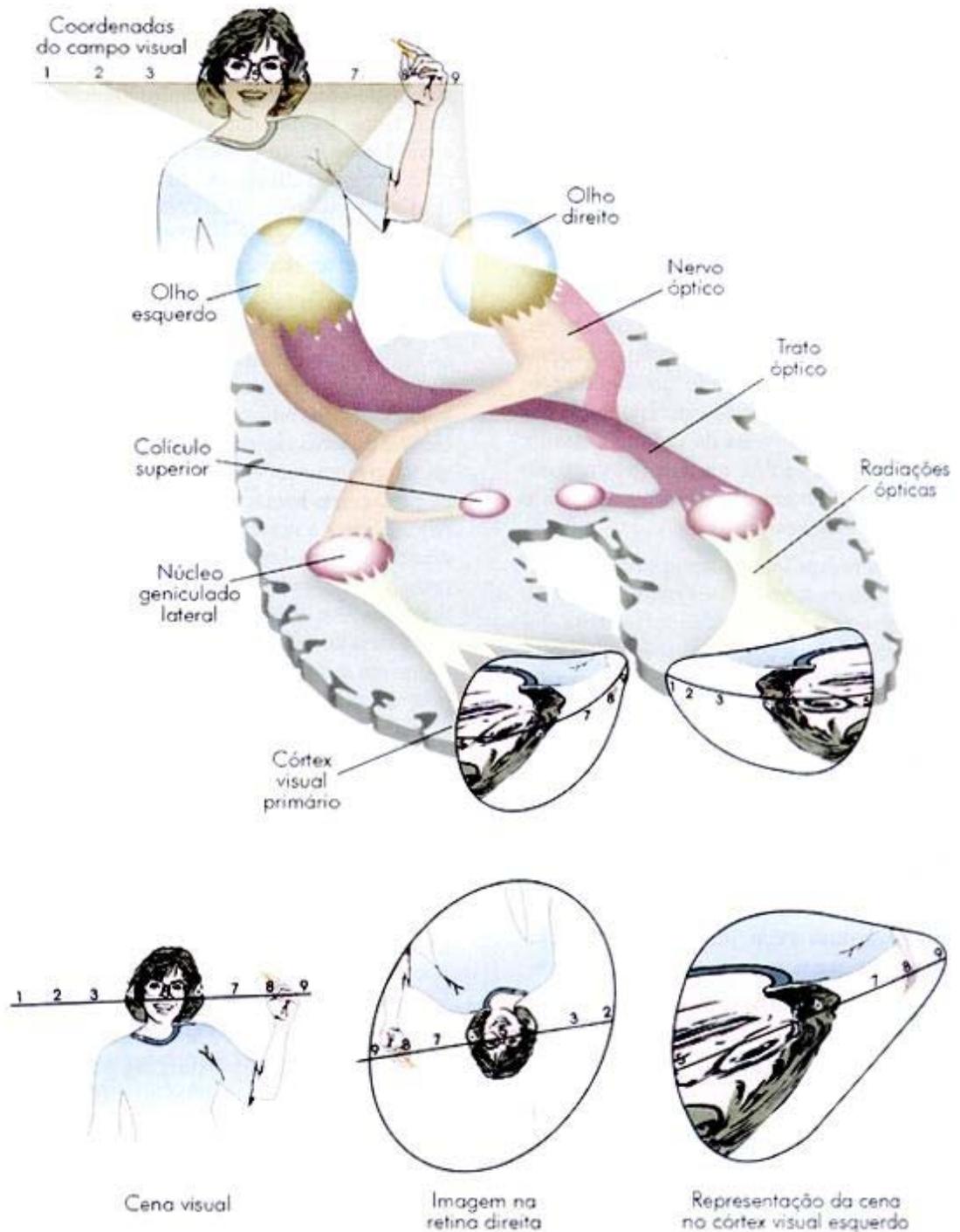


Figura 2.16 – Representação de uma cena visual na área visual primária.
[LENT, 2004]

Área auditiva

As vias neuronais do sistema auditivo possuem estações sinápticas em cada uma das regiões do SNC (bulbo, ponte, mesencéfalo, diencéfalo e telencéfalo) e, com exceção

das vias aferentes do nervo auditivo (que são da periferia – ouvido – para o centro – córtex), todas as outras estão interconectadas em ambos os hemisférios cerebrais.

As vias aferentes saem da cóclea, no ouvido interno, e, após sucessivas sinapses, vão desembocar na área auditiva primária, representada pela área A1 na Figura 2.17. Esta área possui um mapa que representa diferentes frequências sonoras, ou seja, uma *tonotopia*, o que nos faz diferenciar diferentes tons.

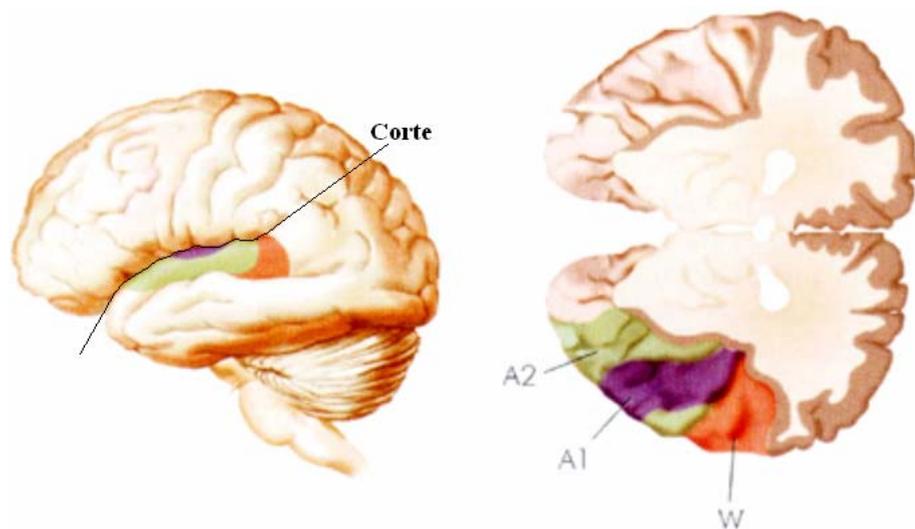


Figura 2.17 – Área auditiva primária em destaque com a cor roxa (área A1).
Modificada de [LENT, 2004]

Nesta primeira área auditiva há apenas a identificação dos sons, ou seja, não existe ainda a compreensão do que se ouve, o que será feito posteriormente nas áreas A2 e W.

Área olfatória

As vias do olfato são as únicas vias sensitivas que não passam diretamente pelo tálamo antes de alcançar o córtex. A área cortical responsável por este sentido ocupa uma pequena região na base do encéfalo (as duas áreas em evidência na Figura 2.18).

Na região mais interna da cavidade nasal, estão os *quimiorreceptores* incrustados na placa óssea. Dos quimiorreceptores partem feixes de axônios que atravessam esta placa óssea e terminam no bulbo olfativo, dentro da região craniana. Feitas as devidas conexões sinápticas, do bulbo partem prolongamentos axonais até o córtex cerebral.

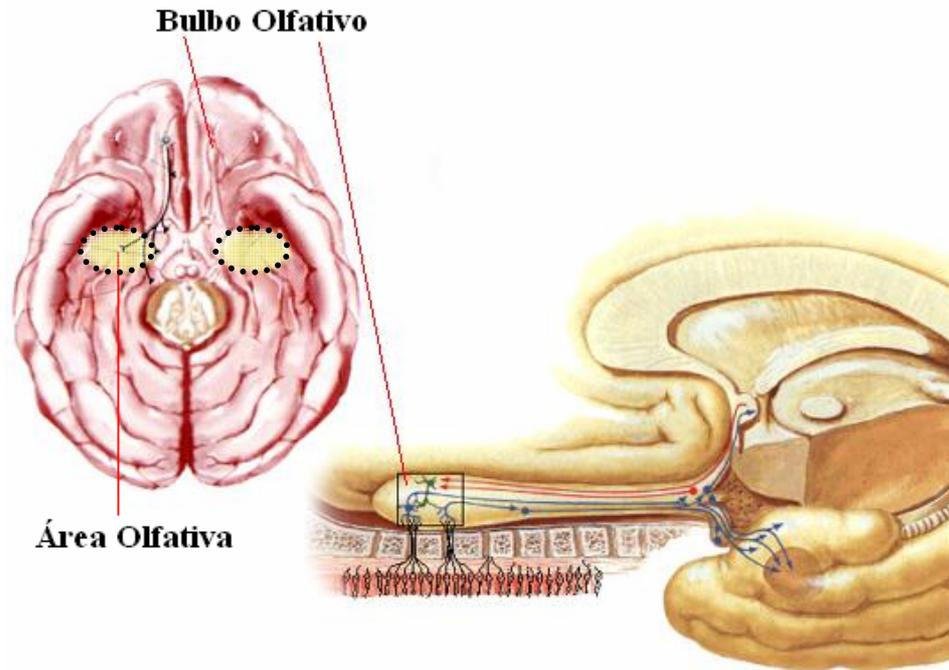


Figura 2.18 – Área olfativa. Modificada de [LENT, 2004] e [FRISÓN, 1999]

Pouco se sabe sobre as operações neuronais realizadas nesta região cortical, mas sabe-se que o olfato tem estreita relação com a memória (o que chamamos de *memória olfativa*) [LENT, 2004].

Área gustativa

A gustação se relaciona intimamente com a olfação, tanto um como o outro se caracteriza por uma espécie de somestesia química. A área gustativa se localiza na porção inferior do giro pós-central, próximo à insula, como mostra a Figura 2.19.

A língua é o órgão receptor da gustação com maior quantidade de receptores químicos para esta tarefa, no entanto, toda a cavidade *orofaríngea* (que inclui, a mucosa oral, a faringe, a laringe e as porções superiores do esôfago) pode ser considerada como órgão gustatório.

As vias aferentes da gustação emergem dos órgãos gustatórios, como evidenciado na Figura 2.19, e se juntam aos nervos facial, glossofaríngeo e vago. Daí partem para o núcleo do *trato solitário* e, em seguida ao tálamo e, por fim, alcançam o córtex gustatório.

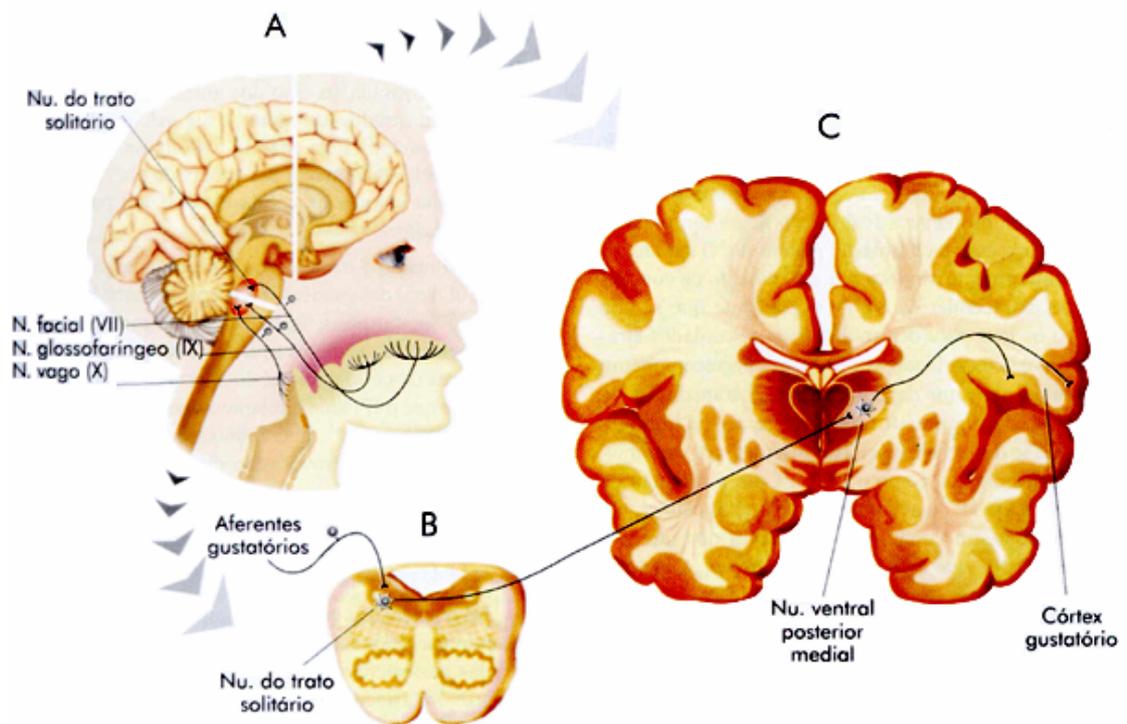


Figura 2.19 – Área gustativa identificada como “córtex gustatório”.
Modificada de [LENT, 2004]

Área vestibular

A área vestibular (região em destaque na Figura 2.20) é responsável pelo processamento da *sensibilidade proprioceptiva*, ou seja, da localização espacial e identificação das partes do próprio corpo. Este tipo de sensibilidade possui uma porção consciente, que é quando percebemos nosso corpo intencionalmente, e uma porção inconsciente, que está relacionada ao sistema de controle da motricidade.

Para perceber o corpo, utilizamos todos os sentidos, e os sensores situados nos músculos e nas articulações são reunidos para este propósito, independentemente se as sensações serão conscientes ou não, pois as mesmas informações que chegam ao córtex e se tornam percepções conscientes, são utilizadas, de forma inconsciente, no controle motor.

A área vestibular, no entanto, é importante na análise da sensibilidade proprioceptiva consciente.

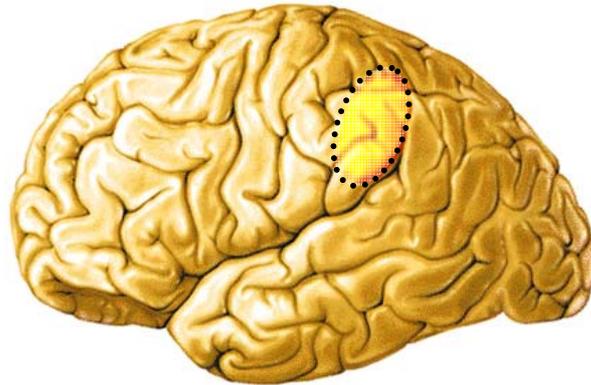


Figura 2.20 – Área vestibular em evidência . Modificada de [LENT, 2004]

Área motora primária

Exatamente como a área somestésica primária, a área motora primária possui também uma somatotopia representada por um homúnculo (Figura 2.21). Este homúnculo motor possui uma desproporcionalidade entre as representações das regiões corporais respectivas a cada área motora. Isso se deve ainda às especificidades de cada região e à quantidade de músculos ou grupos musculares que devem ser postos em ação para a realização de determinada tarefa. Graças a uma maior região cortical dedicada à mão, podemos realizar movimentos mecânicos finos, como segurar um alfinete pela ponta, ou tocar um instrumento musical.



Figura 2.21 – Área motora primária. Modificada de [LENT, 2004]

Note que as regiões dedicadas a cada ação será maior ou menor em cada indivíduo. Um músico que toca violino pode possuir a área de controle das mãos mais desenvolvida que alguém que pouco as utiliza, por exemplo, principalmente durante o aprendizado. Após isso, esta área pode até mesmo diminuir, uma vez que os movimentos do músico se tornarão mais automáticos. Isso se dá graças à plasticidade cerebral.

2.4.2.2 Áreas de associação do córtex

Áreas de associação secundária sensitivas

Essas áreas, que aparecem destacadas na Figura 2.22, são responsáveis pela interpretação dos sinais que chegam nas respectivas áreas primárias.

A área somestésica secundária, localizada atrás do giro pós-central (área verde mais escura na Figura 2.22), é quem vai trazer à consciência as sensações tácteis percebidas na área primária. Além disso, essas sensações serão comparadas com sensações já anteriormente registradas na memória, para, por exemplo, identificar uma textura conhecida.

As áreas em torno da área auditiva primária (A1) funcionam também como áreas interpretativas, a área A2 identifica as expressões sonoras como música, palavras, ou outros sons quaisquer, e os relaciona com o que já está registrado na memória. A área de Wernicke (W) é uma área de interpretação das palavras, ou seja, é uma área de compreensão da linguagem. A perda dessa área irá ocasionar a incompreensão do que se ouve e conseqüente incapacidade de articular a fala, pois apesar da fala possuir uma área motora específica, ela depende da compreensão do que se fala. Aliás, a área de Wernicke é uma área interpretativa geral, ela corresponde à região cerebral mais importante “para as funções intelectuais superiores, porque quase todas essas funções intelectuais são baseadas na linguagem” [GUYTON, 2002]. Todas as informações sensoriais que necessitam da inteligência interpretativa são direcionadas das áreas sensoriais para a área de Wernicke.

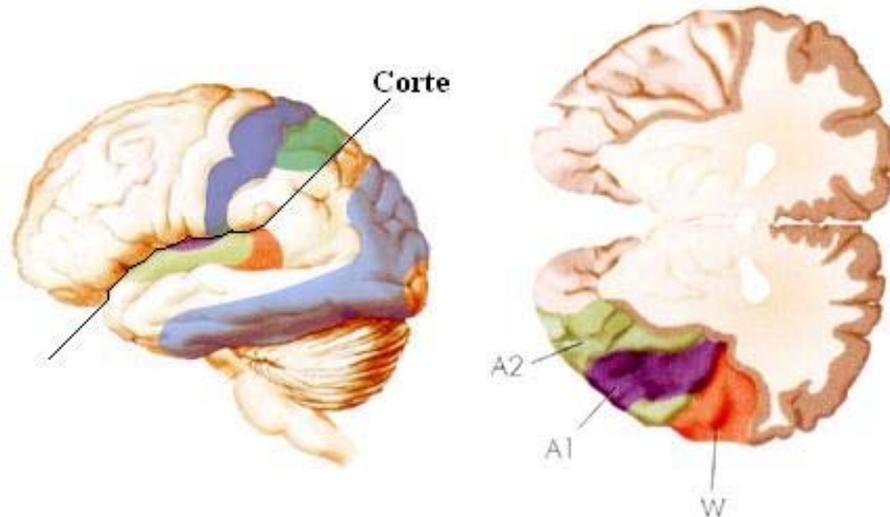


Figura 2.22 – Áreas de associação secundária sensitivas. Modificada de [LENT, 2004]

Ocupando boa parte do lobo occipital e parte do temporal, temos a área secundária relacionada à visão (representada em azul mais claro na Figura 2.22), que inclui o processamento da cena visual e identificação de objetos, ou seja, esta área interpreta o que é visto e compara com o que está na memória. É o que nos permite identificar uma imagem como sendo um rosto, um palito de fósforo, um animal, um instrumento de trabalho, ou uma palavra escrita. Uma pessoa com danos nessas áreas poderá continuar enxergando, mas não compreenderá a imagem que vê, não conseguirá identificá-la cognitivamente.

Áreas de associação secundária motoras

Existem ainda as áreas secundárias motoras que podem ser divididas em área *motora suplementar* (MS), área *pré-motora* (PM), e área *motora cingulada* (MC). A Figura 2.23 ilustra essas áreas.

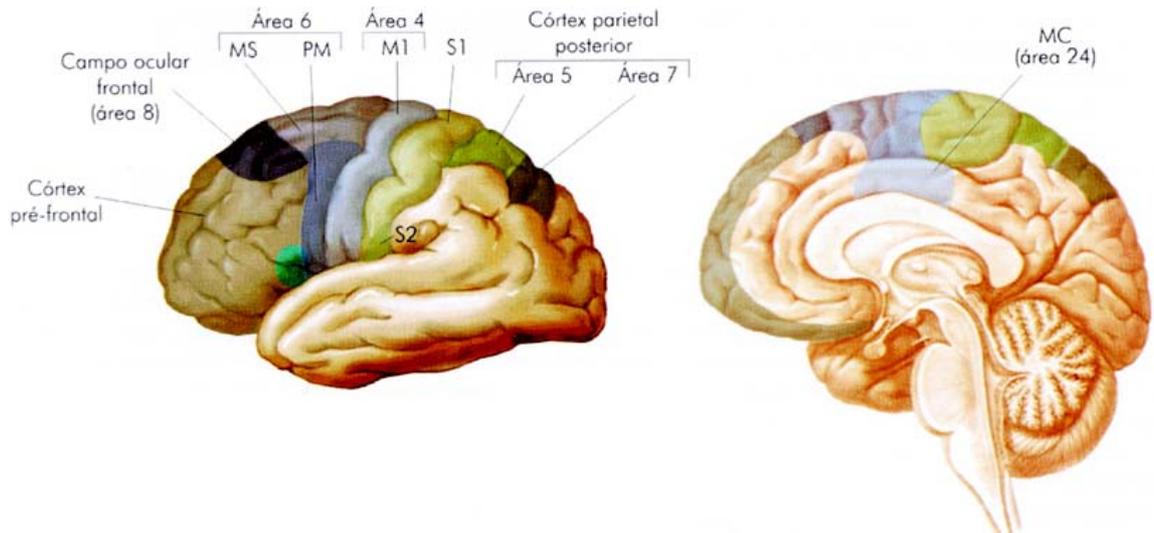


Figura 2.23 – Áreas de Associação Secundária Motoras. Modificada de [LENT, 2004]

A área motora suplementar é responsável pela organização dos movimentos voluntários que serão realizados pela pessoa, ou seja, pelo planejamento da seqüência desses movimentos. Esta área é ativada mesmo quando o movimento não é executado, mas somente pensado, imaginado. Lesões nesta área ocasionam distúrbios do movimento planejado: o indivíduo não consegue, por exemplo, abotoar a camisa.

A área pré-motora está relacionada não apenas com a ativação, mas com o controle motor dos músculos. Já a área motora cingulada se relaciona com movimentos de conotação emocional, como franzir a testa ou sorrir.

Áreas de associação terciária

As áreas de associação terciária são áreas que “contêm” a idéia do movimento complexo a ser realizado [LENT, 2004], além de possuírem um esquema das partes do corpo, integrando-as.

Essas áreas (espalhadas nos dois hemisférios corticais) tanto analisam os dados fornecidos a cada momento pelos sensores corporais, como analisam dados que se encontram registrados na memória e planejam a ação conscientemente.

Cabe ressaltar que tais áreas não se relacionam isoladamente com nenhum tipo de sensação ou motricidade, mas principalmente com a memória e o comportamento emocional [MACHADO, 2003].

2.4.2.3 Assimetria das funções corticais

Do ponto de vista funcional, com relação às áreas de associação apenas, os hemisférios cerebrais não são simétricos. Assim, “o hemisfério esquerdo é mais importante do ponto de vista da linguagem e do raciocínio matemático”, já o direito tem maior domínio no “desempenho de certas habilidades artísticas como música e pintura, além da percepção de relações espaciais e o reconhecimento da fisionomia das pessoas” [MACHADO, 2003]. A assimetria funcional entre os dois hemisférios torna importantíssimo o papel do corpo caloso de transmitir informações entre eles.

2.5 O neurônio

Vemos que o conhecimento dessas particularidades do córtex cerebral leva, indubitavelmente, a uma interpretação mais precisa do mapeamento cerebral por registro eletroencefalográfico. Entretanto, é preciso ainda, para entender a origem do sinal EEG e suas implicações, conhecendo melhor a unidade básica de todo esse processo: a célula nervosa.

O neurônio é uma célula como qualquer outra, possui organelas, núcleo individualizado, necessita de oxigênio e nutrientes, e é envolta por uma membrana plasmática.

O que diferencia um tipo de célula de outra é a sua especialização. Portanto o que difere os neurônios de outras células, além da sua maior necessidade metabólica, é a sua função especializada.

A célula nervosa tem como função *receber, processar e transmitir impulsos eletroquímicos*, ou *impulsos nervosos*, que são sinais de comunicação e codificação. Pode, assim, ser considerado como a unidade funcional fundamental do sistema nervoso [LENT, 2004].



Figura 2.24 – Um neurônio motor e suas partes constituintes. Modificada de [www.sdmesa.sdccd.net/~bbrothers/IMAGES/neuron/neuron.jpg]

Observando a Figura 2.24, podemos distinguir as diversas partes constituintes do neurônio que viabilizam o seu funcionamento.

A maioria dos sinais é recebida pelos neurônios em seus *dendritos*, outros sinais são recebidos no *corpo celular* e alguns poucos no início do *axônio*. O sinal nervoso que será transmitido é iniciado no *cone axonal* e percorre todo o axônio (que pode ter de alguns micrômetros a aproximadamente um metro) até uma terminação sináptica (que será explicada mais adiante) ou *botão sináptico*. Todo o axônio é revestido por uma camada isolante de lipídios chamada *bainha de mielina*, que é produzida pelas *células de Schwann* (um dos tipos de células gliais). Entre uma célula de Schwann e outra temos uma falha chamada *nódulo de Ranvier*.



Figura 2.25 – Neurônios reais. [LENT, 2004]

Como qualquer outra célula, o neurônio possui um certo potencial de membrana (medido em milivolts), do qual trataremos propriamente mais adiante. O que é importante saber, por ora, é que o neurônio, por ser uma célula excitável, tem este potencial modificado dependendo dos estímulos que sofre (que podem ser efeitos de sinapses – Figura 2.26 – ou outros estímulos). A variação do potencial de membrana é que percorre o axônio como uma onda de *despolarização* e *repolarização*, que vai até os botões sinápticos (a membrana está polarizada quando está com seu potencial normal de repouso).

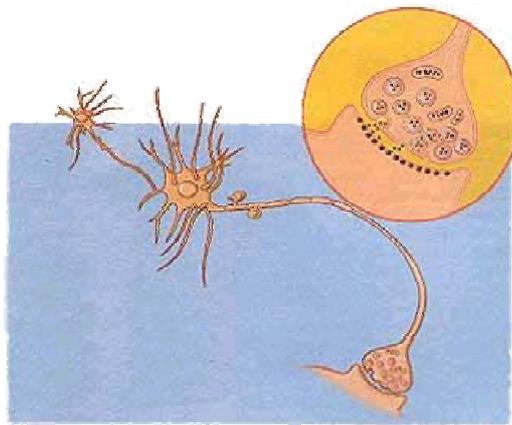


Figura 2.26 – Neurônios se comunicando e o botão sináptico no detalhe.

Devido à bainha de mielina, a propagação do sinal se dá saltando de nódulo em nódulo, uma vez que o *potencial de ação* somente pode ser regenerado nos nódulos, o que faz com que este possa chegar ao seu destino de forma mais rápida. Este tipo de propagação é chamado de *condução saltatória*. Além disso, a resultante do somatório de capacitâncias e resistências adicionais das bainhas de mielina, envolvendo o axônio neuronal, contribuem sobremaneira para o aumento da velocidade de condução das fibras nervosas [ESTUMED.COM, 2001; ALENCAR e VILELA, 2003].

2.5.1 Tipos de neurônios

Nas diferentes áreas do sistema nervoso existem vários tipos de neurônios que executam funções diferentes, portanto a capacidade de responder a estímulos varia de um tipo de neurônio para outro.

A Figura 2.27 evidencia cinco diferentes tipos de neurônios quanto à classificação morfológica: a) células pseudounipolares, que são os neurônios dos gânglios sensitivos somáticos; b) células estreladas, típicos neurônios motores e também chamadas de células multipolares; c) células de Purkinje, que se localizam no cerebelo (mais precisamente no córtex cerebelar) e processam sinais de controle da motricidade; d) células unipolares, que possuem apenas um processo que se estende do soma até os dendritos ou terminações de axônios; e) células piramidais, que se localizam no córtex cerebral e são as principais responsáveis pela a atividade elétrica registrada no eletroencefalograma.

Outros tipos não evidenciados na figura são as células bipolares, típicas de sensores (visuais, auditivos e olfatórios).

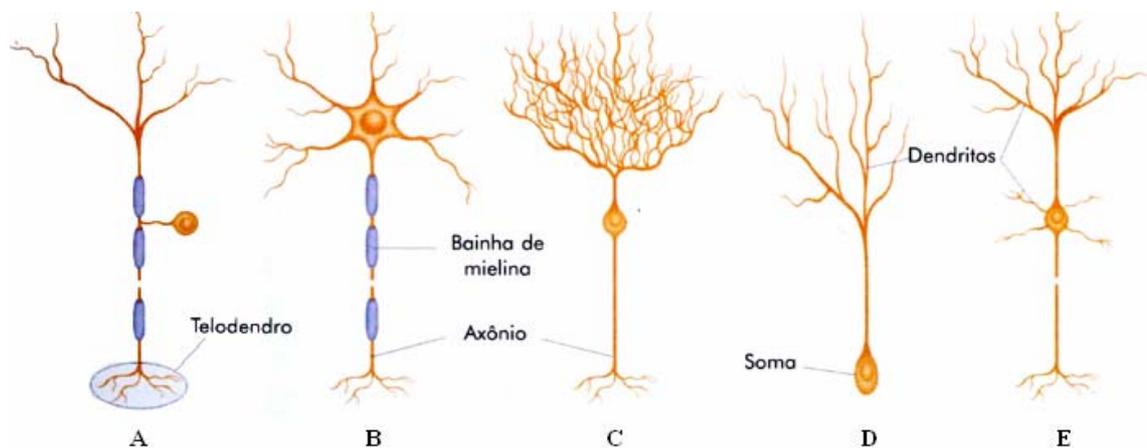


Figura 2.27 – Classificação dos neurônios quanto à forma: A) Pseudounipolar; B) Estrelada; C) Célula de Purkinje; D) Unipolar; E) Piramidal. Modificada de [LENT, 2004]

Além de classificar os neurônios quanto à sua conformação física, podemos classificá-los conforme suas funções, como neurônios motores e neurônios sensores.

2.5.2 Transmissão dos impulsos nervosos

Os sinais de entrada do sistema nervoso são provenientes de sensores especialmente designados para esta função. São sensores de toque, som, luz, dor, frio, calor, cheiro, gosto etc. Boa parte desses sensores (Figura 2.28) são neurônios diferenciados para

executarem estas funções (existem outros tipos de células sensoriais que não são neurônios, como, por exemplo, os sensores olfativos).

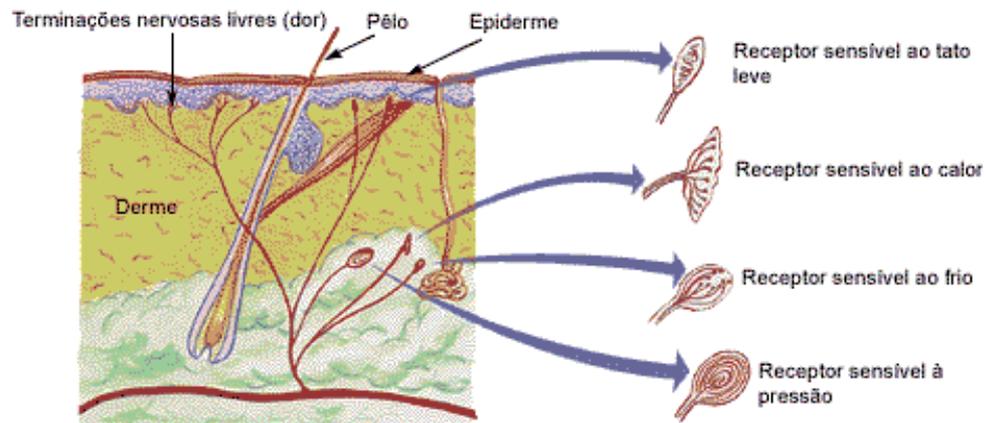


Figura 2.28 – Tipos de sensores.

Existem diversos tipos de sensores, como classifica GUYTON [2002]: a) sensores de sensibilidade tátil da pele, sensibilidade de tecidos profundos, audição, equilíbrio e pressão arterial, que são chamados *mecanorreceptores*; b) sensores de frio e de calor, que são os *termorreceptores*; c) sensores de dor, *nociceptores*; d) visão, *receptores eletromagnéticos*; e) sensores de gustação, olfação, oxigênio arterial, osmolalidade, CO₂ sanguíneo, glicose, aminoácidos e ácidos graxos, chamados *quimiorreceptores*. Estes sensores são especialistas em suas funções, o que significa dizer que não são sensibilizados senão pelo estímulo ao qual foram designados a identificar (a depender da intensidade do estímulo). Entretanto, os sensores tácteis são, às vezes, multissensoriais.

De qualquer forma, nas fibras nervosas somente trafegam impulsos eletroquímicos como uma onda de despolarização e repolarização da membrana plasmática. O que os diferencia é o fato de que cada feixe nervoso termina em uma região específica do sistema nervoso central, que vai interpretá-los e responder conforme a intensidade e duração dos estímulos. Essas áreas específicas se localizam no cérebro e na medula espinhal.

O sinal trafega, de fato, em duas vias: dos sensores para as áreas especialistas e dessas áreas especialistas para os atuadores, que podem ser grupos musculares ou glândulas secretoras.

A velocidade com que os sinais são transmitidos das regiões neuronais ou para as regiões neuronais correspondentes depende do tipo de fibra em que são transportados. Existem sinais como o de posição momentânea dos membros numa corrida, que precisam chegar rapidamente aos centros de controle e, por isso mesmo, exigem fibras de maior velocidade de transmissão. E existem outros sinais, como a dor contínua, que não têm necessidade de tanta rapidez, de forma que esses sinais possam trafegar em fibras lentas.

A intensidade de um sinal é uma característica que necessita sempre ser conhecida, como, por exemplo, a intensidade da dor. “As diferentes gradações da intensidade podem ser transmitidas usando-se número crescente de fibras paralelas” (somação espacial), “ou enviando mais impulsos ao longo de uma única fibra” (somação temporal) [GUYTON, 2002].

2.5.3 Sinapses entre neurônios

Os bilhões de neurônios existentes em todo o sistema nervoso não estão diretamente ligados uns aos outros. Na verdade eles nem se tocam. Cada neurônio se comunica com o neurônio seguinte por meio de *sinapses nervosas* (Figura 2.29), que é a área do espaço de conexão entre os neurônios. O número de sinapses, ou conexões, sobre um mesmo neurônio pode variar de algumas unidades até algumas centenas de milhares (cerca de 200 mil segundo GUYTON [2002]).

O neurônio cuja terminação do axônio se conecta ao soma (o corpo do neurônio) ou ao dendrito de outro neurônio é chamado de *neurônio pré-sináptico*, é ele quem envia o impulso. O neurônio seguinte, que recebe o impulso, é chamado de *neurônio pós-sináptico*. Entre esses dois neurônios existe a *fenda sináptica* (200 a 300 Angströms), que é onde definitivamente ocorre a transmissão.

Aproximadamente 80% a 95% dos botões ou terminais pré-sinápticos (Figura 2.29) se situam nos dendritos dos neurônios pós-sinápticos e apenas 5% a 20% se situam sobre o soma [GUYTON, 2002].

São as sinapses que possibilitam a transmissão do impulso nervoso de um neurônio ao outro, ou de um neurônio a uma fibra muscular, determinando, inclusive, o sentido que este impulso deve tomar.

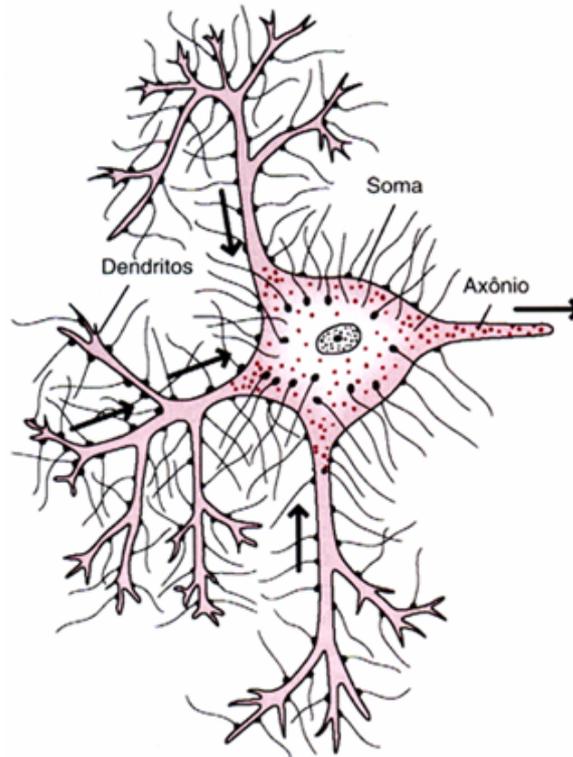


Figura 2.29 – Botões sinápticos em um neurônio receptor. Eles existem tanto no soma como nos dendritos, às vezes ocorrendo também no início do axônio (cone axonal). [GUYTON, 2002]

O impulso nervoso pode ser *decomposto* em vários outros impulsos; pode ser *somado* a impulsos provenientes de outros neurônios; e pode ser *bloqueado* na sua transmissão de um neurônio para o outro. Chamamos esta variação de ocorrências com efeito no impulso nervoso de *funções sinápticas*.

Existem dois tipos de sinapses: *química* (maioria no corpo humano) e *elétrica*. Esta última se dá pela transmissão direta de íons de uma célula a outra e ocorrem, principalmente, na transmissão do potencial de uma fibra muscular lisa à seguinte e também de uma célula muscular cardíaca à seguinte [GUYTON, 2002]. Já na sinapse química (que pode ocorrer entre dois neurônios ou entre um neurônio e uma outra célula excitável), o neurônio pré-sináptico secreta, na fenda sináptica, uma substância química chamada *neurotransmissor*, que se difunde nesta fenda fixando-se sobre *proteínas receptoras* encontradas na membrana da célula pós-sináptica, alterando as propriedades elétricas dessa membrana [BERNE e LEVY, 1996]. A partir daí, a célula receptora será inibida (*sinapse inibitória*) ou excitada (*sinapse excitatória*) a depender dos

neurotransmissores e das proteínas receptoras. Por exemplo, um neurônio motor *colinérgico*, ou seja, cujo neurotransmissor é a *acetilcolina*, que inerva uma célula muscular esquelética produzirá uma ação sináptica excitatória nesta célula, enquanto que um outro neurônio motor, também colinérgico, que inerva uma célula muscular cardíaca produzirá uma ação sináptica inibitória [LENT, 2004]. No caso de sinapses entre neurônios, isso permite que a ação do neurônio pós-sináptico seja restringida ou estimulada.

As sinapses químicas são extremamente importantes por possuírem uma característica muito peculiar: ela permite que o impulso nervoso seja conduzido numa única direção. O impulso segue do neurônio pré-sináptico (*transmissor*) ao neurônio pós-sináptico (*receptor*). A importância dessa transmissão unidirecional se dá pela necessidade do sinal ser enviado a determinados pontos ou áreas específicas do sistema nervoso, permitindo a análise do mesmo por zonas especializadas, bem como pela necessidade de atuação de controle em determinados grupos musculares, ou glândulas secretoras, por exemplo.

No terminal pré-sináptico, temos duas estruturas bastante importantes: as *vesículas sinápticas*, que contêm as substâncias neurotransmissoras a serem liberadas na fenda sináptica e as *mitocôndrias*, que fornecem energia (ATP – trifosfato de adenosina) para a síntese desses mesmos neurotransmissores (Figura 2.30).

Os neurotransmissores liberados por essas vesículas são transmissores de ação rápida, de baixo peso molecular. Cada vez que um potencial de ação chega ao terminal pré-sináptico, algumas vesículas liberam, ao mesmo tempo, o transmissor para o interior da fenda sináptica dentro de 1 ms ou menos. A ação desses transmissores sobre a membrana do neurônio pós-sináptico também ocorre dentro de 1 ms ou menos.

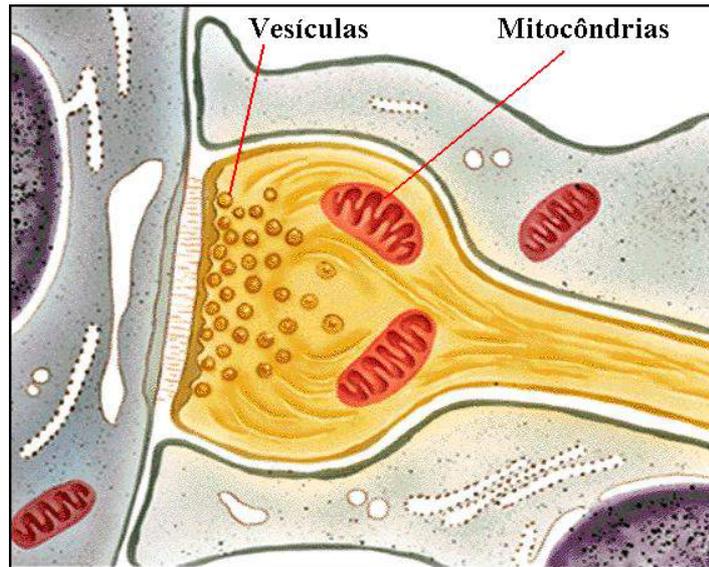


Figura 2.30 – Botão sináptico em detalhe evidenciando as vesículas e as mitocôndrias. Na fenda sináptica, estão os neurotransmissores sendo “despejados” sobre as proteínas de membrana da célula seguinte. Modificada de [FRISÓN, 1999]

2.5.4 Fadiga da transmissão sináptica

Quando as sinapses excitatórias são continuamente estimuladas, o número de descargas do neurônio pós-sináptico é elevada, mas tende a cair em alguns milissegundos ou segundos, por esgotamento do estoque de neurotransmissores: um fenômeno denominado de *fadiga da transmissão sináptica*, que é de importância vital por evitar a hiperexcitabilidade da rede neuronal, protegendo o organismo contra o excesso de atividade dos neurônios.

Se não existisse essa fadiga, uma crise convulsiva decorrente de um ataque de epilepsia poderia durar indefinidamente, por exemplo.

2.6 Potencial de membrana

Entre 60% e 70% de toda a massa corpórea de um ser humano adulto é basicamente água. Todo o resto são sais dissolvidos na água, lipídios, proteínas, glicose etc. E boa parte dessa água está represada nas células.

Então, poderíamos dizer, a grosso modo, que toda célula pode ser considerada como uma cápsula contendo uma solução aquosa. O que separa esta cápsula do meio externo, que é chamado meio extracelular, é uma membrana semipermeável constituída basicamente de lipídios e proteínas (membrana lipoprotéica), conhecida como *membrana plasmática* (Figura 2.31).

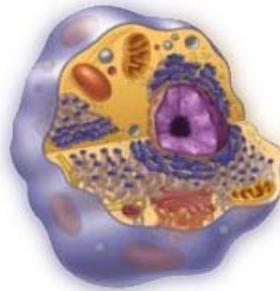


Figura 2.31 – Desenho esquemático de uma célula, evidenciando suas organelas e a membrana plasmática.

A membrana plasmática funciona como uma barreira de permeabilidade variável, que permite à célula manter sua composição citoplasmática diferente da composição do líquido extracelular [BERNE e LEVY, 1996].

Quando um sal se dissolve em água, suas ligações iônicas se desfazem, uma vez que a atração da molécula polar da água é maior sobre os íons que formam o sal que desses íons entre si. Ou seja, sais dissolvidos em água se transformam em íons livres (cátions e ânions, moléculas eletricamente carregadas positivamente e negativamente), o que faz com que surjam potenciais elétricos tanto no meio intra quanto no meio extracelular.

Devido a este fenômeno, e como a composição iônica do meio intracelular se difere da do meio extracelular, as células do nosso corpo apresentam uma diferença de potencial elétrico entre o meio interno e o meio externo, que é chamada de *potencial de membrana* ou *potencial de repouso* da membrana. O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica catódica menor que a carga elétrica catódica exterior. Dizemos, assim, que o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência.

O potencial de repouso da membrana é, em geral, uma carga elétrica de aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como

referência). Neste momento a célula está em um *repouso dinâmico*, que será explicado mais adiante. Esta pequena carga elétrica é o que fundamenta e proporciona todos os fenômenos bioelétricos do nosso corpo. Ou seja, é a partir desta pequena diferença de potencial que células excitáveis, tais como os neurônios e as células musculares, podem executar suas funções.

A origem desse potencial elétrico pode ser explicada a partir da compreensão dos fenômenos eletroquímicos protagonizados pela membrana plasmática e por dois importantes íons existentes em nosso corpo, dentro e fora das células: sódio (Na^+) e potássio (K^+).

Quando em equilíbrio (dinâmico), existe uma diferença de concentração desses íons entre os meios intra e extracelular: há maior concentração de Na^+ no meio externo à célula e de K^+ no meio interno, além disso há maior concentração de ânions orgânicos dentro da célula. Isso acontece devido à semipermeabilidade da membrana plasmática e devido à sua capacidade de selecionar o trânsito de substâncias entre a célula e o meio em que ela se encontra, chamada *permeabilidade seletiva*. Os componentes solúveis nos lipídios, ou lipossolúveis (ácidos graxos, anestésicos etc.), atravessam facilmente a membrana, por esta ser constituída de lipídios. As substâncias insolúveis nos lipídios (mas solúveis em água – hidrossolúveis) penetram nas células com mais dificuldade, dependendo do tamanho da molécula e também de suas características químicas. Assim, os íons, que estão ligados por atração elétrica a moléculas de água, devem passar por canais protéicos especiais que atraem este ou aquele íon específico, mudando a sua configuração molecular com a presença do íon. São os chamados *canais iônicos* (existem canais de sódio, de potássio, de cálcio etc.). Estes canais (Figura 2.32) são “proteínas integrais de membrana, isto é, proteínas incrustadas na bicamada lipídica, que têm a capacidade de deixar passar íons de modo seletivo, continuamente ou em resposta a estímulos elétricos, químicos ou mecânicos” [LENT, 2004].

O simples fato de a célula possuir grau de permeabilidade diferente para cada íon, já contribui para que suas concentrações sejam diferentes.

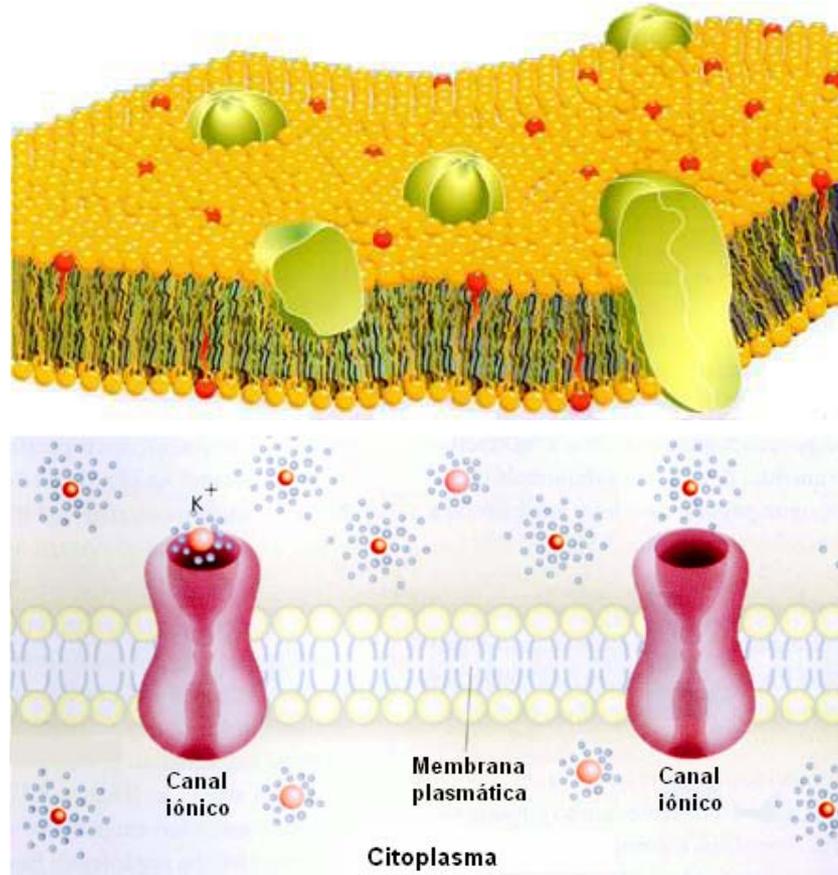


Figura 2.32 – Desenhos esquemáticos da membrana plasmática com seus canais protéicos: Acima uma membrana com seus vários canais numa visão tridimensional. Modificada de [BIOMANIA, 2004]. Abaixo os canais iônicos em evidência. Modificada de [LENT, 2004]

O potássio tem uma permeabilidade muito mais alta que a do sódio, podendo entrar e sair da célula com mais facilidade. Já os ânions orgânicos não conseguem atravessar a membrana plasmática, por serem muito grandes, então precisam passar por outros canais específicos. Tanto o sódio quanto o potássio podem sofrer difusão passiva: os íons tendem a entrar ou sair da célula por conta da diferença de concentração entre os meios internos e externos, ou seja, por existir um gradiente de concentração que impulsiona os íons em direção à região de menor concentração. Neste caso não há gasto de energia.

Moléculas grandes, como glicose, sofrem difusão facilitada. Ligam-se a proteínas especiais (chamadas *carreadoras*) e formam uma substância lipossolúvel. No entanto, para que haja esta ligação, é necessária a presença de um catalisador, um polipeptídeo,

que, no caso da glicose, é a insulina. Ao chegar do outro lado da membrana, a glicose se desliga da proteína carreadora.

A água trafega de um lado ao outro da membrana celular por pressão osmótica. Ou seja, “apesar de ser altamente insolúvel nos lipídios da membrana, a água atravessa prontamente a totalidade da membrana celular, passando, quase toda ela, através dos canais existentes nas moléculas protéicas” [GUYTON, 2002].

No caso dos íons, além da diferença de concentração, que faz com que eles trafeguem do ambiente de maior concentração para o de menor, há ainda o gradiente elétrico, que faz com que os íons positivos sejam atraídos por um potencial negativo e íons negativos por um potencial positivo. Entretanto, individualmente, o sódio tenta alcançar seu equilíbrio eletroquímico particular, enquanto o potássio tenta fazer o mesmo, ou seja, há uma busca incessante de um equilíbrio eletroquímico por parte de cada íon. Como o potencial de equilíbrio desses dois íons são diferentes, bem como suas concentrações, ambos tendem a entrar em equilíbrio em conjunto. O potássio, obedecendo à força do gradiente eletroquímico, tende a sair da célula, enquanto o sódio tende a entrar na célula. A todo instante há sódio entrando e potássio saindo, por meio de difusão passiva.

Mas há aí um problema, se os movimentos iônicos passivos continuam indefinidamente, “logo mudariam as concentrações relativas dentro e fora do neurônio, e conseqüentemente mudaria também o gradiente eletroquímico” [LENT, 2004].

Contudo, além deste mecanismo de difusão passiva, devido a um gradiente de concentração e um gradiente eletroquímico dos íons Na^+ e K^+ , existe um outro mecanismo que altera o potencial de membrana: “o fluxo de sódio e de potássio é contrabalanceado pelo bombeamento ativo desses íons” [KANDEL, 2000]. O que proporciona esse bombeamento é um canal protéico que transporta ativamente (consumindo energia) íons de sódio para fora da célula e íons de potássio para dentro da célula, de forma eletricamente desequilibrada, mantendo o meio intracelular relativamente negativo quando comparado ao meio extracelular. Chamamos este mecanismo de *bomba de sódio e potássio* (bomba Na^+/K^+) ou *bomba eletrogênica*.

De forma simplista, podemos dizer que este canal protéico se liga a uma molécula de ATP (trifosfato de adenosina), que trafega no meio intracelular, e a quebra formando

ADP (difosfato de adenosina) e P (fosfato), liberando energia. Assim, a proteína (a bomba propriamente dita) se modifica, atrai e se liga a 3 íons de sódio (3 cargas positivas) no lado interno da membrana e a 2 íons de potássio (2 cargas positivas) do lado externo. Finalmente, injeta o potássio e ejeta o sódio. Este processo ocorre de forma muito mais rápida que os canais de transporte passivo, o que contribui para a permanência de um potencial de cerca de -70 mV no meio intracelular em relação ao meio extracelular. Como se vê, trata-se de um *equilíbrio dinâmico*.

Não obstante contribuir com o equilíbrio do potencial de membrana num dado valor de tensão, uma das principais funções da bomba Na^+/K^+ é o controle do volume das células. “Sem o funcionamento dessa bomba, a maioria das células do corpo sofreria tumefação, até ocorrer sua rotura” [GUYTON, 2002].

2.7 Potencial de membrana dos neurônios

Talvez seja um exagero dizer que a membrana é o constituinte mais importante do neurônio, já que muitos outros constituintes são essenciais à vida e ao funcionamento da célula nervosa. Mas é certo, pelo menos, que a membrana do neurônio apresenta uma propriedade muito particular que o distingue da maioria das células do organismo. Essa propriedade – excitabilidade – permite que o neurônio produza, conduza e transmita a outros neurônios os sinais elétricos em código que constituem a linguagem do sistema nervoso. [LENT, 2004]

Os biopotenciais encefálicos podem ser diferenciados em dois tipos [BUTTON, 2000]: *Potencial de Ação*, que caracteriza, no caso da fibra nervosa, a transmissão dos impulsos eletroquímicos pelos axônios e não tem muita contribuição para o registro de EEG, uma vez que esses potenciais ocorrem de forma assíncrona e em direções diversas ortogonais à superfície do escalpo (por outro lado, podem ter alguma importância no traçado do EEG, que ainda não sabemos identificar claramente); e *Potencial Pós-Sináptico (PPS)*, que é o potencial de membrana resultante no neurônio pós-sináptico. Ou, em outras palavras, “o resultado final da ação do neurotransmissor é o aparecimento de uma alteração no potencial de membrana pós-sináptica, chamada *potencial pós-sináptico*” [LENT, 2004].

2.7.1 Potencial de ação neuronal

Um *impulso nervoso* é a transmissão de uma alteração eletroquímica ao longo da membrana do neurônio, na direção do axônio, a partir do ponto em que ele foi estimulado.

Esse impulso nervoso, ou *potencial de ação*, é uma alteração brusca e rápida da diferença de potencial da membrana [CARDOSO, 2000]. A membrana de alguns tipos de neurônios é polarizada em repouso com valor de cerca de -90 mV [GUYTON, 2002]. Com a despolarização, há um *overshoot* até cerca de $+35$ mV. O que se observa, então, é um aumento rápido do potencial de membrana, seguido de uma descida também rápida até um valor inferior ao valor de repouso (cerca de -100 mV), e, por fim, um lento retorno até o valor de repouso de -90 mV (Figura 2.33).

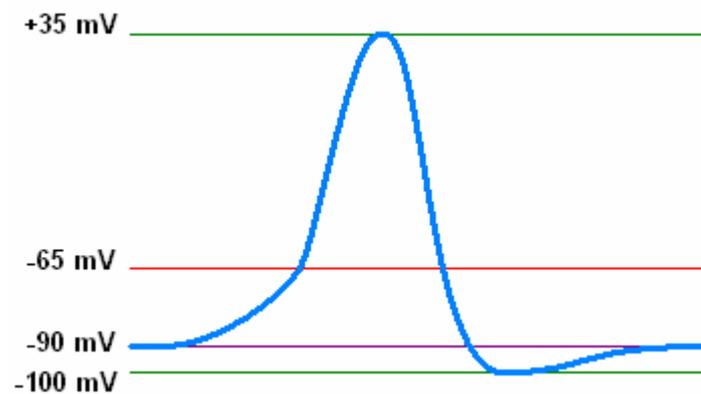


Figura 2.33 – Representação de uma onda de despolarização e repolarização.

No entanto, para que seja deflagrado um potencial de ação ao longo do axônio, é necessário que o estímulo sofrido pela membrana do neurônio (no dendrito, no corpo, ou no cone axonal) seja capaz de elevar abruptamente o potencial da membrana de 15 a 30 mV [GUYTON, 2002], ou seja, o potencial deve chegar a cerca de -65 mV (*potencial de limiar*).

Apesar do impulso nervoso se dar no sentido do axônio, a onda de despolarização/repolarização da membrana se propaga em todos os sentidos a partir do ponto em que foi deflagrada. A questão é que no corpo do neurônio, bem como nos dendritos, logo a onda cessa após ter atingido toda a membrana nestas regiões, enquanto

que, com relação ao axônio, a onda segue até os botões sinápticos e lá desencadeia uma reação química que caracterizará a comunicação do neurônio com a célula seguinte.

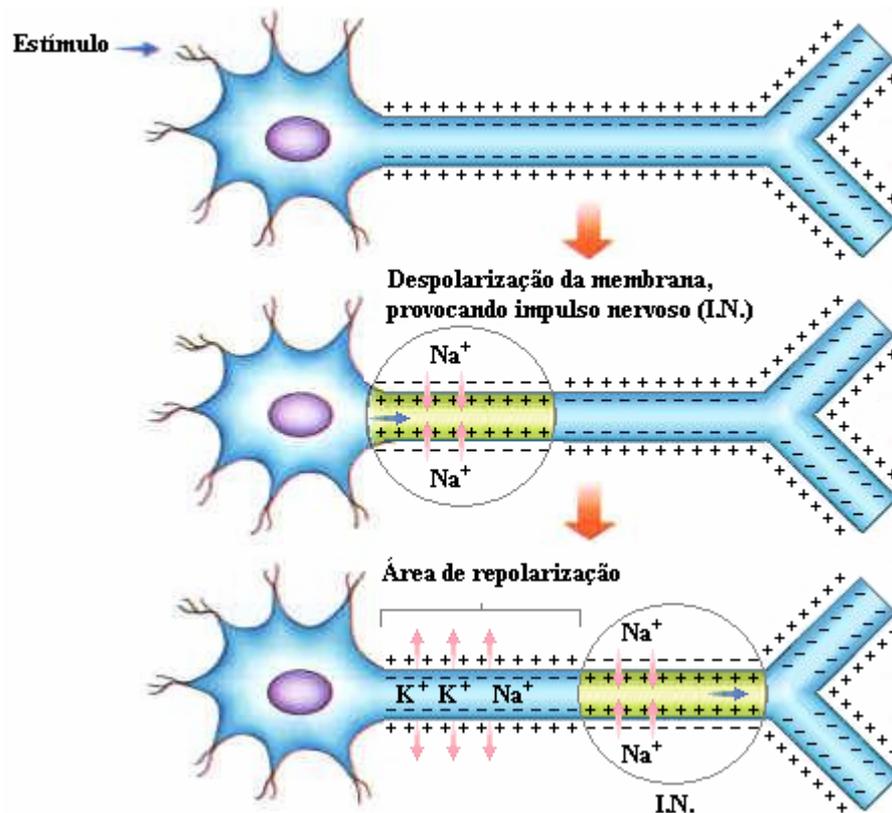


Figura 2.34 – Potencial de ação. Modificada de [VIELA, 2004]

No detalhe da Figura 2.34, vemos o seguimento do axônio evidenciando a entrada de íons sódio e conseqüente aumento da tensão elétrica (no sentido positivo) no interior da célula. Em seguida, a região em verde da segunda imagem irá se repolarizar, mas, por conta de uma reação em cadeia, a membrana irá se despolarizar a partir do ponto em que foi estimulada (a figura evidencia apenas o sentido do axônio), num ciclo de despolarização e repolarização da membrana que caracterizará a onda eletroquímica.

Após um estímulo específico (que depende do tipo de neurônio e sua sensibilidade ao mesmo), os canais de Na^+ se abrem mais rapidamente do que os canais de K^+ . Com isso, a despolarização provoca um efeito de *feedback* positivo [GUYTON, 2002]: quando a tensão vai ficando mais positiva em direção a 0 V, os canais de sódio se abrem mais, pois são sensíveis à variação do potencial de membrana, permitindo a entrada de sódio na célula, e quanto mais sódio passa pelo canal, mais positiva se torna a diferença

de potencial no interior da célula em relação ao meio externo e mais a membrana fica permeável ao sódio. Ocorre um efeito de avalanche de despolarização, que leva a um ponto em que a corrente despolarizante de Na^+ é muito maior que a corrente repolarizante de K^+ , podendo superar o potencial de limiar. A partir do momento em que ele é atingido, o processo não pode mais ser revertido e é deflagrado o potencial de ação.

Isto quer dizer que, uma vez atingido o limiar, o potencial de ação ocorre com amplitude e duração fixas. Se o limiar não for atingido, ou seja, a despolarização ou o influxo de sódio não forem suficientemente fortes, não ocorre o potencial de ação (Figura 2.35). Este fenômeno é conhecido como *princípio do tudo-ou-nada* [GUYTON, 2002].

À medida que se abrem os canais de sódio, abrem-se também os canais de potássio, entretanto mais lentamente. Quando os canais de sódio estão completamente abertos, os de potássio ainda estão se abrindo, ou seja, com o passar do tempo, aumenta a quantidade de potássio que sai da célula, fazendo com que o potencial de membrana comece a cair. Quanto menos positivo o potencial de membrana, menos sódio entra na célula, e com a saída de mais potássio, mais o potencial avança no sentido negativo: é o retorno ao repouso.

Antes, porém, da membrana se repolarizar, o potencial ultrapassa, no sentido negativo, o potencial de repouso, devido ainda à lentidão dos canais de potássio, que agora estão se fechando novamente. À medida que ele se fecha, o potencial vai lentamente retornando ao valor de repouso (como mostrado na Figura 2.33).

Não podemos nos esquecer que durante todo este processo a bomba eletrogênica se manteve em pleno funcionamento, influenciando neste fenômeno.

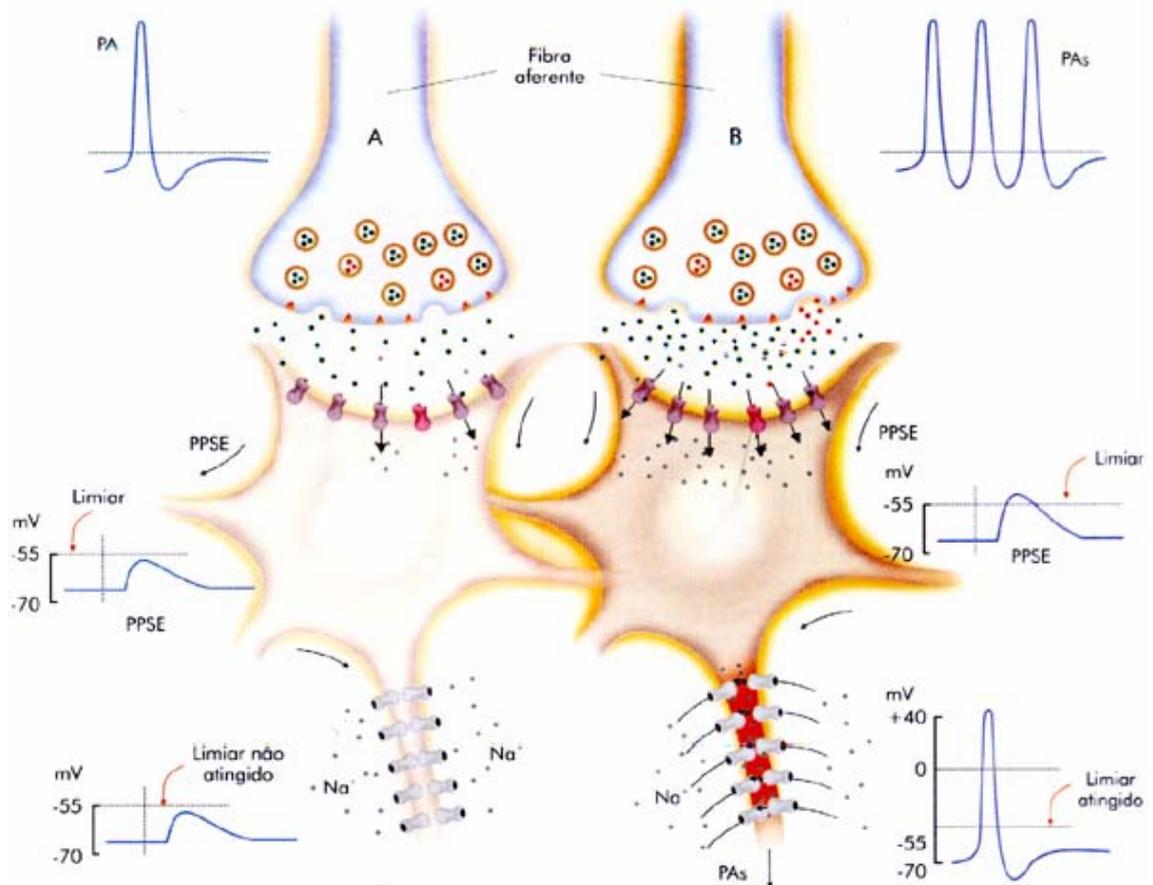


Figura 2.35 – Princípio do “tudo-ou-nada”: em A), o potencial de ação (PA) do neurônio pré-sináptico gera um potencial pós-sináptico excitatório (PPSE) que não chega a atingir o limiar; em B), um trem de PAs gera um PPSE que ultrapassa o valor de limiar, o que faz com que seja deflagrado um PA no neurônio pós-sináptico. [LENT, 2004]

2.7.2 Potencial pós-sináptico

No caso de uma sinapse excitatória, o resultado do potencial de ação do neurônio pré-sináptico é a geração, no neurônio seguinte, de um PPS *despolarizante*, ou seja, um potencial que tende a aproximar-se do potencial de limiar. Isso faz com que este neurônio pós-sináptico tenha mais facilidade em disparar potenciais de ação.

Quando sinapses excitatórias descarregam sobre as superfícies dos dendritos, ou do soma, de um neurônio, desenvolve-se nesse neurônio potencial pós-sináptico que dura por muitos milissegundos, especialmente quando alguma das substâncias transmissoras sinápticas de longa atuação está envolvida. Enquanto durar esse potencial, ele pode continuar a excitar o neurônio, fazendo com que ele transmita uma salva de impulsos de saída. [GUYTON, 2002]

Já no caso de uma sinapse inibitória, o resultado do potencial de ação do neurônio pré-sináptico é a geração, no neurônio seguinte, de um PPS *hiperpolarizante*, ou seja, um potencial que tende a afastar-se do potencial de limiar. Isso faz com que o neurônio pós-sináptico tenha mais dificuldade em disparar potenciais de ação [LENT, 2004].

Como o neurônio pós-sináptico recebe inúmeras ações sinápticas, sua atividade depende do somatório de todos os potenciais gerados por todas as sinapses que ocorrem em sua membrana. Este processo de somação é chamado de *integração sináptica*.

Por exemplo, o potencial de repouso da membrana do soma neuronal de alguns tipos de neurônios é de cerca de -65 mV (como evidenciado na Figura 2.36). Na sinapse excitatória, este potencial sobe para -45 mV (potencial pós-sináptico excitatório – *PPSE*). Entretanto, a descarga de um só terminal não é capaz de elevar o potencial desta forma, assim, são necessárias várias descargas simultâneas de muitos terminais (40 a 80 terminais num neurônio motor comum [GUYTON, 2002]). Na sinapse inibitória, o potencial cai a -70 mV (potencial pós-sináptico inibitório – *PPSI*), impedindo a ação do neurônio pós-sináptico, ou seja, impedindo que outros neurônios possam ativá-lo.

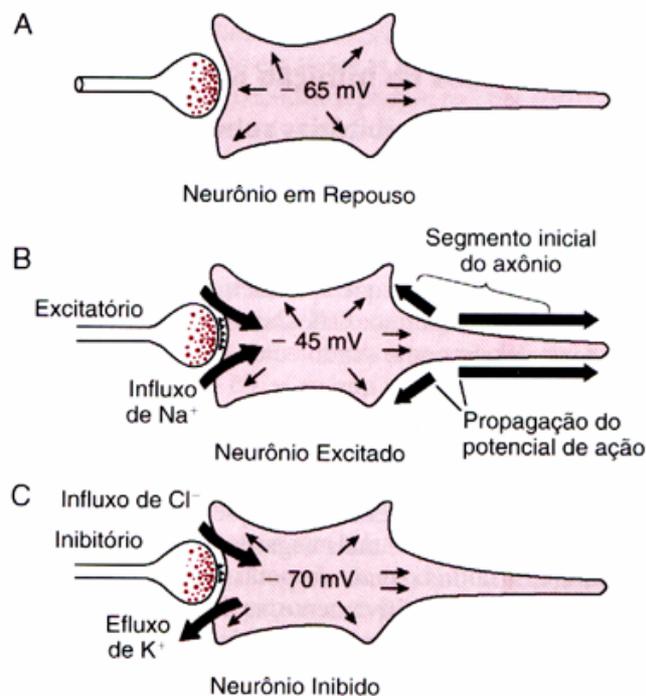


Figura 2.36 – Eventos eletroquímicos da sinapse excitatória e sinapse inibitória. [GUYTON, 2002]

Para cada sinapse excitatória que dispara simultaneamente, o potencial do interior do soma se torna mais positivo por algumas dezenas ou centenas de μV , podendo chegar até 1 mV (*somação espacial*). Quando o potencial pós-sináptico excitatório alcança amplitude suficiente (potencial de limiar), é atingido o nível de disparo, deflagrando um potencial de ação no segmento do axônio. Uma vez que os potenciais pós-sinápticos duram até 15 ms, uma segunda abertura dos mesmos canais neste período pode fazer com que o potencial pós-sináptico tenha maior amplitude (*somação temporal*). Por isso, quanto maior a frequência de estimulação do terminal, maior será o potencial pós-sináptico.

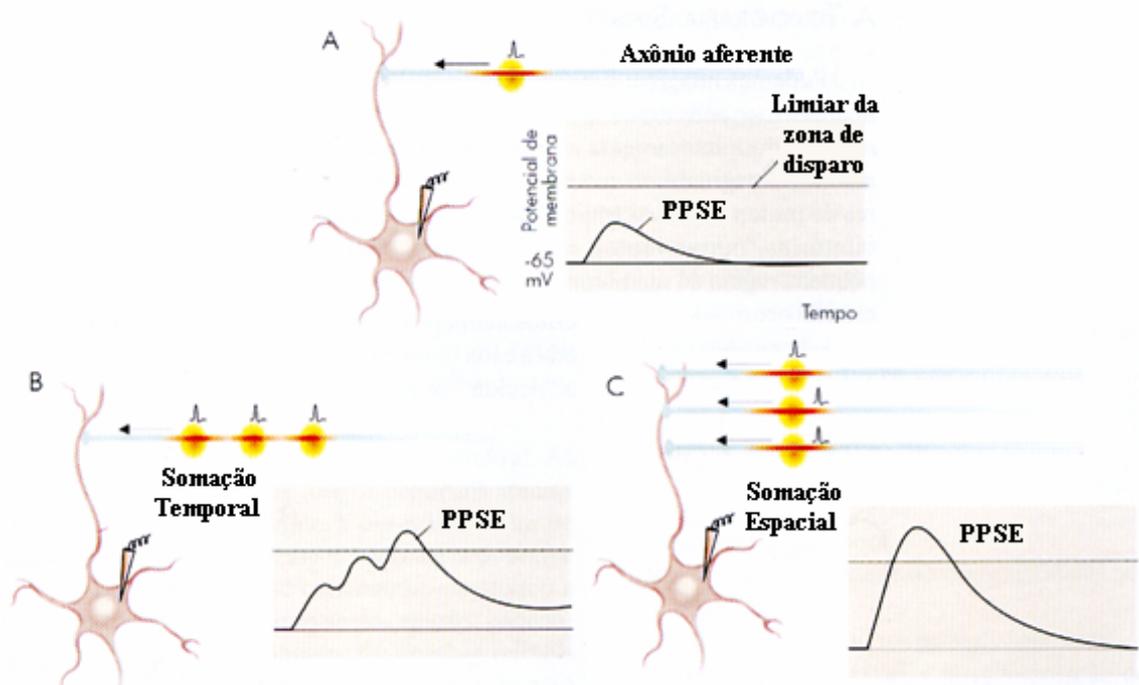


Figura 2.37 – A) PPSE gerado por um único potencial de ação (PA). B) PPSE gerado pela somação temporal de vários PAs. C) PPSE gerado pela somação espacial de vários PAs. Modificada de [LENT, 2004]

Cabe ressaltar que uma sinapse excitatória será sempre excitatória, já que o botão pré-sináptico libera sempre o mesmo neurotransmissor, assim também ocorre com as sinapses inibitórias. Como num mesmo neurônio, existem várias conexões sinápticas que podem ser tanto excitatórias quanto inibitórias, o neurônio pós-sináptico será excitado ou inibido, dependendo de onde vêm os impulsos nervosos e do resultado da soma espacial e temporal desses impulsos.

No córtex cerebral existem, entre outras células, as células piramidais, que possuem ramificações dendríticas bastante assimétricas e superficiais, são longos dendritos apicais, que se estendem até bem próximo da pia-máter, e dendritos basais, que se ramificam próximo ao soma. As sinapses excitatórias neste tipo de célula são predominantes nos dendritos apicais, enquanto as sinapses inibitórias se concentram no soma [LENT, 2004]. Além disso, como já vimos, as sinapses excitatórias elevam o potencial de membrana da célula neural, ou seja, torna mais positivo o potencial dentro da célula. Isso faz com que o potencial externo ao neurônio, em uma região próxima às imediações do botão sináptico, se torne mais negativo. Algo análogo ocorre com as sinapses inibitórias: o potencial do interior da célula se torna mais negativo, enquanto o potencial externo se torna mais positivo. Dessa forma, as entradas excitatórias e inibitórias definem dipolos elétricos (Figura 3.38).

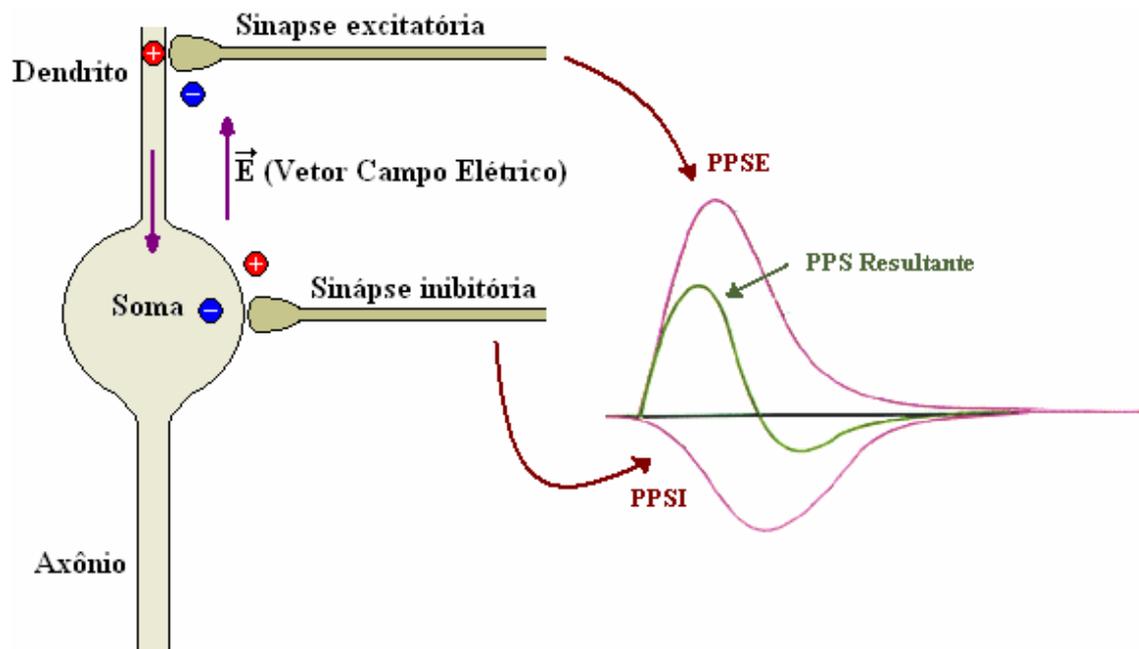


Figura 2.38 – Dipolo elétrico formado pelas sinapses excitatórias e inibitórias. No gráfico temos o potencial pós-sináptico (PPS) como a resultante do somatório de todos os potenciais pós-sinápticos excitatórios (PPSE) e inibitórios (PPSI).

Os dipolos mudam de intensidade e sentido, produzindo flutuações ondulares que se propagam conduzidas pelos fluidos encefálicos, passando pelas meninges e pela caixa craniana até alcançarem o escalpo (Figura 2.39). O potencial registrado na superfície do

escalpo depende, então, da polaridade, orientação e localização dos PPSs em relação ao eletrodo de medida [BUTTON, 2000]. Quando alcança a superfície do eletrodo, o potencial elétrico já se encontra já bastante atenuado.

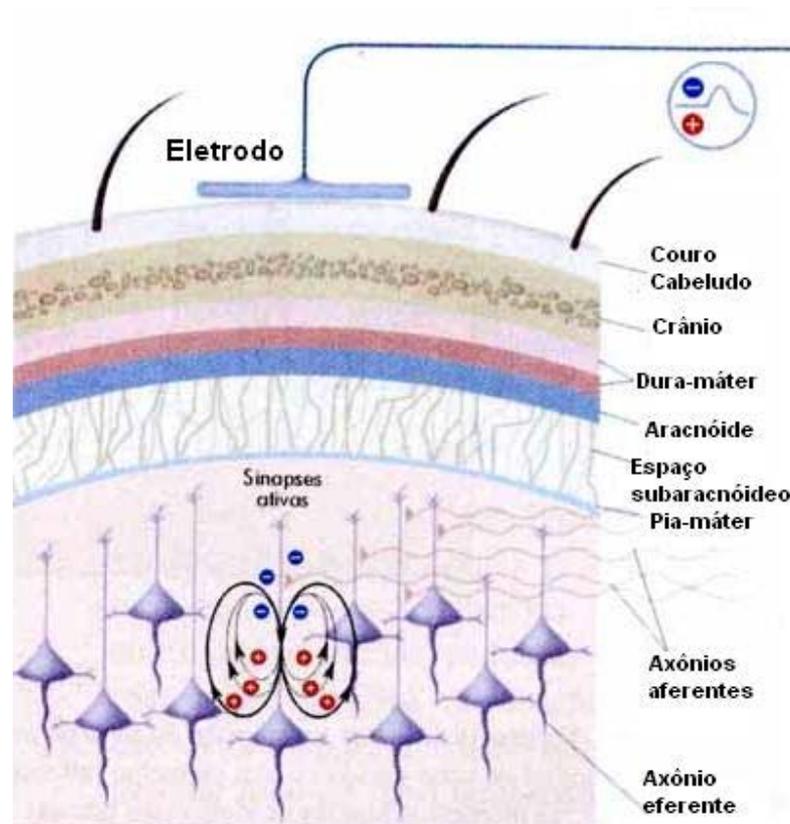


Figura 2.39 – Gênese dos potenciais pós-sinápticos das células piramidais corticais. A figura evidencia os obstáculos no meio do percurso até o eletrodo de captação. Modificada de [LENT, 2004]

As células piramidais estão dispostas paralelamente umas às outras e perpendicularmente à superfície do córtex cerebral (Figura 2.40). Esta configuração paralela em que as células piramidais se mantêm é o que confere a possibilidade das variações ondulares do potencial elétrico, que formam os campos elétricos de cada neurônio, serem somadas espacialmente. Já a configuração perpendicular à superfície cortical permite que o potencial possa ser registrado pelo eletrodo no escalpo.

Na Figura 2.41, temos um esquema idealizado de como os campos elétricos gerados pelas células piramidais se apresentam.

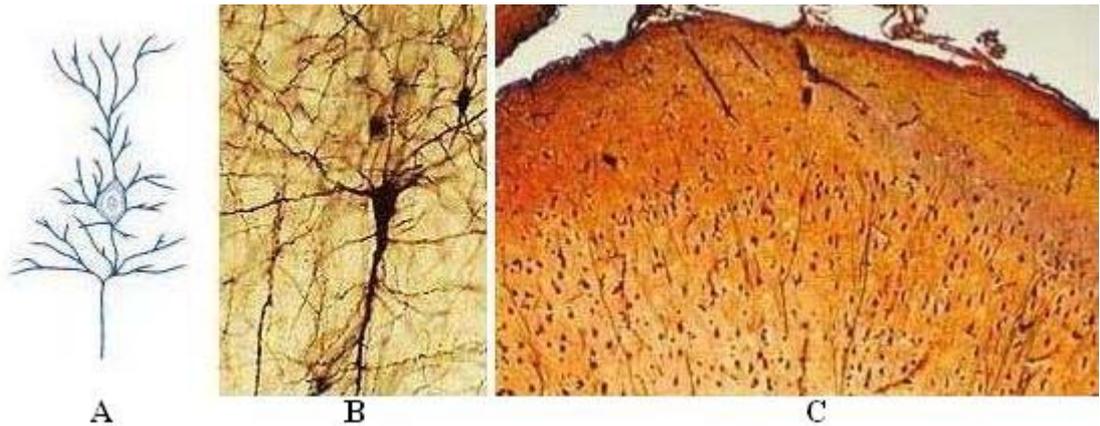


Figura 2.40 – A) célula piramidal esquemática; B) célula piramidal real; C) detalhe do córtex cerebral ampliado, evidenciando as células piramidais (grânulos escuros) dispostas em paralelo.

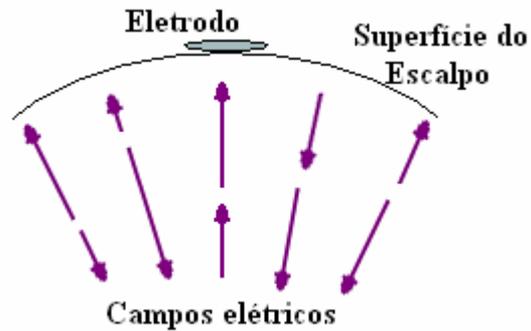


Figura 2.41 – Disposição paralela dos campos elétricos entre si e perpendicular à superfície do escalpo que são somados e registrados pelo eletrodo de captação.

O registro de EEG é, então, a variação propagada de vários potenciais pós-sinápticos, principalmente de um tipo de neurônio, que são as células piramidais, em uma determinada região do córtex, somados espacialmente e temporalmente, e capturados numa área definida do couro cabeludo.

Compreendida a origem fisiológica dos potenciais elétricos evocados, será analisado em maior profundidade, no próximo capítulo, o que é o Eletroencefalograma e suas aplicações.

Capítulo 3

Eletronecefalografia (EEG) e Mapeamento Cerebral

Este capítulo se dedica à análise do que são os sinais eletronecefalográficos e sua origem, bem como algumas das mais importantes técnicas atuais de processamento do sinal e mapeamento cerebral.

3.1 Breve histórico da eletronecefalografia

Em 1790, o anatomista e médico italiano Luigi Galvani publica importantes observações acerca de suas pesquisas sobre *eletricidade animal*. Ele havia sido um dos primeiros estudiosos a investigar experimentalmente o fenômeno da *bioeletrogênese* e descobrira que uma corrente elétrica aplicada nos músculos da perna de um sapo (ou outro animal) era capaz de causar-lhe contração. Isso ocorria tanto quando se aplicava a carga no músculo quanto no nervo. Além disso, Galvani pôde perceber que os músculos se contraíam mesmo quando não havia uma descarga elétrica externa, bastando, para isso, apenas a aplicação de dois metais diferentes, o que o fez concluir que os músculos já estavam carregados eletricamente. Ou seja, de alguma forma ocorriam fenômenos elétricos em tecido animal.

Interessante é que “quando Luigi Galvani começou seus experimentos pioneiros, existia apenas um pequeno número de técnicas à sua disposição: jarros de Leyden, geradores eletrostáticos e eletricidade natural” [SABBATINI, 1998] (Figura 3.1). A

partir dele, uma série de pesquisas passaram a ser realizadas a respeito dos potenciais bioelétricos e suas origens (bioeletrogênese), o que nos leva a afirmar que a origem histórica da eletroencefalografia se encontra nos estudos de Galvani.



Figura 3.1 – Na seqüência: gerador eletrostático, jarro de Leyden e eletricidade natural. Modificada de [SABBATINI, 1998]

A partir do resultado dos experimentos realizados pelo anatomista italiano e seus seguidores, a natureza elétrica das atividades envolvendo nervos e músculos tornou-se um consenso. No entanto, ainda não se conhecia a intimidade das funções neuronais.

Em 1826, Johannes Müller (1801-1858), psicólogo e fisiologista alemão, defendia que os diferentes nervos (ótico, auditivo etc.) transmitiam um determinado *código* para o cérebro (teoria da *Energia Nervosa Específica*). Com os avanços do conhecimento em anatomia, Robert Remak, em 1836, descreve os axônios mielinizados e os não-mielinizados [SABBATINI, 1998].

No ano seguinte, Jan Purkynje descreveu células cerebelares e identificou o núcleo e os processos neuronais. Novamente em 1838, ele e Remak sugeriram que as fibras nervosas são unidas (ou seja, a fibra nervosa ou axônio é um processo emergindo da célula nervosa). Em 1839, Theodor Schwann propôs a teoria celular, ou seja, que o sistema nervoso é composto de células neuronais individuais. [SABBATINI, 1998]

O filósofo inglês Richard Caton, ao analisar a atividade neurológica diretamente no cérebro de determinados animais, elaborou as primeiras descrições sistemáticas sobre a existência de atividades elétricas no cérebro. Em 1875, publicou seus estudos realizados

em coelhos e macacos. Esses estudos faziam menção às variações elétricas espontâneas provocadas por atividade funcional do cérebro. “Pode-se dizer que esta foi a primeira vez que se conseguiu verificar atividade neurológica no cérebro em resposta a um estímulo, o que implica que potenciais sensoriais evocados precedem o EEG” [PSYEVOLUTION, 2003]. Ou seja, os sinais EEG são respostas a determinado estímulo, que pode ser sensorial, ou decorrente da vontade. O que não se tem consenso até hoje, é de onde vem a vontade!

O filósofo russo Danilevsky, trabalhando de forma independente e quase simultânea a Caton, também realizou estudos galvanométricos em cérebros de cachorros, publicando as suas observações em 1891 [TURNER, 1971]. Na Polônia, Beck, em 1890, e Cybulsky, em 1892, informam sobre *correntes de repouso* com oscilações nos cérebros dos cachorros, que apresentavam variações com a iluminação ocular e com a sonolência causada pela ação de um determinado narcótico [BUTTON, 2000]. Os russos Kaufman, em 1912, e Pravdich Neminsky, em 1913, foram os primeiros a estabelecer que os potenciais elétricos cerebrais poderiam ser captados no crânio intacto. Até então, as experiências eram apenas invasivas.

Kaufman fala sobre a existência dos períodos bioelétricos durante a anestesia, sendo primeiramente o aumento de potenciais (fase de excitação) e depois a diminuição dos mesmos (fase de depressão). Neminsky, utilizando-se de um galvanômetro de corda (a denominação *galvanômetro* foi feita em homenagem a Galvani – Figura 3.2), descreve e classifica, pela primeira vez, os ritmos cerebrais captados nos cérebros de cachorros de acordo com a frequência (10 a 15 Hz e 20 a 32 Hz), dando o nome dessas oscilações de *eletrocerebrograma*.

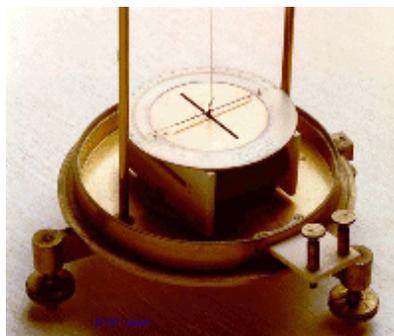


Figura 3.2 – Galvanômetro de corda. [SABBATINI, 1998]

Apesar do pioneirismo dos cientistas citados, o cientista considerado como *o pai da eletroencefalografia humana* foi o psiquiatra alemão Hans Berger.

Tendo iniciado os seus estudos experimentais em animais em 1902, Berger realizou, em 6 de julho de 1924, a primeira verificação de oscilações rítmicas em um cérebro humano de um jovem de 17 anos, utilizando um galvanômetro de corda. Ele identificou dois tipos de ondas cerebrais as quais denominou de *alfa* (cerca de 10 Hz) e *beta* (20 a 30 Hz) [PSYVOLUTION, 2003]. Também desenvolveu métodos de registro e estudou alterações do traçado do EEG produzidas por patologias.

Berger publicou uma série de trabalhos, contendo as primeiras descrições dos ritmos cerebrais humanos e suas modificações em distintas condições fisiológicas e patológicas. Ele chamou os dados registrados de eletroencefalograma.

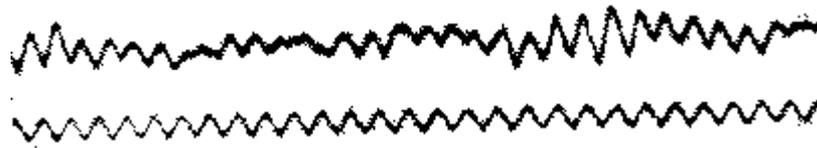


Figura 3.3 – Primeiro EEG registrado por Hans Berger em, aproximadamente 1928. A primeira onda é o registro eletroencefalográfico, a segunda é uma senóide de referência, cuja frequência era conhecida. [SABBATINI, set-nov 1997]

As descobertas de Berger, apesar de terem sido recebidas pela área médica com uma certa descrença (sendo aceitas somente mais tarde), foram revolucionárias, e, de fato, Berger acabou sendo o fundador, não somente da eletroencefalografia, mas de um novo ramo da ciência médica: a *neurofisiologia clínica* [SABBATINI, set-nov 1997].

Após Berger, foram identificadas, em 1937, por Walter, as ondas Delta (0,5 a 4 Hz) e em 1953 as ondas Téta (3 a 7 Hz) [PSYVOLUTION, 2003].

Em 1946, Baldock e Walter desenvolveram uma das primeiras técnicas de processamento do sinal eletroencefalográfico, utilizando filtros passa-baixa associados em cascata, dividindo o sinal em diferentes faixas de frequência, a fim de eliminar ruídos e preservar informações que fizessem sentido. “Os dados de cada faixa eram integrados durante um intervalo de 10s, os resultados eram apresentados em forma de histogramas, impressos em papel” [BUTTON, 2000].

Até 1972 os eletroencefalógrafos utilizavam impressão em papel através de galvanômetros com pena fixada na ponta (apesar de desde 1935 já existirem aparelhos registradores a tinta projetados por Grass). Neste ano, a Bechman Accutrace desenvolveu o galvanômetro de jato de tinta, permitindo a impressão de números e letras, além de grades de referência. O equipamento tinha sensibilidade máxima de 1 mm de deflexão para $0,5 \mu\text{V}$ do sinal de entrada [BUTTON, 2000].

Posteriormente, a digitalização do EEG permitiu que esses sinais pudessem ser armazenados em computadores e processados, utilizando para isto diversas ferramentas matemáticas.

3.2 Instrumentação

O avanço científico que pudemos notar na área médica nas últimas décadas, e principalmente na área de eletroencefalografia, como vimos no breve histórico do item anterior, se deu, em sua maior parte, devido ao avanço da instrumentação.

Como vimos, as atividades neuronais no córtex cerebral ecoam em forma de onda eletroquímica até a superfície do escalpo, onde podem ser captadas.

Os sinais cerebrais são geralmente captados por meio de eletrodos em forma de disco, devidamente posicionados no couro cabeludo (Figura 3.4), o que caracteriza uma captação não-invasiva. Existem outras formas de captação dos sinais cerebrais, ditas invasivas, por meio de agulhas subcutâneas, agulhas intracranianas, ou ainda redes de eletrodos (formando uma espécie de grade matricial) que podem ser posicionadas sobre o próprio córtex (usadas em alguns casos de cirurgia).

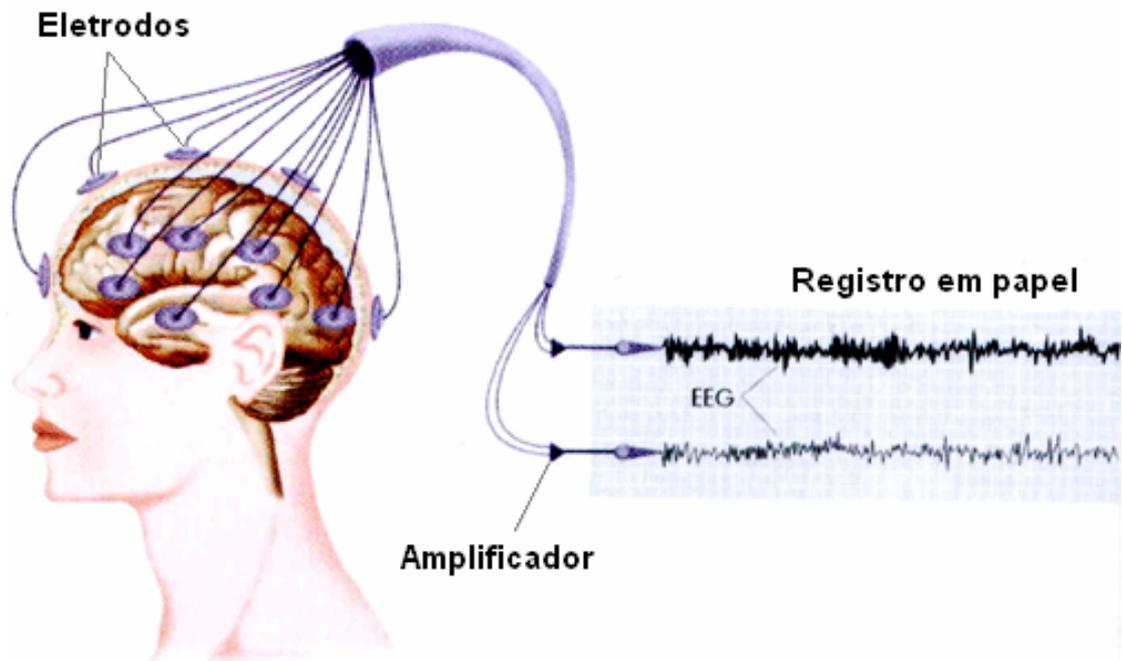


Figura 3.4 – Eletrodos posicionados no escalpo e o registro eletroencefalográfico. Modificada de [LENT, 2004]

É necessário ainda que entre o eletrodo e a pele do indivíduo haja uma substância que possa servir como superfície fixadora (aumentando a aderência), de modo que o eletrodo permaneça onde foi colocado, bem como meio condutor, permitindo que toda a superfície do eletrodo possa captar o sinal, além de se evitar capacitâncias e resistências indesejáveis por conta da movimentação desproposita do eletrodo. Além disso, o indivíduo deverá estar sem brincos ou objetos de metal que possam causar interferência, com os cabelos secos e o couro cabeludo limpo. Cabelos longos devem ser presos de forma a exibir o escalpo. O ambiente de registro deve ser calmo, silencioso, sem luzes intensas, sem movimentos de pessoas e, obviamente, sem interferência eletromagnética. A aparelhagem deve ser mantida muito limpa e freqüentemente calibrada.

Existem diversos tipos de eletrodos. Segundo a classificação de BUTTON [2000], são eles :

- *Eletrodos de disco de prata*: são eletrodos de superfície e a maioria deles possui um orifício no meio para aplicação do gel condutivo. Possuem de 6 a 10 mm de diâmetro (Figura 3.5);

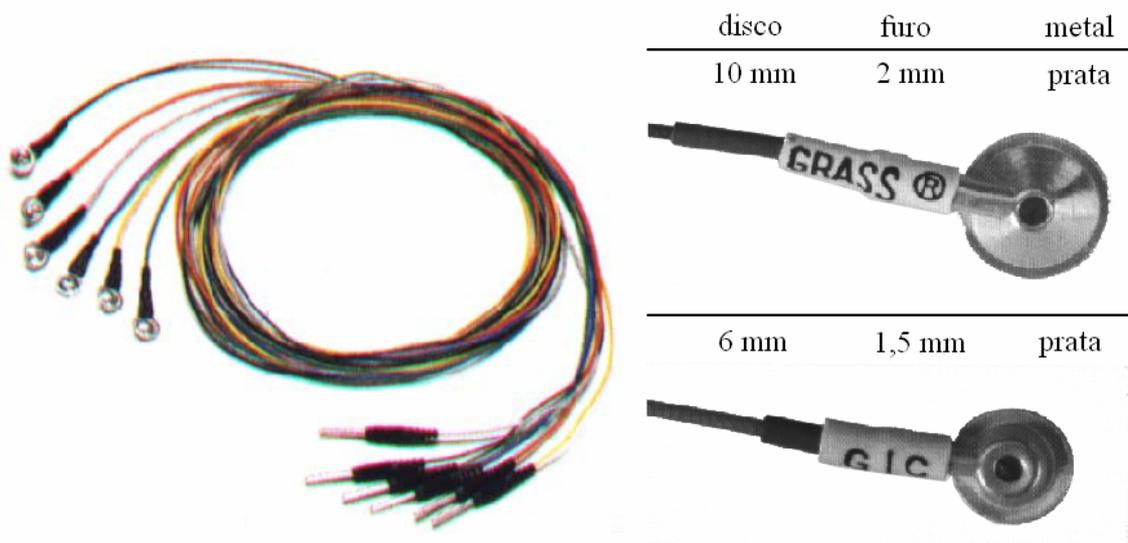


Figura 3.5 – Eletrodos de disco de prata (modelos da Grass®). Modificada de [BUTTON, 2000]

- *Eletrodos de agulha de platina*: devem ser esterilizados e são feitos para aplicação única, ou seja, são descartáveis. O comprimento da agulha de platina é de cerca de 10 mm e pode ser longitudinal ou em ângulo reto. Estes eletrodos são inseridos tangencialmente por debaixo da pele, apresentando o risco de quebra e sangramento (Figura 3.6);



Figura 3.6 – Eletrodos de agulha de platina (modelos da Grass®). Modificada de [BUTTON, 2000]

- *Eletrodos especiais*:
 - *Nasofaríngeo*: trata-se de um bastonete de prata, fino e flexível, de 10 cm para crianças e 15 cm para adultos, com a extremidade captadora de ouro ou prata, de 3 mm. Deve ser inserido na cavidade nasal em direção ao bulbo olfativo (Figura 3.7);

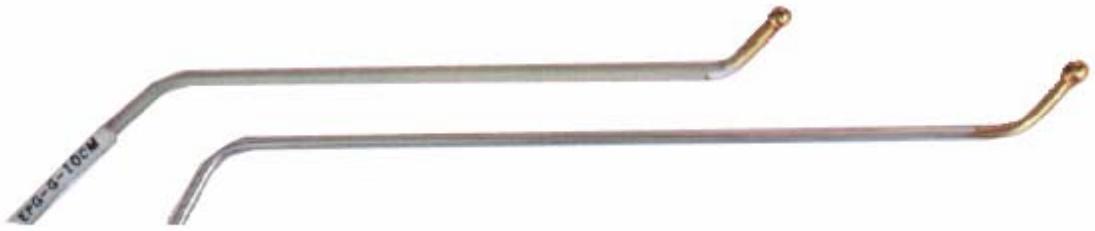


Figura 3.7 – Eletrodos nasofaríngeo. Modificada de [BUTTON, 2000]

- *Grade de eletrodos*: os eletrodos são prefixados num molde, que pode ser uma grade ou uma touca (Figura 3.8). Podem ser do tipo ventosa de borracha, através da qual se faz a fixação sem colódio (como alguns eletrodos mais antigos utilizados em eletrocardiograma), com um bastão de Ag-AgCl (prata-cloreto de prata) no meio, ou possuir pequenos orifícios para aplicação do gel condutor;

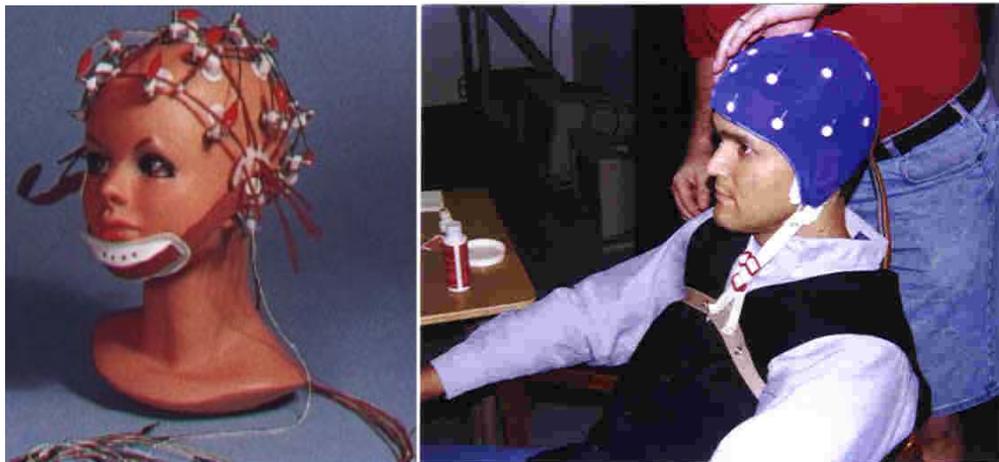


Figura 3.8 – Eletrodos prefixados em grade. [BUTTON, 2000]. E touca com eletrodos posicionados. [<http://web.utk.edu/~lubar/lab.html>]

- *Fios de prata ou aço inoxidável*: são inseridos por uma agulha e são usados em caso de implante de eletrodos por tempo prolongado ou durante monitoração de cirurgia. Os fios eletrodos são envernizados a partir da ponta em forma de gancho. Quando o local de acesso é atingido, a agulha é retirada deixando o eletrodo que fica preso pelo gancho;
- *Clipe de orelha*: é formado por dois eletrodos tipo disco (ouro ou prata), com orifício para inserção do gel condutor, montados num suporte

plástico. São presos no lobo auricular e servem como eletrodo de referência (Figura 3.9);

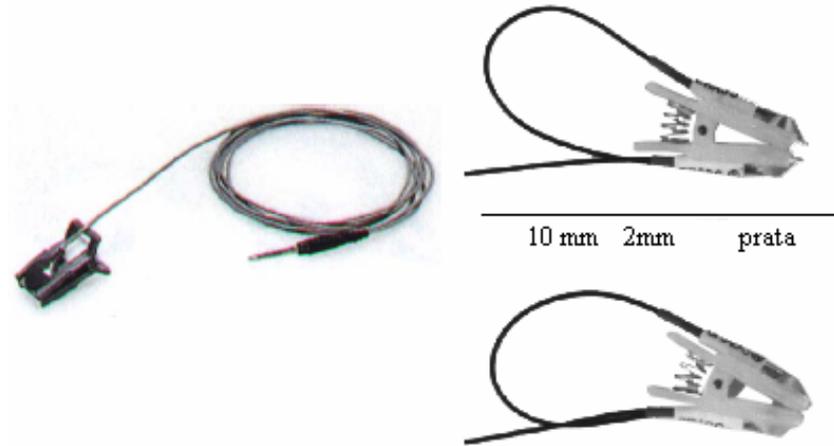


Figura 3.9 – Eletrodos tipo clipe de orelha (“ear clip”). Modificada de [BUTTON, 2000]

- *Eletrodos Corticais*: são fios flexíveis de ouro ou prata usados para registrar potenciais elétricos no córtex exposto (Figura 3.10).

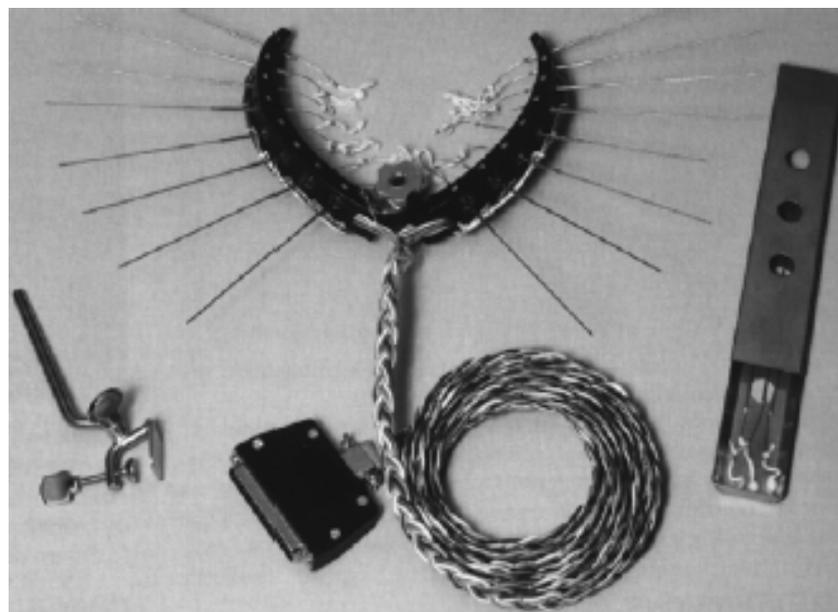


Figura 3.10 – Eletrodos corticais. [BUTTON, 2000]

O sinal detectado pelo eletrodo deve ser devidamente condicionado para processamento posterior. Por se tratar de um sinal de amplitude muito pequena, e por se originar de um tecido vivo, o amplificador EEG precisa possuir alta impedância de entrada e ótima razão de rejeição em modo comum. Os amplificadores mais comuns utilizados nos equipamentos de EEG são amplificadores de instrumentação, com impedância de entrada da ordem de $10^{12} \Omega$ e razão de rejeição em modo comum (CMRR) maior que 500:1 (80 dB). Como a diferença de potencial medida por um par de eletrodos é de, tipicamente, alguns poucos microvolts, existe a necessidade de um alto valor de amplificação, da ordem de 20 000 a 100 000 vezes.

O número de canais que podem ser medidos simultaneamente varia de equipamento para equipamento. Um eletroencefalógrafo pode ter 8, 16, até 128 ou 256 canais.

O sinal amplificado deve ainda ser filtrado, enquadrando-se dentro da faixa de frequência de maior contribuição do sinal eletroencefalográfico registrado no escalpo (0,5 a 30 Hz, tipicamente), separando componentes de frequência indesejados. Em seguida, em equipamentos modernos, o sinal é digitalizado e transmitido a um computador que o processa e/ou armazena. Além disso, é necessário que haja um isolamento galvânico entre o paciente e a rede elétrica. Este isolamento é geralmente realizado antes da filtragem do sinal.

Até alguns anos atrás, o registro da atividade elétrica cerebral do EEG convencional era feito exclusivamente em papel, com a análise sendo executada visualmente. Nos últimos anos vem progressivamente se impondo na clínica o registro digital do EEG. O registro digital permite, dentre outras, a visualização quantitativa do sinal (*EEG quantitativo* – QEEG), que possibilita enfatizar determinados componentes específicos do sinal eletroencefalográfico, transmutando o EEG para um domínio que permita esclarecer informações relevantes (como frequência, por exemplo).

Nota-se, portanto, que para se trabalhar com sinais EEG, seja para o projeto de um eletroencefalógrafo (especificando amplificadores e filtros), seja para a análise do sinal (interpretando seus componentes no domínio do tempo e da frequência), torna-se imperioso conhecer suas características particulares.

3.3 O sinal EEG

O sinal EEG é um *senal estocástico*, ou seja, se caracteriza por uma variação aleatória dos valores de potencial elétrico no tempo. Assim dizemos que o *eletroencefalograma* deve ser tratado como sendo um *processo estocástico*.

As *ondas cerebrais* provêm, essencialmente, como vimos no capítulo anterior, dos potenciais de membrana resultantes de ações sinápticas em células piramidais, que apresentam a disposição dipolar e paralela ideal para que seus potenciais sejam somados e registrados no escalpo. São ainda o resultado do somatório da ação de milhares ou milhões de neurônios disparando sincronamente.

A intensidade do sinal pode variar de 0 a 200 μV e a frequência varia de um pouco acima de zero a 30 Hz (salvo alguns estados patológicos em que esta frequência pode ser mais alta, como no caso de crises de epilepsia).

Quando os neurônios disparam de forma assíncrona, os potenciais podem se anular ao serem somados, por isso a amplitude do sinal EEG não diz respeito ao nível total de atividade cerebral, mas principalmente à quantidade de neurônios disparando sincronamente. Já a frequência da onda cerebral está diretamente relacionada à atividade dos neurônios: quanto maior a atividade, maior será a frequência de onda registrada [GUYTON, 2002].

Os eletrodos captam qualquer alteração na atividade do córtex cerebral, mas como a potência do sinal depende da quantidade e sincronicidade dos disparos neuronais, tais sinais obtidos passam a ser a medida da atividade neural de um volume cerebral relativamente grande de muitos neurônios.

Quanto à origem encefálica da periodicidade do sinal EEG, a teoria mais aceita atualmente é a de que esses biopotenciais surgem dos centros inferiores cerebrais para a periferia do córtex. Acredita-se que os potenciais do tálamo oscilam de forma contínua, e esta oscilação faz com que os potenciais cerebrais oscilem ciclicamente [PSYEVOLUTION, 2003], entrando numa espécie de ressonância. Para LENT [2004], que apóia esta teoria, as ondas EEG são geradas pelas atividades sinápticas provenientes, principalmente, do tálamo, sobre os neurônios piramidais do córtex.

3.3.1 Tipos de onda

O espectro do sinal EEG pode ser subdividido em diferentes tipos de ondas (cujas frequências não são fixas a todos os equipamentos): *alfa* (α), *beta* (β), *delta* (δ), *téta* (θ), *gama* (γ), *lambda* (λ), *mi* (μ), *Ondas Fusiformes de Sono* e *Complexos K* (Tabela 3.1).

Ritmo (onda)	Frequência	A que se relacionam	Região cortical mais comum (em um adulto)
Delta	0,5 a 3,5 Hz	Sono profundo.	Frontal
Téta	4 a 7 Hz	Hipnose; desenvolvimento da memória; meditação; sensações de estar fora do corpo; experiências emocionais; estresse; sonolência; sonhos	Temporal e parietal
Alfa	8 a 13 Hz	Vigília com olhos fechados; relaxamento mental; meditação.	Occipital (às vezes frontal e parietal)
Beta	13 a 30 Hz	Vigília. Estado de alerta.	Frontal (às vezes occipital)
Gama	30 a 60 Hz	Intensa atividade mental; alta concentração; experiências místicas.	Diferentes áreas corticais
Lambda	Acima de 60 Hz	Estados extraordinários (raros) de consciência; o estado mais alto da meditação; consciência plena de si mesmo; introjeção profunda (insight); ocasionalmente quando se assiste TV; estímulos visuais complexos.	Occipital
Mi	7 a 11 Hz	Está numa intersecção entre a faixa téta e a alfa: intenção de mover-se.	Central e temporal (Córtex motor)
Ondas Fusiformes	12 a 14 Hz	Está numa intersecção entre a faixa alfa e a beta: estágio inicial do sono.	Frontal e parietal
Complexos K	0,5 a 3,5 Hz	Ondas delta de amplitude muito alta, com ápice pontiagudo: sono leve.	Frontal

Tabela 3.1 – Ondas cerebrais.

No entanto é mais comum trabalhar com quatro delas, por ordem de frequência: delta, téta, alfa e beta, que ocupam a faixa de frequência entre 0,5 e 30 Hz.

Quando o tálamo transmite ao córtex as informações provenientes dos sistemas sensoriais, ou mesmo as que vêm de outras regiões, o número e a

variedade de potenciais sinápticos gerados são tão grandes que os eletródios posicionados do lado de fora do crânio só conseguem captar a sua soma algébrica que as aproxima de zero. O resultado é um traçado dessincronizado, isto é, composto por ondas de baixa voltagem e alta frequência (ritmos α e β). É o que ocorre quando o indivíduo está acordado. Mas quando o tálamo não deixa passar tão facilmente a informação que recebe, tornam-se menores, menos variados e mais sincronizados os potenciais sinápticos no córtex. Resulta um traçado sincronizado, composto por ondas de alta voltagem e baixa frequência (ritmos θ e δ). [LENT, 2004]

Um registro de EEG conterá todas essas frequências, entretanto terá maior ou menor predominância de um tipo de onda, a depender da região do escalpo que está sendo analisada, bem como o estado do indivíduo, como vigília, sono, coma, ou estados de atenção, relaxamento, ou ainda, estados patológicos como epilepsia, comportamentos psicóticos, demência etc.

Com relação às ondas delta, teta, alfa e beta, podemos dizer que:

- *Ondas delta* (Figura 3.11) são características de sono profundo em adultos normais (em crianças, tanto vigília quanto sono). Quando detectada num adulto em vigília pode ser sinal de uma patologia cerebral grave [BUTTON, 2000]. Podem ter amplitude de até 100 μV e inclui todas as frequências abaixo de 3,5 Hz. É mais comum ser detectada no lobo frontal. É possível que a origem das ondas delta esteja no próprio córtex, sua produção independeria das estruturas encefálicas mais inferiores [GUYTON, 2002]. Isto quer dizer que a atividade delta não diria respeito diretamente à atividade do diencefalo. No sono profundo, por exemplo, o córtex cerebral se “desliga” temporariamente do diencefalo, as ondas alfa e beta desaparecem, dando lugar a ondas lentas como o ritmo delta.

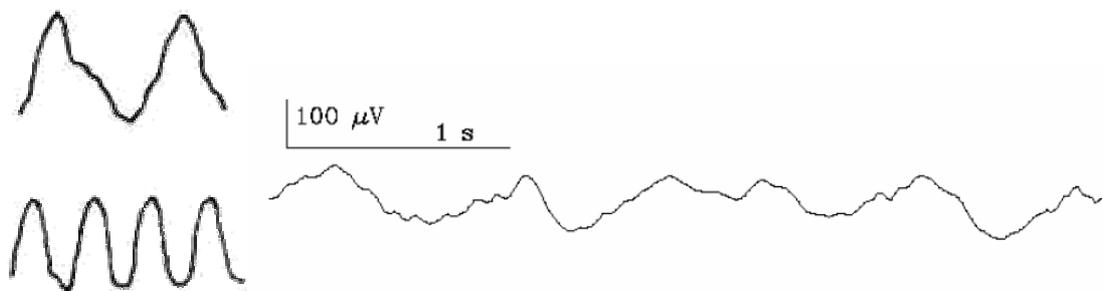


Figura 3.11 – Exemplos de ondas delta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]

- As *ondas téta* (Figura 3.12) ocorrem normalmente em crianças e em alguns adultos são características de estados emocionais alterados, como estresse, mas também podem aparecer em estados de sonolência. Sua amplitude pode chegar a 20 μV em crianças e 10 μV em adultos e a frequência varia de 4 a 7 Hz. Na maioria dos casos, acontecem nos lobos temporal e parietal [GUYTON, 2002; BUTTON, 2000].

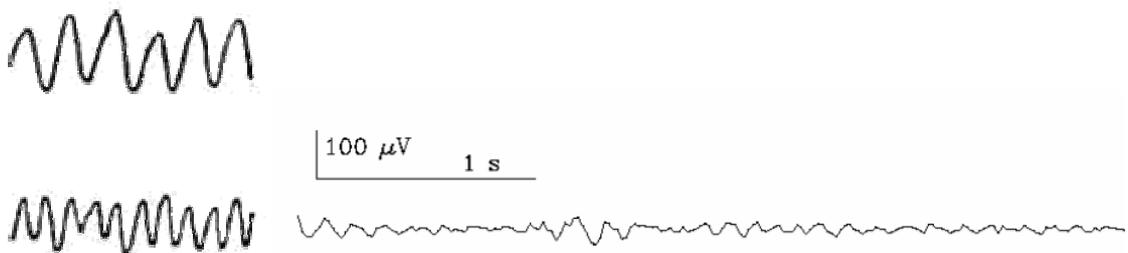


Figura 3.12 – Exemplos de ondas téta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]

- As *ondas alfa* (Figura 3.13) são encontradas nos registros de EEG de quase todas as pessoas adultas normais quando elas estão acordadas e no estado de repouso [GUYTON, 2002]. Essas ondas não são encontradas durante o sono profundo. Elas aparecem quando o indivíduo está com os olhos fechados e em repouso, ou ainda em estados de relaxamento mental. Caso a atenção seja direcionada a alguma atividade cognitiva específica, elas tendem a desaparecer. A amplitude varia com a faixa etária: em bebês podem chegar a no máximo 20 μV ; 75 μV em crianças; e em adultos atingem até 50 μV . A frequência das ondas alfa varia de 8 a 13 Hz e podem ser encontradas, principalmente, no lobo occipital (também podem aparecer nos lobos parietal e frontal) [BUTTON, 2000]. Acredita-se que a origem da periodicidade das ondas alfa está no tálamo, ou no *sistema talomocortical*, uma vez que tais ondas não são registradas no córtex se este estiver desconectado do tálamo [GUYTON, 2002].

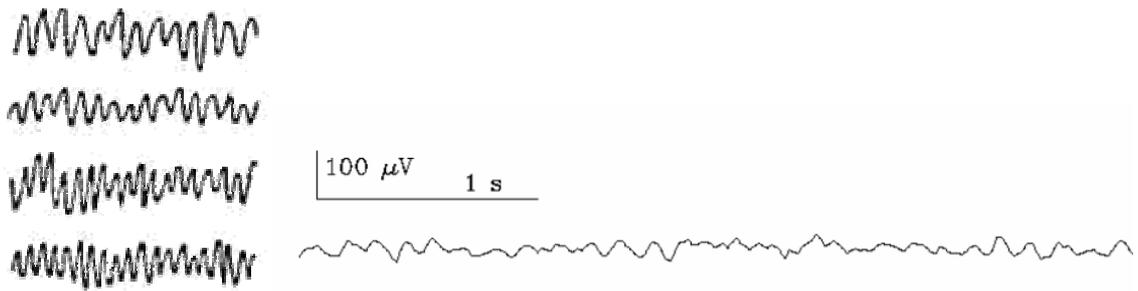


Figura 3.13 – Exemplos de ondas alfa. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]

- Todas as ondas acima de 13 Hz são consideradas *ondas beta* (Figura 3.14), e são características de estados de tensão, de repouso com os olhos abertos, de atividade física ou de atenção voltada a alguma atividade mental específica. Tais ondas não costumam ultrapassar 30 Hz, chegando raramente a frequências maiores. Podem atingir até 10 ou 20 μV e são mais facilmente encontradas na região do lobo frontal [BUTTON, 2000].

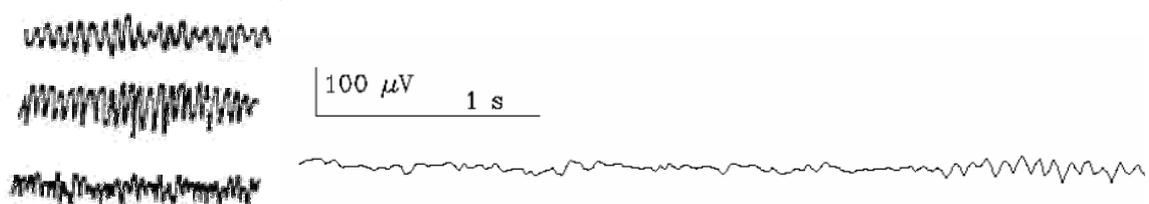


Figura 3.14 – Exemplos de ondas beta. Modificada de [BUTTON, 2000] & [BERNARDI, 1999b]

3.4 Padronização

O padrão utilizado, atualmente, para a colocação de *eletrodos não invasivos* a fim de se obter o registro eletroencefalográfico obedece a um sistema sugerido por Herbert Jasper, publicado em 1958, que foi aceito mundialmente e é conhecido como *Sistema Internacional 10/20* [JASPER, 1958] (Figura 3.15).

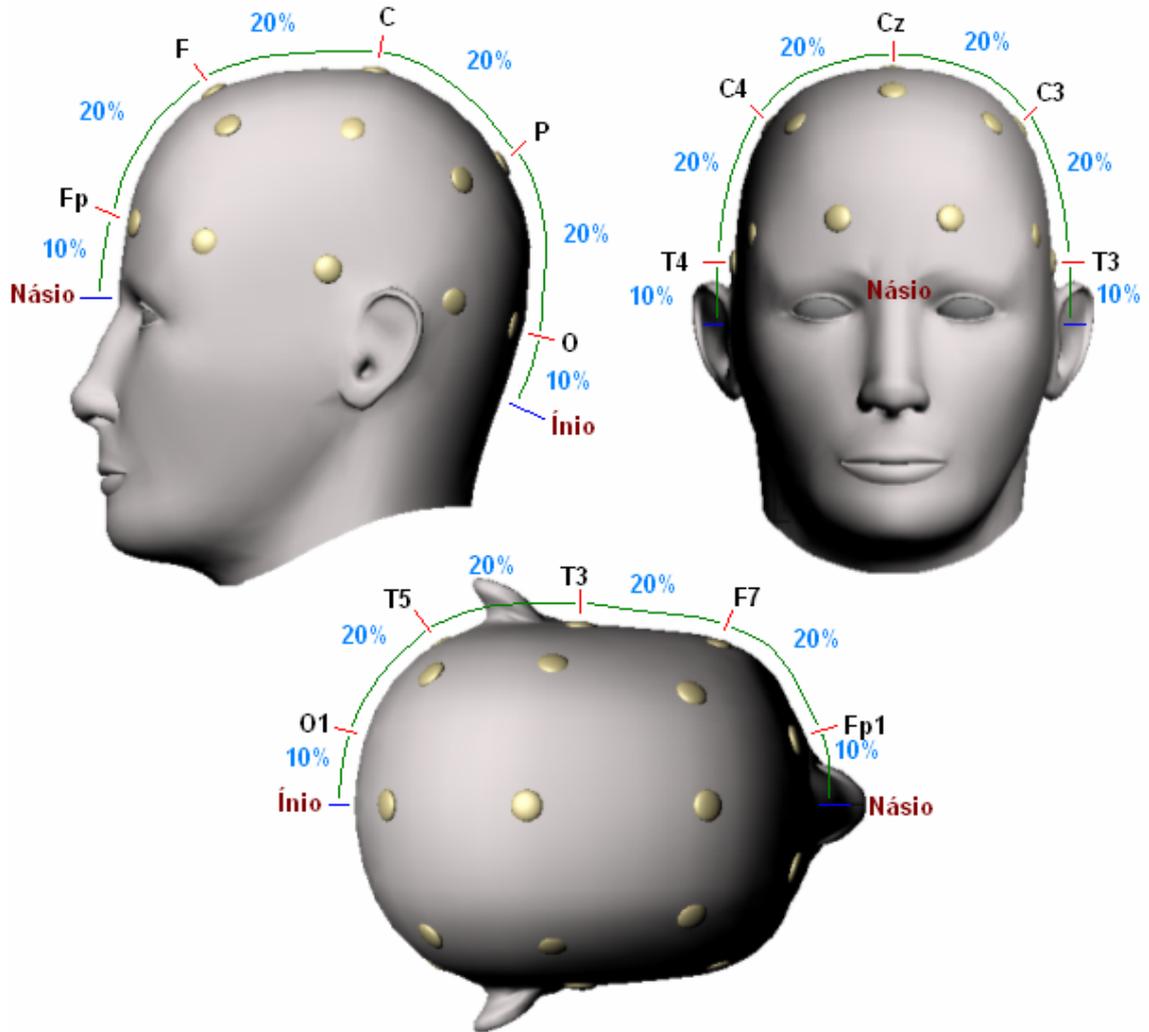


Figura 3.15 – Sistema Internacional 10/20. O ponto C está situado a 50% da distância náseo-ínio. Fp, F, P e O estão situados a 20% da distância náseo-ínio uns dos outros. A localização dos pontos T₄, C₄, C_Z, C₃ e T₃ segue a mesma lógica dos anteriores, sendo a distância de referência medida entre os pontos pré-auriculares esquerdo e direito.

Os valores 10 e 20 fazem menção ao posicionamento dos eletrodos de acordo com as porcentagens de separação entre cada eletrodo em relação a quatro pontos de referência no crânio. Os eletrodos se distanciam uns dos outros por 20% da distância entre a raiz do nariz (*násio* ou *nasion*) e a protuberância occipital na base anterior do crânio (*ínio* ou *inion*), quando percorridos longitudinalmente, e 20% da distância entre os pontos pré-auriculares localizados na raiz da hélix externa da orelha, quando percorridos transversalmente. A distância dos eletrodos mais externos longitudinalmente e transversalmente a seus respectivos pontos de referência é de 10% da distância entre os próprios pontos de referência.

Cinco pontos são marcados ao longo da linha longitudinal, designados como *frontal polar* (Fp), *frontal* (F), *central* (C), *parietal* (P) e *occipital* (O). Nas extremidades da linha transversal, encontra-se o *temporal* (T). Utiliza-se números ímpares para se identificar o lado esquerdo e números pares para a identificação do lado direito do crânio. Quando se quer fazer referência à linha central longitudinal, utiliza-se a letra z. Existem, no mercado, toucas de diversos tamanhos com os eletrodos já devidamente posicionados, no entanto a colocação dos eletrodos um a um é a mais usual. A Figura 3.16 evidencia melhor a nomenclatura e posicionamento dos eletrodos.

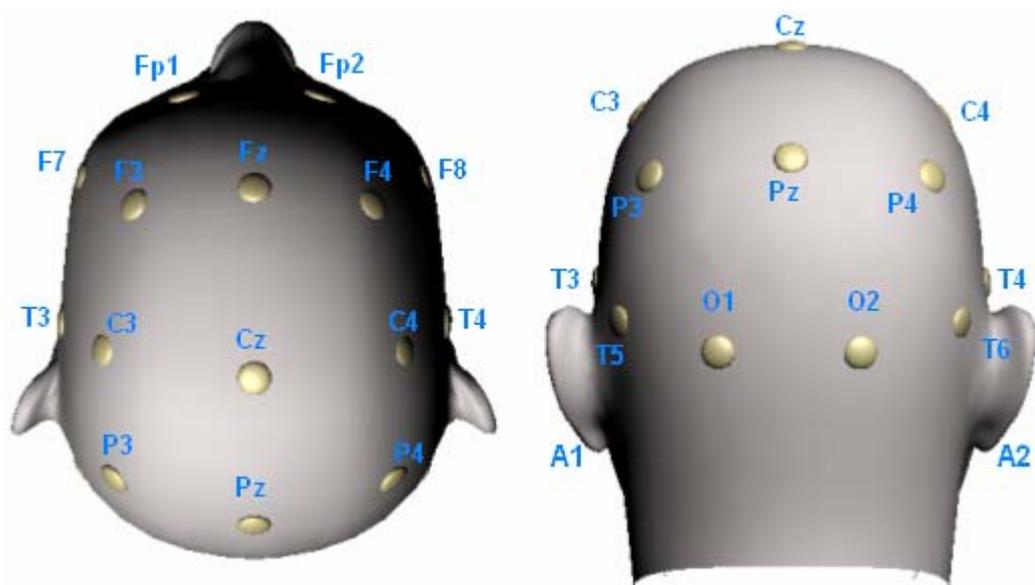


Figura 3.16 – Sistema Internacional 10/20 e a nomenclatura dos 19 eletrodos no escalpo e dois localizados em cada lobo auricular: A1 e A2.

Será com base no Sistema 10/20 que faremos o mapeamento cerebral neste trabalho.

Existem algumas derivações (ou *montagens*) que são utilizadas rotineiramente, e que variam de acordo com a referência tomada. No entanto, dois são os tipos clássicos: “couro cabeludo a orelha” e “couro cabeludo a couro cabeludo”. Na primeira, o lóbulo da orelha é a referência, o terra do circuito, e os sinais nos outros pontos são captados com relação à referência. Chamamos esta derivação de *montagem unipolar*. Nesse tipo de montagem é possível fazer comparações do EEG entre vários pontos, reconhecendo atividades cerebrais relacionadas com estímulos específicos. Na segunda derivação, o lóbulo da orelha ainda é a referência, no entanto o sinal resultante será a diferença entre

o sinal de um eletrodo e o sinal de outro eletrodo no escalpo, o que resulta num sinal diferencial. Esta derivação recebe a denominação de *montagem bipolar*.

Existem ainda outros tipos de montagens, com referências computadorizadas viabilizadas pelo EEG Digital, como a promediada e a laplaciana [LUCCAS, 1999]. Na primeira, o sinal de cada eletrodo é medido tendo como referência a média de todos os outros eletrodos, de forma a torná-la relativamente neutra. Na segunda, o sinal é medido com referência à média dos 3 ou 4 eletrodos mais próximos e serve para a compreensão de fenômenos focais.

Muitas vezes, o sistema 10/20 se torna insuficiente, principalmente em exames que visam a localização exata de *grafelementos epileptiformes* (que indicam a existência de epilepsia) [GARZON, 2003]. Em casos como este, costuma-se utilizar o *sistema 10/10*, representado na Figura 3.17.

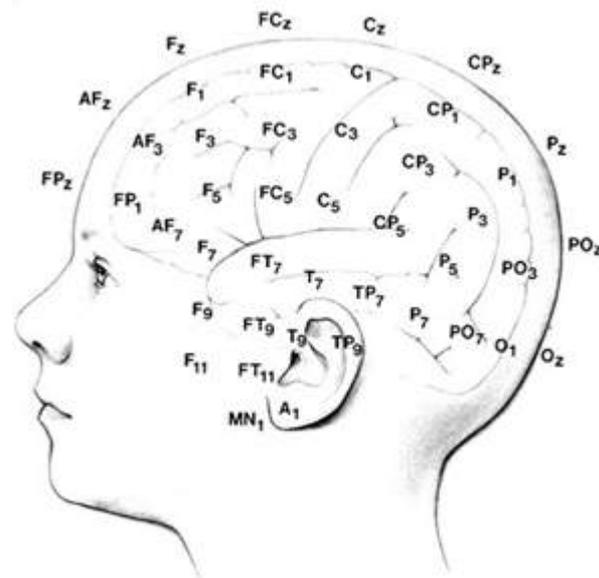


Figura 3.17 – Sistema 10/10. [GARZON, 2003]

Curioso é que o sistema 10/20, apesar de ser mais antigo que o sistema 10/10, não apresentam os eletrodos F1 ou F5, por exemplo, que existem no segundo sistema. Acontece que F1 e F2 eram as nomenclaturas utilizadas para Fp1 e Fp2 quando surgiram os primeiros computadores (não havia espaço para muitos caracteres), mas não conhecemos a justificativa para as demais numerações. Trata-se de uma denominação arbitrária, instituída, no entanto, como norma, no sentido de se padronizar tanto o

posicionamento dos eletrodos no escalpo quanto suas nomenclaturas e facilitar a prática da eletroencefalografia.

3.5 Mapeamento cerebral

O mapeamento cerebral pode ser *anatômico* ou *funcional*. No primeiro caso, ele pode ser feito, principalmente, por *Tomografia Computadorizada* ou por *Ressonância Magnética*. No caso do mapeamento funcional, utiliza-se *Tomografia por Emissão de Pósitrons* (PET – *Positron Emission Tomography*), *Ressonância Magnética Funcional*, *Magnetoencefalografia* (MEG) ou *EEG Quantitativo e Topográfico*.

A *Tomografia Computadorizada* é uma técnica de raios-X em que o aparelho foto-emissor de alta resolução é capaz de girar 360° em torno da parte do corpo a ser examinada. No caso que estamos discutindo, o crânio. O sinal gerado pelos detectores de raios-X é enviado a um computador que processa essas informações e reconstrói uma imagem tri-dimensional do interior do crânio do indivíduo, com suas peculiaridades anatômicas. O resultado é uma imagem em tons de cinza, de resolução maior que o raios-X convencional, em que a variação da cor permite identificar a densidade do tecido examinado, sua constituição óssea, tumoral, líquida etc. Este método serve, portanto, para a perfeita localização, caracterização e delimitação de tumores e outras anomalias anatômicas.

A *Ressonância Magnética* é um método em que o corpo humano (ou parte dele) sofre o bombardeamento de ondas magnéticas com frequência específica, de forma que a energia magnética possa ser absorvida por átomos de hidrogênio, uma vez que estes são os mais abundantes no nosso corpo. Os átomos de hidrogênio, por se comportarem como dipolos magnéticos, ficam alinhados na direção das linhas de força desse forte campo magnético. Uma vez que cessa o campo magnético, os átomos de hidrogênio voltam às suas posições originais, devolvendo a energia absorvida em forma de ondas eletromagnéticas. Estas ondas têm naturezas diferentes a depender do tecido de onde elas se originam. O equipamento, assim, captura essas ondas eletromagnéticas emitidas e envia os sinais a um computador que irá processá-los a fim de gerar uma imagem tri-dimensional. Segundo BALLONE [2000], este tem sido um dos exames mais eficientes

no domínio da ortopedia, neurociência e neurocirurgia, uma vez que pode ser utilizado no estudo do crânio, coluna e do sistema músculo-esquelético.

Tanto a Tomografia Computadorizada quanto a Ressonância Magnética mostram apenas as estruturas anatômicas do cérebro. Entretanto, diferentemente do coração, do pulmão e dos órgãos gastrintestinais, o cérebro não se move enquanto funciona, o que faz com que esses exames tenham pouco valor no sentido da avaliação funcional. Não é o caso dos tomógrafos de PET e do mapeamento por EEG.

Na *Tomografia por Emissão de Pósitrons*, injeta-se no paciente uma substância radioativa (flúor radioativo), chamada *traçadora*, artificialmente ligada a moléculas de glicose, que será absorvida pelos tecidos celulares, inclusive pelo cérebro. Quanto maior a atividade de uma célula, maior seu metabolismo, conseqüentemente, maior a quantidade de substância traçadora absorvida. O átomo de flúor radioativo emite um pósitron (antipartícula do elétron, que tem mesma massa, mas carga positiva), e a colisão de um pósitron com um elétron gera dois fótons que viajam em direções opostas na faixa de frequência dos raios gama, que são captados pelo aparelho. A representação do metabolismo é dada em tons de cinza, sendo o preto correspondente à atividade nula e o branco ao nível mais alto de atividade metabólica. No entanto, para o mapeamento cerebral, a escala de cinza é convertida por software em uma escala contendo as cores do arco-íris, em que o violeta e o preto são níveis baixos e o vermelho representa a maior atividade. A depender do tipo de substância traçadora, pode-se estudar o funcionamento de receptores específicos. Em suma, este tipo de mapeamento estuda o funcionamento das diferentes regiões cerebrais de acordo com o maior ou menor metabolismo. São exames que mostram não apenas a anatomia cerebral, mas também, e principalmente, como as diferentes regiões do cérebro funcionam ao desenvolvermos as mais diversas atividades mentais. Além disso, tem a vantagem de possibilitar a obtenção de imagens em tempo real, ou seja, pode-se fazer o exame e ver as alterações que acontecem durante a atividade mental. Entretanto os aparelhos são muito caros (em torno de alguns milhões de dólares cada um) e têm alto custo de operação [BALLONE, 2000].

Há ainda uma outra técnica de mapeamento funcional, em que o que se observa não é a atividade metabólica das células cerebrais, mas a atividade elétrica de diversas

regiões do córtex, registrada como padrões de onda. Esta técnica é o *EEG Quantitativo e Topográfico*. Porém, antes de falarmos propriamente desta modalidade de mapeamento cerebral, precisamos discutir um pouco sobre o *EEG Digital (DEEG)* e, em seguida, discutiremos melhor sobre o EEG Quantitativo (QEEG).

3.5.1 EEG digital (DEEG)

O registro de EEG amostrado e adquirido, “sem registro em papel, baseado em instrumento computadorizado, com armazenamento em formato digital através de meios eletrônicos e apresentação em monitor de vídeo ou outro tipo de periférico” [LUCCAS, 1999] constitui o que denominamos de EEG digital (DEEG).

O DEEG é flexível no que se refere à mudança de montagens, filtros, ganhos e base de tempo, mas a análise do EEG ainda continua sendo feita da forma visual clássica (Figura 3.16). Não há ainda nenhum tipo de análise quantitativa (que somente passa a existir com o QEEG). “O DEEG representa um excelente avanço técnico e pode ser considerado uma recomendação estabelecida para uso clínico” [LUCCAS, 1999].



Figura 3.18 – Sinais EEG sendo coletados de um paciente e armazenados em computador. Modificada de [www.nexstim.com/images/prod_eeg_01.jpg]

Uma grande vantagem do armazenamento digital dos registros de EEG é que, mesmo depois de feito o exame, pode-se realizar uma melhor análise através de

modificações de filtragem, ajustes de ganho, ajuste de escala temporal, escolha de trechos mais relevantes etc.

3.5.2 EEG quantitativo e topográfico (EEGQT)

O EEG quantitativo (EEGQ ou QEEG – *quantitative electroencephalography*) é o EEG digital analisado matematicamente no domínio do tempo ou da frequência e “representa o processamento matemático do DEEG, de forma a ressaltar determinados componentes específicos da onda; transformar o EEG em um formato ou em um domínio que permita esclarecer informações relevantes”. Além de poder ser comparado com um banco de dados de referência, ou seja, “associar resultados numéricos com os dados do EEG para subsequente revisão ou comparação” [LUCCAS, 1999], como auxílio à interpretação clínica.

O QEEG (ou EEGQ) se baseia em técnicas de processamento digital de sinais, como análises estatísticas (média, valor de pico, desvio padrão, variância, histogramas etc.), transformação para o domínio da frequência (Figura 3.19), predição e outras.

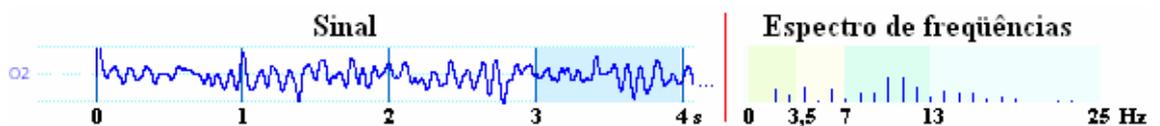


Figura 3.19 – Exemplo de sinal EEG e espectro de frequências.

No caso do EEGQ topográfico (EEGQT), o que temos é uma imagem do escalpo mostrando a atividade de diversas regiões baseada na análise quantitativa do sinal EEG, proporcionando uma avaliação mais precisa da atividade cerebral, dando uma visão gráfica mais acurada das atividades elétricas, bem como suas localizações e alterações (Figura 3.20). Assim como o PET, ele proporciona imagens dinâmicas e em tempo real das atividades cerebrais, facilitando o estudo das funções cerebrais e do cérebro em ação.

A denominação “topográfico” se dá tão somente pela similaridade dos mapas cerebrais com os mapas geológicos topográficos. Não se trata aí, no caso do EEG, de uma topografia do cérebro, visto que o que se faz é um mapeamento funcional e não anatômico.

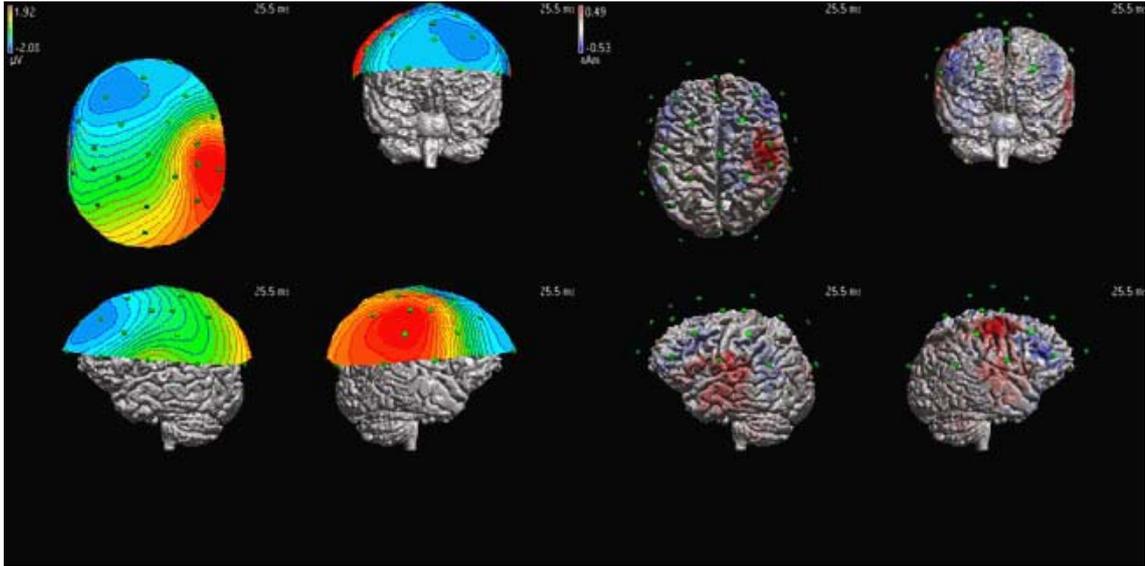


Figura 3.20 – Exemplo de EEG Quantitativo e Topográfico unido à Tomografia computadorizada. [www.ant-software.nl/asa/case011.htm]

O EEGQT é um exame funcional e não de imagem morfológica ou estrutural, como a tomografia computadorizada ou a ressonância nuclear magnética, sendo sua aplicabilidade distinta destes. A análise quantitativa e topográfica é feita tomando-se como base o traçado do EEG; portanto se não soubermos interpretar adequadamente um exame de EEG, nunca faremos um bom mapeamento. Por outro lado, a quantificação do EEG é apenas uma evolução tecnológica que aprimora a análise do EEG, não a substitui [ANGHINAH, 1998].

Uma das grandes contribuições do EEGQT (normalmente chamado apenas de EEG quantitativo) é a possibilidade de se deduzir em que parte do cérebro uma determinada anormalidade está situada, como por exemplo localizar com exatidão os focos epilépticos ou tumores cerebrais, algo extremamente complicado de se fazer com o EEG convencional, principalmente quando se trabalha com muitos canais ou a natureza da anormalidade é complexa. Com o mapeamento a localização precisa do foco ou tumor torna-se mais factível.

Daí resulta que as principais indicações do EEG quantitativo são associadas à determinação da localização precisa de tumores cerebrais e de doenças focais no cérebro, incluindo entre elas a epilepsia, como já citado, as alterações vasculares, derrames e isquemia. Além disso, tem sido usado também para estabelecer diferenças entre diagnósticos, tais como a hiperatividade, distúrbios da atenção e déficit de

aprendizagem em crianças, demências, atrofia cerebral, esquizofrenia, alguns casos de depressão e traumatismos crânio-encefálicos. O EEGQ também é útil no monitoramento da evolução de doenças degenerativas, da abstinência de drogas, infecções do cérebro, cefaléias (dor de cabeça), estados de coma, estados de narcolepsia (aparecimento repentino de sono), acompanhamento pós-operatório de pacientes que foram submetidos à cirurgia cerebral e estudos sobre a possível origem cerebral de perdas de consciência (desmaios) [BALLONE, 2000].

Entretanto, apesar de suas vantagens e de seu potencial de crescimento futuro, os relatos científicos têm dado maior ênfase à pesquisa que à utilização clínica do EEGQ [LUCCAS, 1999]. Decorre daí duas mais frequentes utilizações do EEGQ: *demonstração didática* a não-especialistas e aprendizes, através do código de cores em forma de mapa topográfico das alterações elétricas ocorridas no escalpo; e *pesquisa* na busca de diferentes e mais eficientes ferramentas matemáticas, a fim de melhor compreender as características biofísicas e estatísticas do sinal.

3.5.3 Análises matemáticas

Vários tipos de procedimentos matemáticos são realizados atualmente. Listamos abaixo alguns deles, segundo a classificação de LUCCAS [1999]:

- *Detecção Automática de Eventos*: tipicamente utilizada em registros de longa duração para detectar espículas ou crises epiléticas;
- *Monitoramento e tendências no EEG*: caracteriza-se pela visualização de gráficos simplificados mostrando a tendência dos parâmetros e alterações. É comumente utilizado em UTIs e centros cirúrgicos;
- *Análise dos Geradores*: é feita uma comparação do sinal lido e sua localização com modelos pré-determinados. Utilizada quando se deseja saber a intensidade, localização, orientação e quantidade de geradores de espículas;
- *Análise Estatística*: cálculo da média dos valores no tempo, valor RMS (*root mean square* – raiz quadrática média: o valor eficaz) da onda, desvio padrão, variância, histogramas, comparação de variáveis entre diferentes grupos ou entre um paciente e um grupo de controle. A análise estatística é fundamental, por

exemplo, para uma detecção automática de eventos, para a comparação com dados normativos ou para uma análise diagnóstica discriminativa.

- *Análise de Freqüências*: uma das mais comuns dentre as análises matemáticas em EEG. O sinal original é convertido em uma representação de seu conteúdo no domínio da freqüência, sendo a magnitude a quantidade de energia que o sinal possui em cada freqüência. É utilizado para separar as diferentes faixas de freqüência do sinal EEG (delta, téta, alfa, beta etc.). Os mapas topográficos costumam utilizar este tipo de dado como parâmetro de representação. Existem várias técnicas para a composição do espectro de freqüência do sinal, porém destacamos: *FFT (Fast Fourier Transform – Transformada Rápida de Fourier)*, *Gabor* e *Wavelet*.

A análise do sinal utilizando-se a Transformada de Fourier (TF) é mais adequada para análise de sinais estocásticos estacionários. Neste tipo de análise a informação de tempo é perdida e apenas a informação de freqüência está presente. Gabor adaptou a Transformada de Fourier para analisar apenas uma pequena seção do sinal no tempo, uma técnica chamada de windowing (janelamento) do sinal. A adaptação de Gabor (...) possui um compromisso entre tempo e freqüência do sinal. Contudo, esta informação tem precisão limitada pelo tamanho da janela. Uma vez escolhido o tamanho da janela, este será o mesmo para todas as freqüências. Uma janela muito estreita resulta em uma boa resolução temporal. Por outro lado, esta janela resulta em um número reduzido de amostras usadas no cálculo da Transformada de Fourier, na qual fornece também um número reduzido de freqüências discretas que podem ser representadas no domínio freqüência. Uma vez determinada a resolução temporal e a resolução em freqüência, esta fica fixa por todo o plano tempo-freqüência. Desta forma, o sinal poderá ser analisado com uma boa resolução em tempo ou boa resolução em freqüência, mas não em ambas. Porém, muitos sinais exigem uma aproximação mais flexível, onde o tamanho da janela seja variável, determinando mais precisamente informações sobre tempo ou freqüência de um determinado sinal. A Transformada Wavelet surgiu há poucos anos como uma alternativa a esta Transformada para análise tempo-freqüência. (...) A Transformada Wavelet Packet tem sido utilizada nos últimos anos em processamento de sinais permitindo melhorar a classificação de sinais. Esta técnica é utilizada como uma ferramenta para extrair características relevantes de sinais de uma ou duas dimensões, melhorando a performance dos classificadores ao extrair características relativas através da decomposição dos sinais em diferentes bandas de freqüências. [PARRAGA, 2002]

Apesar de a transformada Wavelet se apresentar como uma solução bastante interessante para um sinal de natureza estocástica e não estacionária, como o EEG, comumente se utiliza FFT, por ser de implementação mais simples e a técnica de Wavelet ser relativamente recente [PARRAGA, 2002]. Utilizaremos a FFT nesta pesquisa, visto que o desenvolvimento (ou aprofundamento) de técnicas de análise do sinal EEG utilizando Wavelet, ou qualquer outra ferramenta, estaria fora do escopo do presente trabalho.

A ferramenta desenvolvida pelo matemático e físico francês Jean Baptiste Joseph Fourier (1768-1830), em 1822, conhecida mundialmente como a *Transformada de Fourier*, é definida matematicamente como:

$$TF[f(x)] \equiv F(\omega_x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-2i\pi\omega_x x} dx \quad (3.1)$$

onde ω_x indica a frequência angular (muitas vezes identificada apenas como f); TF indica a operação realizada pela Transformada de Fourier.

A função inversa da Transformada de Fourier é definida como:

$$TF^{-1}[F(\omega_x)] \equiv f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega_x)e^{2i\pi\omega_x x} d\omega_x \quad (3.2)$$

O EEG Digital, no entanto, é um sinal discreto no tempo, ou seja, amostrado a um intervalo fixo de tempo definido pelo critério de Nyquist, que estabelece que a frequência de aquisição do sinal deve ser no mínimo duas vezes o valor da maior frequência do espectro (lembrando que a frequência de aquisição é o inverso do intervalo de amostragem). Neste caso, devemos utilizar a *Transformada Discreta de Fourier (DFT – Discrete Fourier Transform)*:

$$X_p(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_p(n)e^{-i(2\pi/N)kn} \quad (3.3)$$

onde X_p é um vetor de valores que representa a transformada do sinal discreto x_p (também um vetor); N é o número de amostras de x_p ; n é a posição de um elemento em x_p e k é a posição de um elemento em X_p .

Acontece, porém, que o cálculo computacional da DFT pode se tornar bastante lento quando se tem muitas amostras. Por isso foi desenvolvida a *Transformada Rápida de Fourier (FFT)*, mencionada anteriormente, que faz o mesmo cálculo da DFT para um número menor de amostras, dividindo o vetor x_p ao meio sucessivas vezes, calculando a DFT de cada semivetor e combinando os resultados. O cálculo, porém, deve ser feito com uma quantidade de amostra que seja uma potência de 2. Resulta que se fizermos um janelamento que compreenda 35 amostras, a FFT exige a utilização de 64 valores, sendo que os valores do 36º ao 64º costumam ser completados com zero. Isso além de ocupar desnecessariamente memória do computador, ocasiona limitações de resolução, uma vez que estes valores (os zeros adicionais) não fazem parte realmente do sinal. Então devemos ajustar a janela para o número correto do sinal real. Como solução alternativa para tal problema, podemos utilizar a Transformada Discreta de Fourier via Chirp-Z [SOARES, 2002], que realiza o cálculo tão rápido quanto a FFT, entretanto com um número de amostras arbitrário.

Outra ferramenta matemática importante, e esta mais diretamente relacionada a este trabalho, é exatamente a apresentação topográfica do EEG.

Normalmente, a grandeza estudada é mapeada em uma figura estilizada da cabeça ou do cérebro, sendo na maioria dos casos em duas dimensões (uma figura plana – Figura 3.21), mostrando a cabeça em forma de círculo ou elipse, mas também pode ser mapeada em uma representação anatomicamente acurada do cérebro, como é o caso de uma reconstrução volumétrica tridimensional a partir da ressonância magnética [LUCCAS, 1999], ou uma imagem tridimensional de uma cabeça humana, que é especificamente o foco deste trabalho.

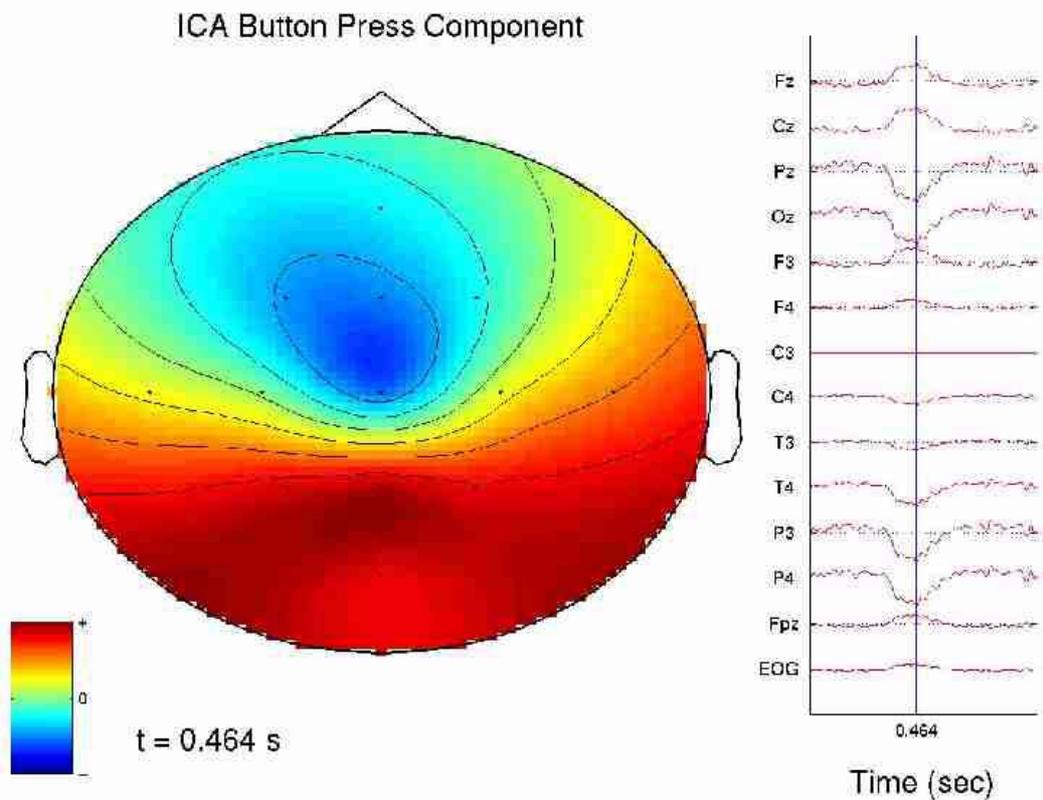


Figura 3.21 – Exemplo de EEG Topográfico em duas dimensões: um modelo de cabeça elipsóide. [MAKEIG, 2001]

A eletroencefalografia quantitativa e topográfica é apresentada em forma de um espectro de cores, que pode representar a amplitude (no caso do domínio do tempo) ou a energia (no caso do domínio da frequência) de determinada grandeza. Os valores de amplitude ou de energia são determinados nos locais onde deveriam estar posicionados os eletrodos de captação (ou entre eletrodos, dependendo do tipo de montagem), sendo que nos locais onde não há medição (não há valor amostrado), seus valores são o resultado de uma *interpolação*.

Esta interpolação é feita com relação às coordenadas cartesianas dos pontos que contêm os valores, como veremos a seguir.

3.5.4 Métodos de interpolação

A interpolação é um procedimento matemático de ajuste de uma função a pontos não amostrados, baseando-se em valores obtidos em pontos amostrados [LANDIM, 2000].

Por exemplo, se temos apenas três eletrodos no escalpo (A, B e C), então sabemos qual o valor do sinal naqueles pontos, mas não sabemos os valores nos pontos próximos.

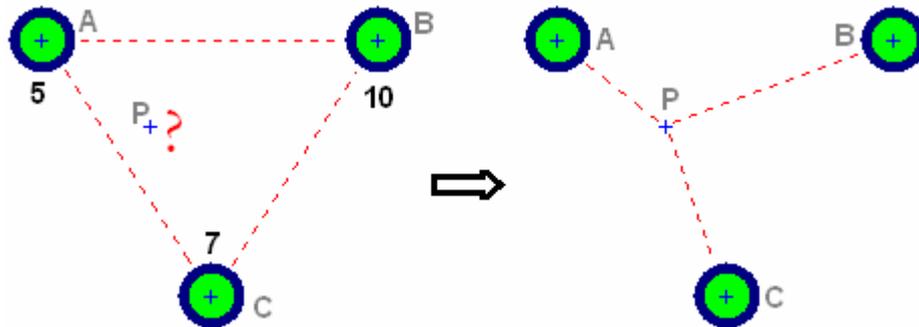


Figura 3.22 – Exemplo da estimativa de um valor com relação a outros três.

Na Figura 3.22, o valor no ponto P será calculado com base nos valores dos pontos A , B e C . Cada um desses pontos exerce sua influência em P na razão inversa da distância de P ao ponto em questão. Isto quer dizer que, quanto mais perto P estiver de A , mas próximo do valor de A será o valor de P .

No entanto, podemos imaginar não apenas três pontos definidos, mas vários. Além disso, há várias formas de se estimar o valor em P por interpolação.

A interpolação pode ser: 1) uma função global, que considera todos os pontos da área em questão e permite interpolar o valor da função em qualquer ponto dentro dessa área, sendo que a alteração de um valor modificará todo o mapa (poderá ser um *polinômio*, ou *equações multiquádricas*); ou 2) uma função local, definida para áreas menores aplicadas em sucessão, sendo que a alteração de um valor afetará apenas alguns pontos (por *triangulação*, pelo *inverso ponderado das distâncias* ou por base radial – *kriging*, *multiquádrica-biharmônica*, *splines*).

Para a estimativa em modelagem de superfície, existe uma gama muito diversa de métodos, dos quais listamos apenas alguns:

Vizinho mais Próximo (nearest neighbor): para cada ponto a ser interpolado, é atribuído o valor da amostra mais próxima ao ponto. “Este interpolador deve ser usado quando se deseja manter os valores de cotas das amostras na grade sem gerar valores intermediários” [SPRING, 2002].

Média Simples: o valor de cada ponto do mapa é o resultado da média dos valores das oito amostras mais próximas [SPRING, 2002].

Média Ponderada: o valor de cada ponto do mapa é o resultado da média ponderada dos valores das oito amostras mais próximas [SPRING, 2002].

Triangulação: forma-se triângulos conectando os pontos amostrados e os valores são interpolados dentro de cada triângulo com relação aos vértices [LANDIM, 2000].

Reticulação (gridding): estabelece-se uma grade regular (que pode ser de retângulos ou triângulos) sobre a área e calcula-se os valores nos nós da grade com base nos valores dos pontos amostrados [LANDIM, 2000]. Resulta que os outros pontos do mapa passam a ser interpolados a partir dos nós da grade e não a partir das amostras.

Inverso Ponderado da Distância: a influência de um ponto amostrado em um ponto a ser interpolado varia com a distância. Assim, um ponto tem seu valor estimado com relação à influência de várias amostras ao seu redor:

$$V_P = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{1}{d_{P-i}^n} V_i}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{d_{P-i}^n}} \quad (3.4)$$

onde, V_P é o valor do ponto P a ser estimado; N é o número de amostras (ou nós) que influenciam na interpolação de P ; i é uma amostra; V_i é o valor da amostra i ; d_{P-i} é a distância entre P e a amostra i e n , o expoente de ponderação.

Tanto a quantidade de amostras (N) que irão influenciar na interpolação do ponto, quanto o expoente de ponderação (n) são determinados empiricamente. Quando o ponto coincide com uma amostra (ou com um nó da grade), seu valor se equivale ao da amostra (ou do nó). Os resultados são variáveis e o valor do expoente tem os seguintes efeitos sobre os resultados interpolados, segundo LANDIM [2000]:

- $0 < n < 2$: destacam anomalias locais;
- $3 \leq n \leq 5$: suavizam anomalias locais;
- $n \geq 10$: resultam em estimativas poligonais (planas);
- $n = \text{zero}$: resulta em estimativas de média móvel;

- $n = 2$: inverso do quadrado da distância (IQD), também destaca anomalias locais.

Existem ainda outros métodos de interpolação, como: *Mínima Curvatura* (método segundo o qual equações diferenciais ajustam uma superfície); *Superfície de Tendência* (uma superfície contínua é ajustada, por critérios de regressão por mínimos quadrados, como uma função linear das coordenadas xy dos pontos amostrados e distribuídos de forma irregular); *Krigagem* (*kriging* – método geoestatístico que leva em consideração as características espaciais de autocorrelação de variáveis regionalizadas) [LANDIM, 2000].

Outros estudos sobre métodos de interpolação podem ser encontrados em SÁRKÖZY [1998] e WATERS [1997].

3.5.5 Visualização 2D e 3D

Os métodos de interpolação descritos são freqüentemente utilizados para a construção de mapas geográficos, sejam representações climáticas, sejam representações demográficas ou ainda topográficas. Assim, os pontos desses mapas são representados no plano com coordenadas bidimensionais (x,y) e cada ponto possui seu próprio valor (Figura 3.23). No caso de representações de elevações ou profundidade (topografia), o valor do ponto é sua própria representação vertical, seu valor no eixo z (Figura 3.24). Daí pode-se criar uma representação tridimensional. No entanto, temos apenas uma aparente tridimensionalidade, visto que as coordenadas reais de cada ponto são bidimensionais e são elas a base do cálculo das distâncias entre os pontos, sendo a coordenada z , na verdade, um atributo de cada ponto. Esta representação é freqüentemente chamada de “2 dimensões e $\frac{1}{2}$ ” [GANTER, 1997].

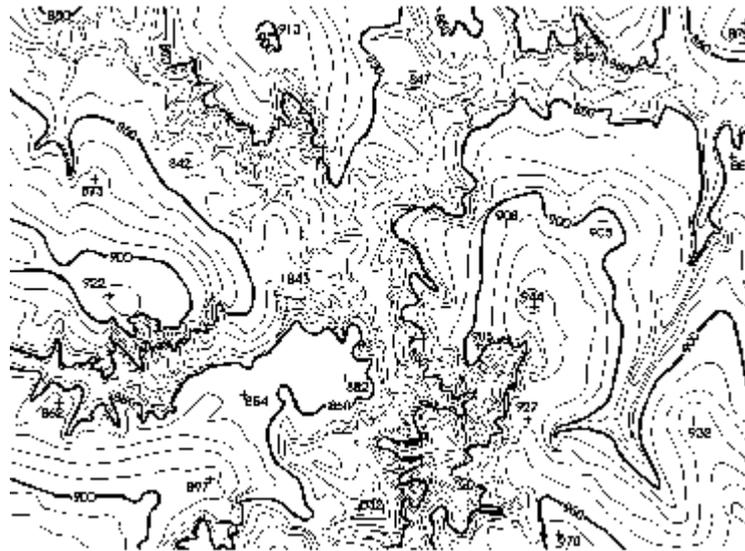


Figura 3.23 – Mapa plano-altimétrico. [SPRING, 2002]

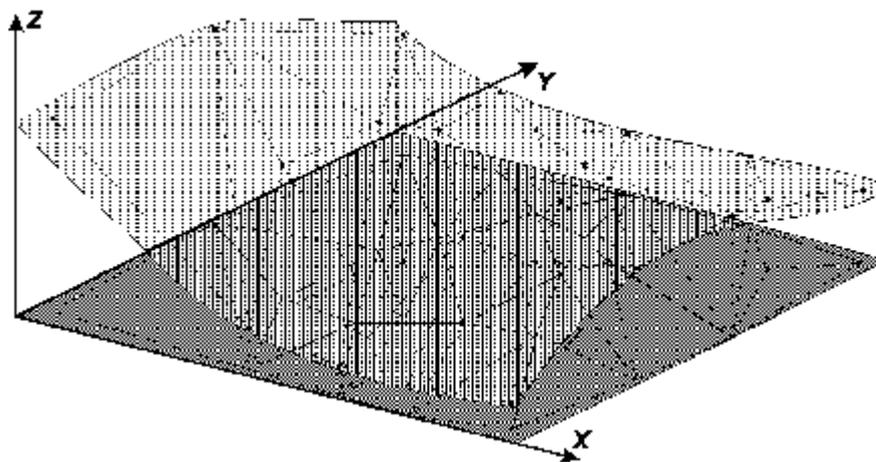


Figura 3.24 – Modelo de superfície gerada por grade triangular, em que a altura de cada ponto representa seu atributo z . [SPRING, 2002]

Em mapeamento cerebral, muitas vezes, as técnicas de interpolação são empregadas de modo similar à construção dos mapas geográficos. O escalpo ou o cérebro é representado como uma imagem bidimensional, em que os pontos possuem coordenadas bidimensionais, e cada ponto possui um valor referente aos potenciais evocados (Figura 3.25).

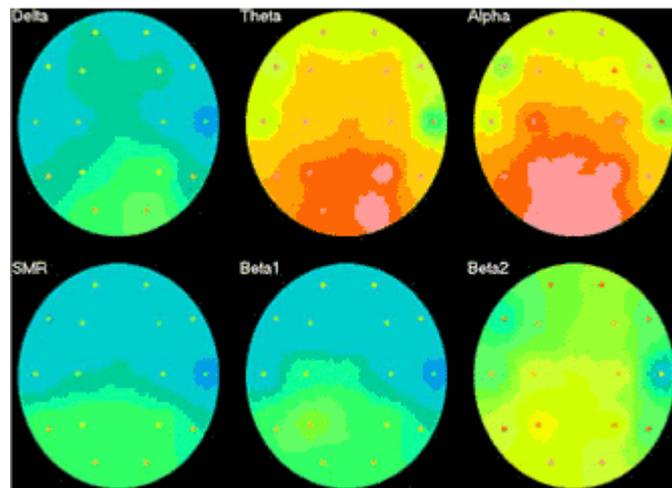


FIG 2. CL QEEG, EYES CLOSED

Figura 3.25 – Exemplo de mapeamento 2D, evidenciando os pontos amostrados (os eletrodos). [www.nhahealth.com/brain_mapping.htm]

A representação bidimensional do mapa cerebral, apesar de bastante usual, é pouco realista do ponto de vista anatômico.

3.5.6 Aplicativos para mapeamento cerebral

O mapeamento EEG tem sido representado, principalmente, por uma projeção de duas dimensões (2-D), vista do vértice (*top-view*) ou de uma orientação lateral (*side-view*), por décadas. Recentemente, o mapeamento EEG tem utilizado avanços em computação gráfica e ferramentas matemáticas, na esperança de prover mais aspectos relativos ao complexo mecanismo dinâmico do cérebro. Por exemplo, a representação 3-D de potenciais cerebrais em uma cabeça anatomicamente realista habilita a visualização dos mapas de EEG em todas as direções. [LO, 1999]

A maior parte dos softwares e equipamentos para mapeamento cerebral utilizados comercialmente, dentre os por nós pesquisados, provêm uma visualização bidimensional dos dados.

Em seguida são analisados alguns destes sistemas, atendo-se especificamente à construção do mapa cerebral e não entrando em discussão com as demais funções que o aplicativo pode apresentar, visto que é a técnica de construção deste mapa que nos interessa.

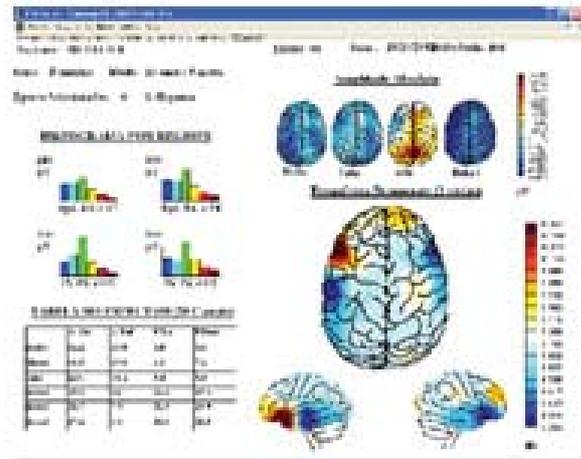


Figura 3.26 – Mapeamento com o software Braintech 4.0 da EMSA Equipamentos Médicos Ltda. [www.emsamed.com.br]

O Braintech 4.0, desenvolvido pela EMSA Equipamentos Médicos LTDA (Figura 3.26), é um sistema de aquisição e análise de EEG Digital e Mapeamento Cerebral. É capaz de analisar outros sinais além do EEG, como ECG (eletrocardiografia), EMG (eletromiografia), frequência respiratória e outros. Pode funcionar em rede, lendo e gravando exames. Há ainda diversas funções, mas no que diz respeito especificamente aos mapas, permite que o usuário crie e edite seu ambiente de mapas com diferentes telas e prevê também a opção de mapas 3D. Esses mapas são construídos por amplitude ou frequência.

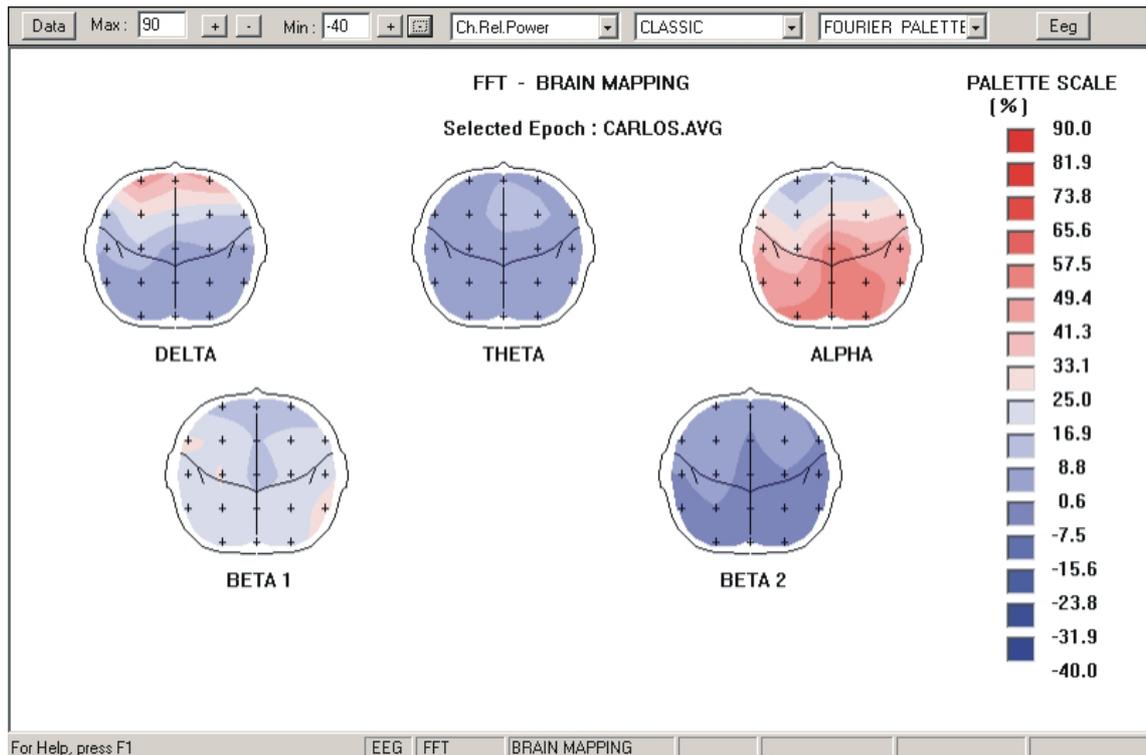


Figura 3.27 – Brain Mapping (qEEG) V.10 da AKONIC S.A.
[www.akonic.com]

O qEEG V.10 para mapeamento cerebral da AKONIC S.A., evidenciado na Figura 3.27, é um sistema de hardware (NEUROTRACE™ System BIO-PC System) e software (EEG v10 Software), baseado na plataforma Windows (Windows 95/98/Millennium/XP/NT/2000). Dentre outras funções, provê a visualização do mapeamento cerebral de forma estática ou dinâmica, por densidade espectral de potência, FFT, amplitude do sinal além de outros.

No caso do mapeamento cerebral, o qEEG V.10 gera uma imagem bidimensional de uma vista superior do escalpo, em que o mapa representa esquematicamente o córtex cerebral com os eletrodos posicionados de forma equidistante.

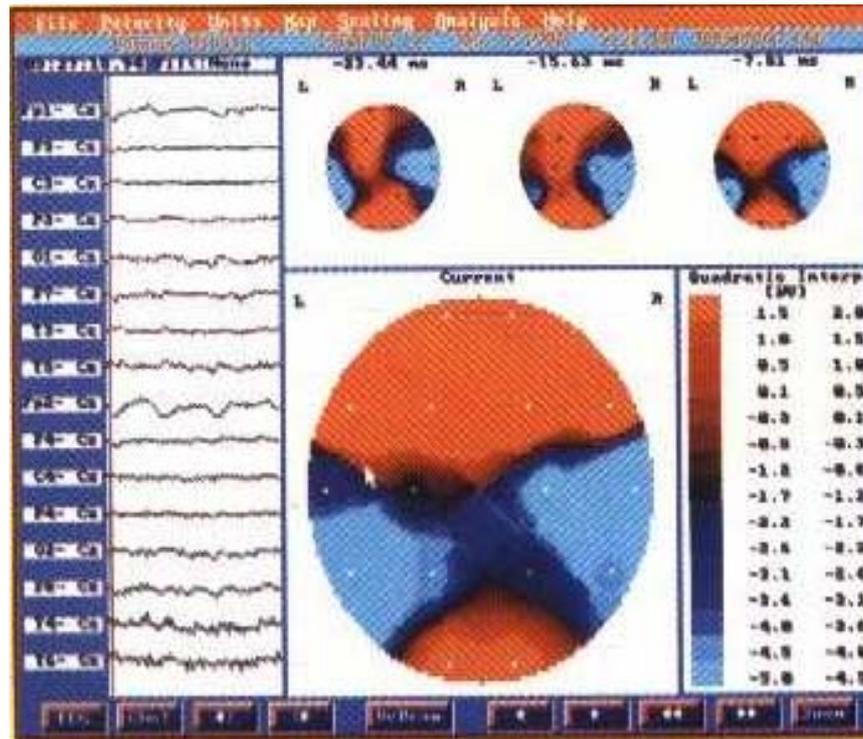


Figura 3.28 – Mapeamento com o EEG 16S/EEG 16X desenvolvido pela MEDICOR. [www.medelektronika.hu]

O EEG 16S / EEG 16X “Brainlift 24” EEG Amplifier System desenvolvido pela empresa húngara Medicor Elektronika RT, é um sistema que inclui um PC IBM, com capacidade alta de HD, leitor/gravador de CD, monitor de 19" e impressora. O software é baseado em Windows 98. O mapeamento cerebral é gerado em tempo real e pode evidenciar amplitude ou frequência.

Como visto na Figura 3.28, o mapa consiste numa figura elipsóide representativa do escalpo, na qual estão destacados os eletrodos.

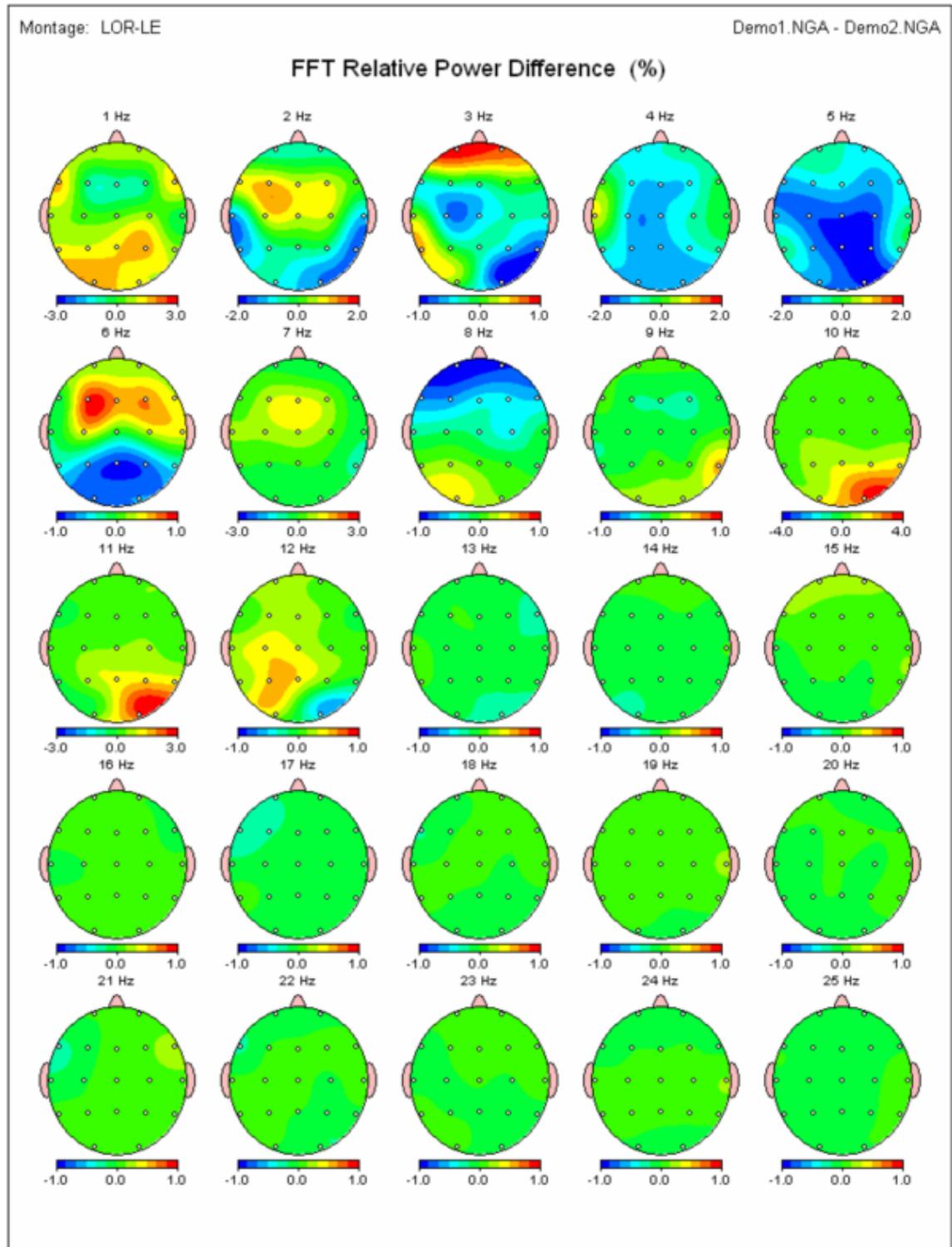


Figura 3.29 – Mapeamento utilizando o NEUROGUIDE.
[\[www.appliedneuroscience.com/\]](http://www.appliedneuroscience.com/)

O NeuroGuide permite comparações de EEG Normativos de forma dinâmica em tempo real e pode ler diversos tipos de arquivos EEG. Entre diversas outras funções,

este aplicativo utiliza o sistema LORETA [PASCUAL-MARQUI *et al*, 1994], uma ferramenta capaz de correlacionar, em três dimensões, EEG e MEG (*magnetoencefalografia*), a fim de localizar a origem do sinal em profundidade (mais detalhes sobre o LORETA podem ser encontrados em PASCUAL-MARQUI [1994; 2002] e www.unizh.ch/keyinst/NewLORETA/LORETA01.htm).

Apesar de ser capaz de mostrar um mapeamento cerebral, utilizando o LORETA, com imagens tomográficas, como na Figura 3.30, o mapeamento topográfico do NeuroGuide se resume a uma figura quase circular, que representa o escalpo, sendo os eletrodos evidenciados no plano (Figura 3.29).

Simultaneous NeuroGuide and LORETA in an Early Stage Alzheimer's Patient

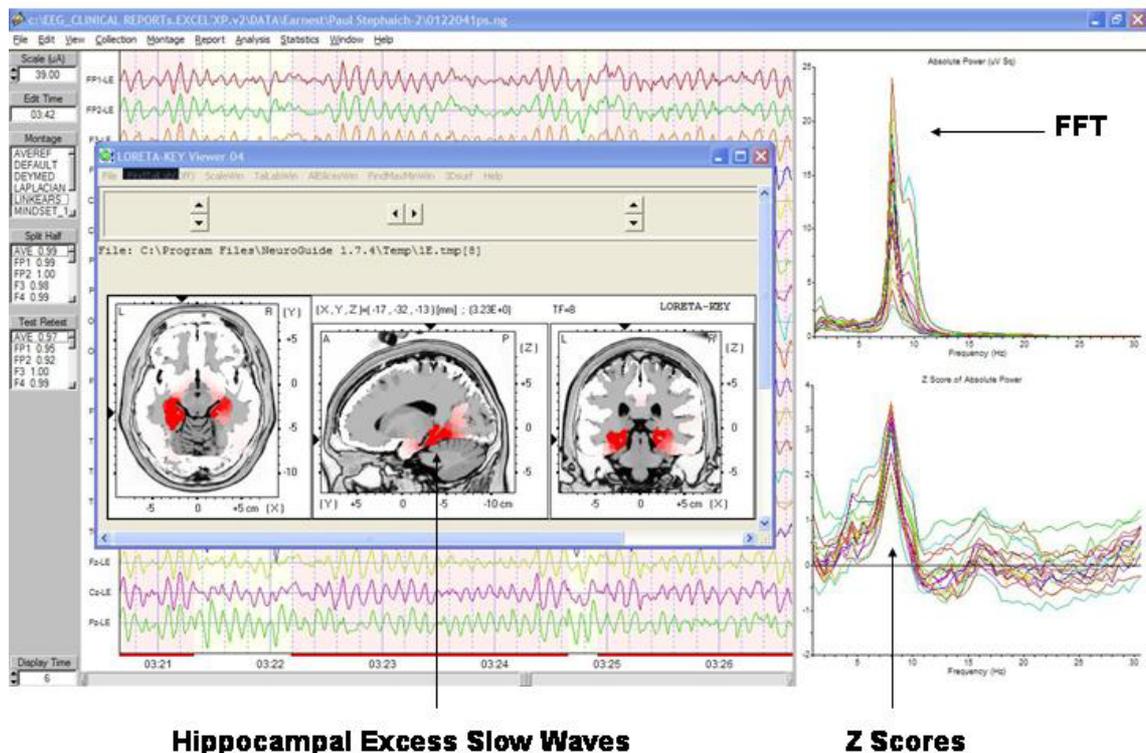


Figura 3.30 – Mapeamento do NEUROGUIDE utilizando o software LORETA. [www.appliedneuroscience.com]

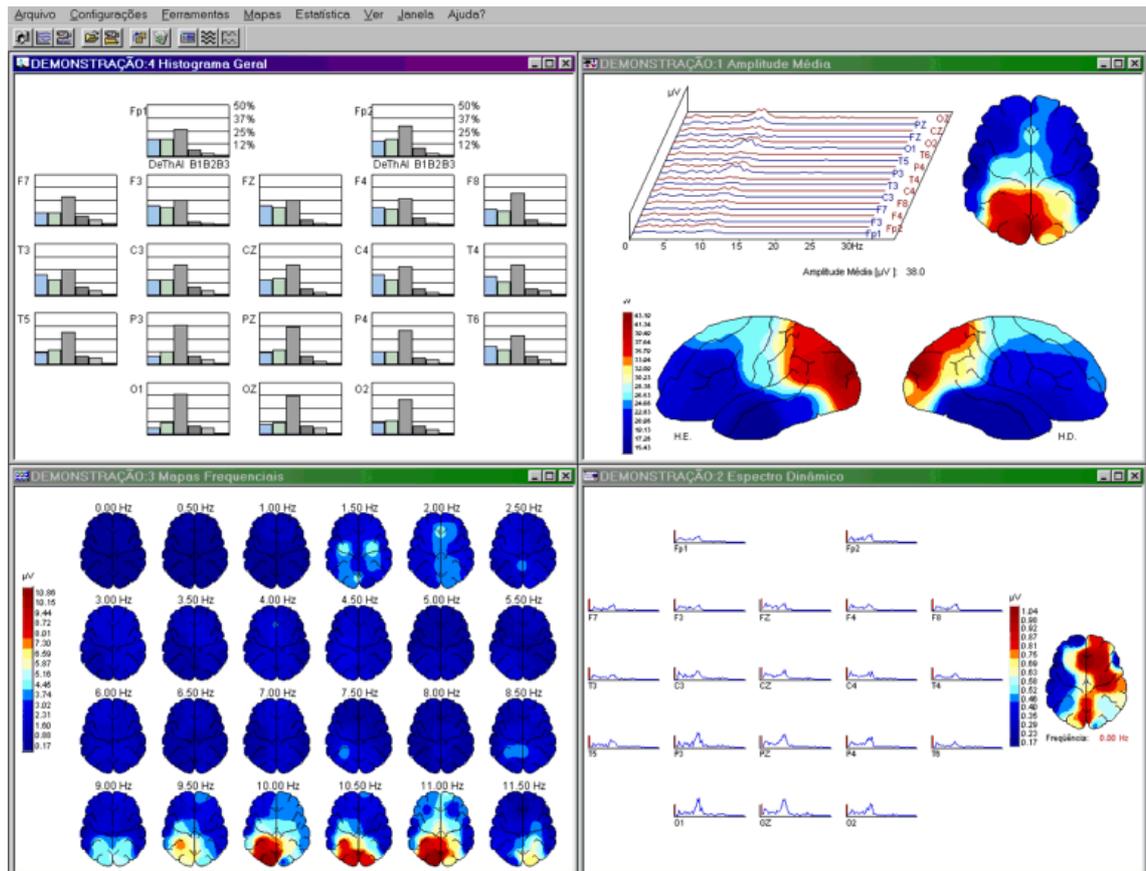


Figura 3.31 – Mapeamento com o software Neuromap® da NEUROTEC®.
[www.neurotec.com.br]

O software Neuromap® da Neurotec® funciona em ambiente Windows (Windows 98/2000/XP) e é um dos softwares de mapeamento cerebral mais utilizados no Brasil. Possui uma interface gráfica simples que permite a localização da maior parte dos seus recursos com facilidade. Integra, além do EEG Digital Quantitativo e Topográfico, vários recursos como mudança de montagem, histogramas, espectro de freqüências e diversos outros.

No caso específico do mapeamento cerebral, como evidenciado na Figura 3.31, o mapa é construído sobre uma figura estilizada do córtex cerebral em vista superior, lateral direita e lateral esquerda.

Contudo, nenhum dos softwares apresentados até aqui exhibe o mapeamento em três dimensões, de forma que se possa modificar arbitrariamente o ângulo de visão do usuário ao observar o mapa.

A compreensão da dinâmica de resposta espaço-temporal pôde ser facilitada utilizando-se plotagem 2D ou mapas topográficos 3D da atividade elétrica cerebral. Foram criados mapas topográficos inicialmente como mapas bidimensionais, com a visão superior de um escalpo. No entanto, por causa da distribuição desigual de densidade da informação, é útil permitir ao usuário escolher o ponto de vista. Isto só é realizável mapeando os valores de EEG em um modelo 3D de cabeça humana. [SAMARDZIC *et al*, 2003]

O trabalho realizado por SAMARDZIC *et al* [2003] é o primeiro visualizador 3D em tempo real da atividade elétrica cerebral disponível comercialmente: TEMPO (*Topographic EEG Mapping Program*). Diferentemente dos aplicativos citados, TEMPO foi escrito para UNIX™, sendo compatível com o Linux (para ser executado em Windows, é necessária a utilização de um software chamado *Cygwin*, que funciona como um ambiente Linux para Windows).

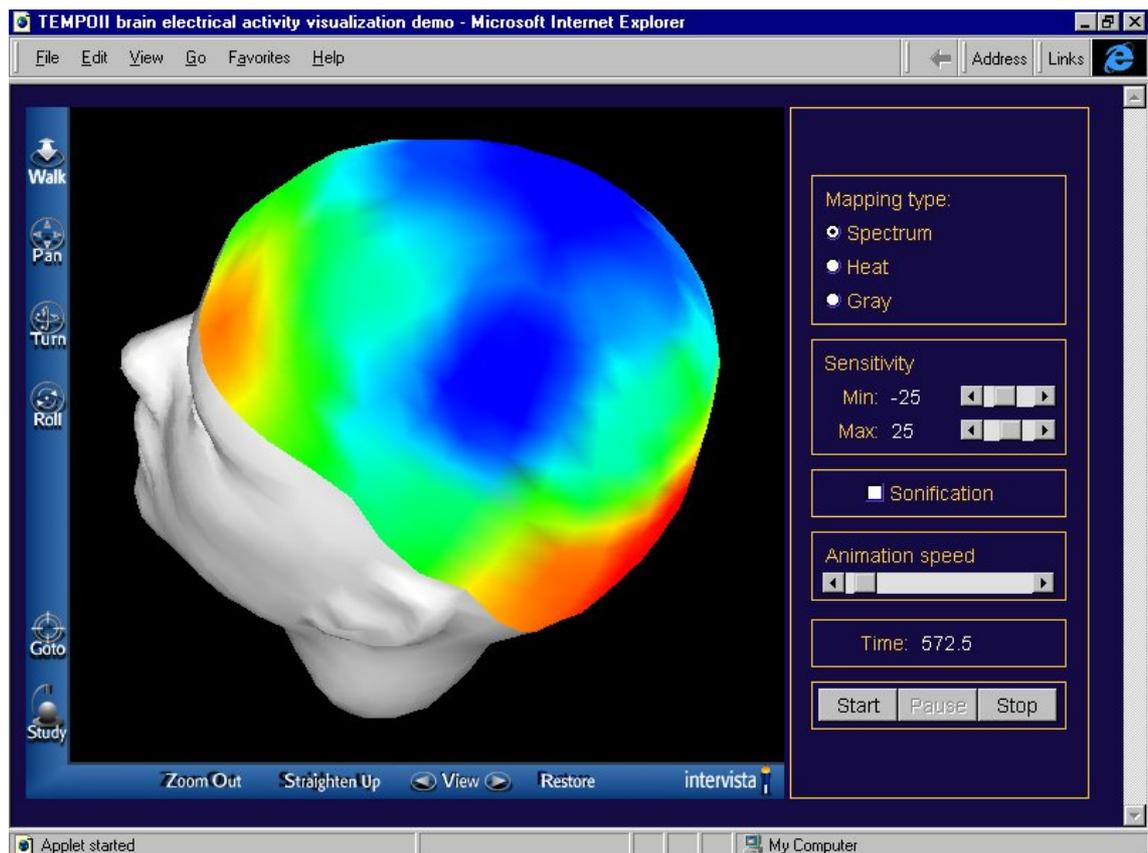


Figura 3.32 – Software TEMPO, desenvolvido por SAMARDZIC *et al* [2003]. [www.ece.uah.edu/~jovanov/projects/mmViewer.jpg]

Os mapas tridimensionais são construídos com ferramentas do OpenGL® (um pacote de bibliotecas capaz de criar e manipular objetos e ambientes 3D), e as cores exibidas no escalpo são relacionadas a frequência, densidade espectral de potência, fase ou amplitude. A Figura 3.32 exibe a tela de mapeamento da versão mais recente de TEMPO (TEMPO II).

Como já mencionado, para se calcular o valor das distâncias entre os pontos do mapa, a fim de se realizar a interpolação, precisamos das coordenadas desses pontos. O problema da construção de um mapa verdadeiramente tridimensional consiste na determinação das coordenadas de cada ponto do escalpo.

Numa figura plana, estas coordenadas são bidimensionais (x,y) , como a tela do computador, o que facilita sobremaneira o cálculo de interpolação, ainda mais quando a figura que serve de base para o mapeamento é uma figura matematicamente “equacionável” (como um círculo ou uma elipse). Mas numa figura espacial, essas coordenadas são evidentemente tridimensionais (x,y,z) e dependem do formato que se dá ao modelo de cabeça, não havendo um modelo matemático que a represente.

Como se vê, baseado nas pesquisas realizadas para este trabalho, poucos são os aplicativos atuais para a construção de um mapeamento cerebral tridimensional. A maior parte dos softwares de mapeamento utilizam mapas 2D, o que não representa adequadamente a dimensão volumétrica do couro cabeludo, onde são capturados os sinais cerebrais.

O aplicativo TEMPO proporciona a visualização tridimensional das atividades elétricas corticais registradas no escalpo, entretanto foi desenvolvido para a plataforma Linux. Isso não caracteriza necessariamente um problema. No entanto, é bastante interessante o desenvolvimento de uma técnica eficaz para a construção de um mapa 3D, que represente as atividades elétricas do cérebro capturadas no escalpo, com *know how* próprio, de forma a prover a visualização a partir de qualquer ângulo desejado e para a plataforma Windows, uma vez que esta é a que tem maior número de usuários atualmente no Brasil. Esta é a proposta deste trabalho, e é o que será discutido no capítulo que se segue.

Capítulo 4

Proposta e Desenvolvimento do Trabalho

Neste quarto capítulo, serão abordadas a metodologia e as técnicas utilizadas para o desenvolvimento de um sistema capaz de criar um mapa topográfico cerebral em três dimensões.

4.1 Requisitos para o desenvolvimento do software

A proposta deste trabalho, como já mencionado, é o desenvolvimento de um aplicativo que seja capaz de gerar um mapa funcional quantitativo e topográfico da atividade elétrica cerebral e dispô-lo na tela de um computador comum como um objeto tridimensional, permitindo que se possa visualizá-lo de qualquer ângulo.

Os requisitos mínimos e necessários para este sistema foram definidos como se segue.

- Exibição do sinal EEG:
 - Visualização de todo o sinal ou parte dele;
 - Variação da escala de amplitude;
 - Escolha do tipo de montagem e dos canais a serem visualizados.
- Exibição do espectro de frequência de cada canal:
 - Escolha do trecho do sinal cujo espectro será calculado e visualizado;

- Visualização das quatro principais faixas de frequência do sinal EEG, quais sejam: delta, téta, alfa e beta.
- Mapeamento topográfico com base no espectro de frequência do sinal EEG:
 - Visualização do mapa em 2D em cinco diferentes vistas principais: frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior;
 - Disposição do mapa num objeto tridimensional que represente o formato anatômico de uma cabeça humana;
 - Possibilidade de rotação da cabeça tridimensional em qualquer ângulo que se queira;
 - Visualização do mapa numa escala de cores que permita uma delimitação mais precisa dos valores aos quais as cores estão associadas;
 - Possibilidade de escolha da faixa de frequência a ser visualizada;
 - Possibilidade de ajuste da sensibilidade do mapeamento.

O aplicativo foi desenvolvido no sistema operacional *Microsoft Windows XP®* e inteiramente implementado em *Microsoft Visual C++ 6.0®*, com a filosofia de *Orientação a Objeto*. Ainda foi utilizado um pacote de suporte multimídia para implementar a visualização tridimensional de uma cabeça humana: o *Microsoft DirectX 8.0®*. Este pacote é composto por 6 APIs (*Application Programming Interface* – um conjunto de rotinas de baixo nível executado pelo sistema operacional): *DirectXGraphics* (que inclui as bibliotecas *Direct3D* e *D3DX*), *DirectX Audio* (que inclui o *DirectSound* e o *DirectMusic*), *DirectInput*, *DirectPlay*, *DirectSetup* e *DirectShow*. No entanto, para implementação deste aplicativo, apenas as bibliotecas do *DirectXGraphics* foram utilizadas: o *Direct3D* e *D3DX*, uma vez que elas fornecem diversos recursos para a criação e manipulação de objetos em três dimensões. Além disso, o *DirectX* é totalmente compatível com a linguagem de programação escolhida.

No item 4.4, veremos com mais detalhes as interfaces e funções do aplicativo.

4.2 Técnicas utilizadas

Duas técnicas principais foram utilizadas para o desenvolvimento do programa de mapeamento cerebral: *Orientação a Objeto* e *Modelagem 3D*.

4.2.1 Orientação a objeto

A Programação Orientada a Objetos (*POO*) representa um grande avanço na implementação de softwares nos últimos anos, uma vez que ela introduz um paradigma computacional no qual o programador visualiza seu programa em execução como uma coleção de objetos interdependentes que se comunicam por meio de trocas de mensagens [VINCENZI, 2004].

Não nos cabe desenvolver uma longa explanação a respeito da POO, no entanto é necessário enfatizar algumas vantagens de tal paradigma (principalmente quando comparada à programação estruturada): 1) Compatibilidade; 2) Segurança; 3) Facilidade de integração e modularização; 4) Facilidade de extensão; 5) Facilidade de manutenção e reutilização de código; 6) Maior rapidez para o desenvolvimento de sistemas. De fato, estas vantagens puderam ser observadas durante o desenvolvimento do aplicativo, principalmente no que diz respeito à modularização do código, o que tornou o trabalho de programação mais intuitivo e mais rápido.

Em POO trabalha-se com objetos que são instâncias de uma classe. Esta classe é estática e possui atributos e métodos que serão atribuídos ao objeto, já o objeto é criado e modificado em tempo de execução.

A Figura 4.1 mostra um diagrama que representa as relações entre as diferentes classes do aplicativo.

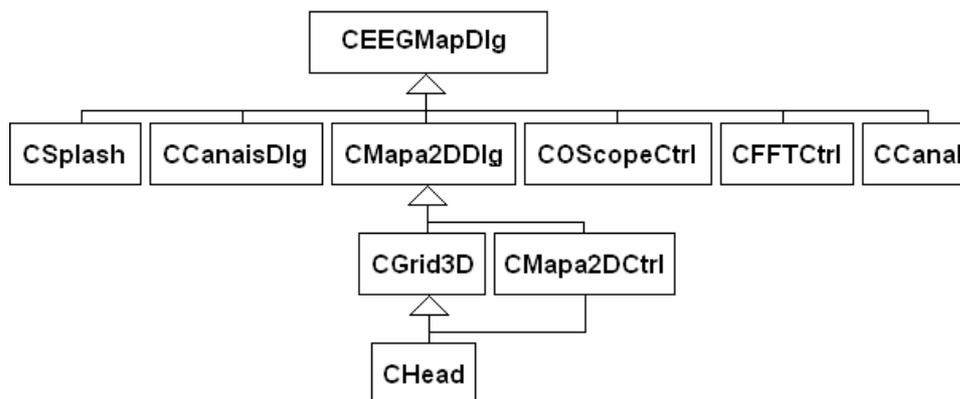


Figura 4.1 – Diagrama de classes do aplicativo desenvolvido.

A classe *CEEGMapDlg* é a classe que controla a interface principal do aplicativo e é a primeira a ser evocada quando o programa é executado. Esta classe aciona a classe *CSplash*, que irá dispor no monitor uma tela retangular, chamada de *splash screen*, enquanto o aplicativo estiver sendo inicializado.

A classe *COScopeCtrl* possibilita a disposição dos valores de amplitude do sinal eletroencefalográfico no tempo em forma de um gráfico de coordenadas cartesianas, com a abscissa representando o tempo e a ordenada representando a amplitude. A classe *CFFTCtrl* funciona de forma semelhante à anterior, no entanto os dados dispostos na tela dizem respeito ao espectro de frequência, com a abscissa representando a frequência e a ordenada representando a energia.

A classe *CCanal* relaciona os atributos de cada canal disposto na interface principal, tais como qual eletrodo está sendo representado e que tipo de montagem está sendo utilizada. A classe *CCanaisDlg* controla a interface onde serão definidos os atributos de cada canal.

A classe *CMapa2DDlg* controla a interface de mapeamento, na qual pode-se escolher entre o mapeamento 2D e o mapeamento 3D. A classe *CMapa2DCtrl* é a classe que irá construir o mapa cerebral. Quando escolhido o mapeamento 2D ela irá se relacionar diretamente com a *CMapa2DDlg*, gerando o mapa sobre figuras planas representativas da cabeça humana. No entanto, se escolhido o mapeamento 3D, a classe *CGrid3D* é acionada para mediar a construção da textura que será aplicada ao objeto 3D e irá ser uma ponte de comunicação entre as classes *CMapa2DCtrl* e *CMapa2DDlg*.

A classe *CHead* é acionada pela classe *CGrid3D*, ela irá gerar o objeto 3D e prepará-lo para a aplicação da textura. Quem aplica esta textura é a classe *CMapa2DDlg*.

4.2.2 Modelagem 3D

Neste trabalho foi utilizado apenas um objeto tridimensional (uma cabeça humana), modelado utilizando-se o software *Kinetix 3D Studio Max 7.0*® (Figura 4.2).

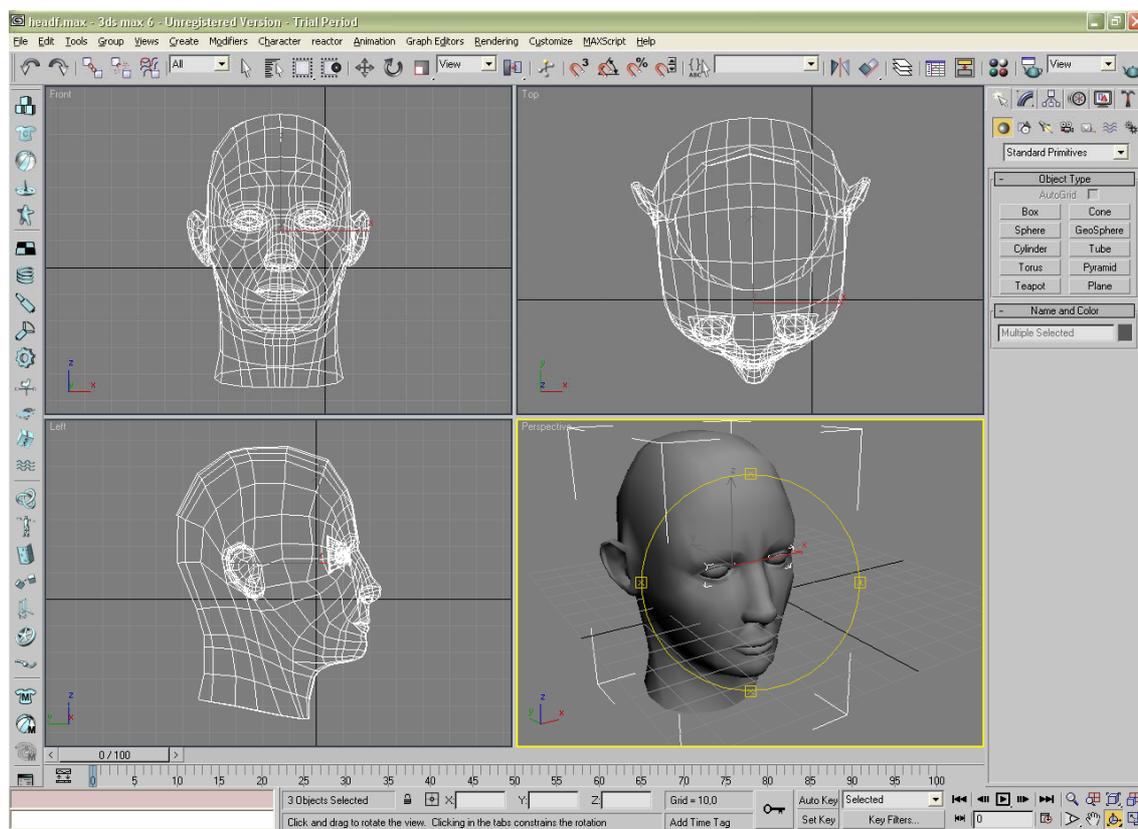


Figura 4.2 – Área de trabalho do 3D Studio Max.

Uma vez tendo o objeto modelado, suas *malhas* (as faces do objeto conectadas entre si de modo a dar-lhe a forma tridimensional) são exportadas como um arquivo *X (*.x)*, que deverá ser carregado pelo Direct3D, no aplicativo. Feito isto, o objeto pode ser manipulado e modificado pelo programa por meio dos recursos disponibilizados pelo Direct3D, incluindo aplicação de textura e renderização (Figura 4.3).

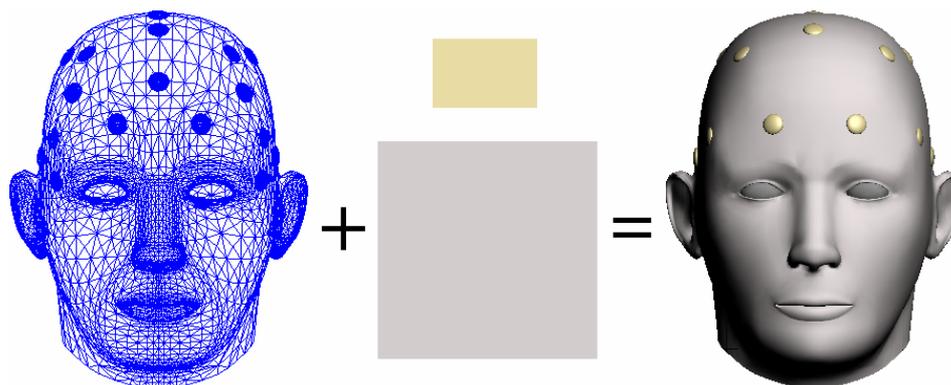


Figura 4.3 – Exemplo de um processo de aplicação de textura e renderização. Observe que duas texturas diferentes são aplicadas a diferentes objetos.

A textura do objeto, que constituirá o mapa propriamente dito, é criada em tempo de execução e armazenada na memória como um *bitmap*. Quando solicitada a visualização do mapeamento 3D a textura é construída e o Direct3D aplica-a sobre o objeto (a cabeça).

O movimento da cabeça 3D foi realizado através de uma única operação, que foi a *rotação*. Esta operação gira o objeto no espaço 3D em torno de qualquer um dos eixos cartesianos (x , y ou z), de forma simultânea. O ângulo de rotação é alterado de acordo com o movimento do mouse.

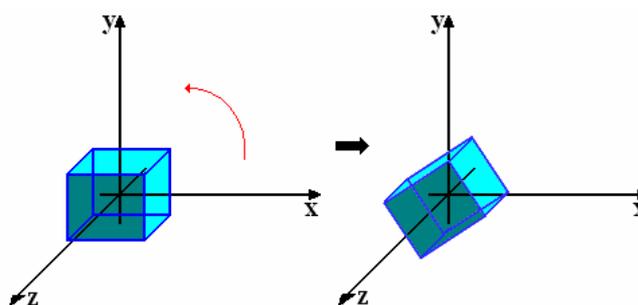


Figura 4.4 – Exemplo de rotação no eixo z .

4.3 Como o mapa é construído

O mapeamento das atividades corticais registradas no escalpo será representado por uma textura aplicada ao objeto 3D. Quando se aplica uma textura a um objeto

tridimensional, essa textura envolve o objeto, se deformando conforme as deformações deste objeto e a ele se aderindo completamente, como ilustrado na Figura 4.5.

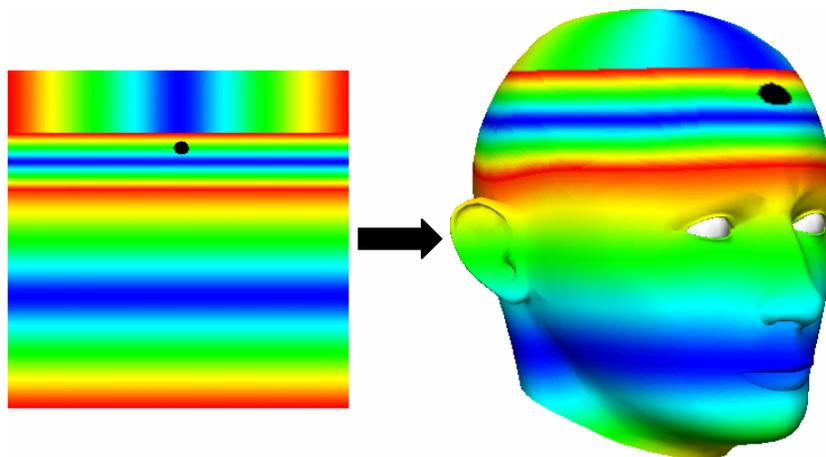


Figura 4.5 – Textura aplicada a uma cabeça 3D: cada pixel da textura terá uma localização no objeto tridimensional. Os olhos constituem outros objetos aos quais nenhuma textura foi aplicada.

Observe as localizações do círculo preto na textura e no objeto 3D, bem como as localizações das faixas coloridas. A coerência entre essas localizações é de extrema importância. Portanto, torna-se necessário relacionar o que é criado na textura com o que aparece no objeto 3D. Em outras palavras, é necessário estabelecer uma relação entre a localização 3D da atividade elétrica que será representada no escalpo da cabeça tridimensional e a localização 2D da mesma atividade na textura a ser aplicada.

4.3.1 Técnicas

Como vimos no Capítulo 3, uma das formas de se fazer interpolação para a criação de mapas topográficos é criando-se uma grade cujos nós terão os valores interpolados em relação aos valores amostrados, os demais pontos serão interpolados em relação aos nós [LANDIM, 2000]. Desta forma, foi criada uma grade triangular e esta aplicada à cabeça 3D, para se ter uma primeira noção visual da relação entre a localização dos pontos na textura e no objeto.

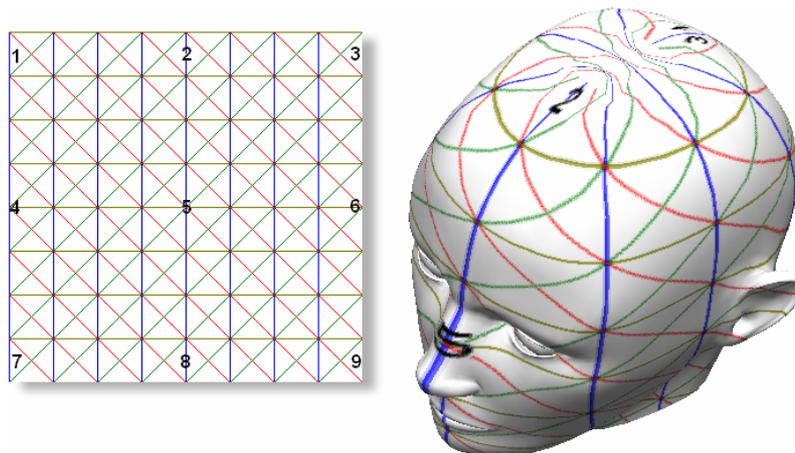


Figura 4.6 – Grade triangular aplicada à cabeça 3D, com números identificando algumas posições específicas.

A primeira grade utilizada (Figura 4.6) trazia alguns números em posições específicas na textura, a fim de que se verificasse a posição desses mesmos números no objeto 3D. Esta grade apresentou, no entanto, algumas limitações. Primeiro, porque foi aplicada a todo o objeto 3D, quando bastaria o escalpo; e depois porque gerou triângulos muito grandes no objeto 3D, o que causa uma resolução não muito boa, visto que existem poucos pontos para compor uma malha tridimensional mais suave, com um formato aproximado do escalpo (os nós da grade no espaço formarão uma estrutura como a que pode ser vista na Figura 4.17).

Como toda a grade é aplicada ao objeto 3D, para resolver o problema do tamanho dos triângulos, aumentou-se a quantidade dos mesmos na textura, como evidenciado na Figura 4.7. Assim, o tamanho dos triângulos na textura continuaram o mesmo, apenas foram replicados, no entanto, aplicada sobre o objeto 3D, deu origem a triângulos menores que os da textura anterior.

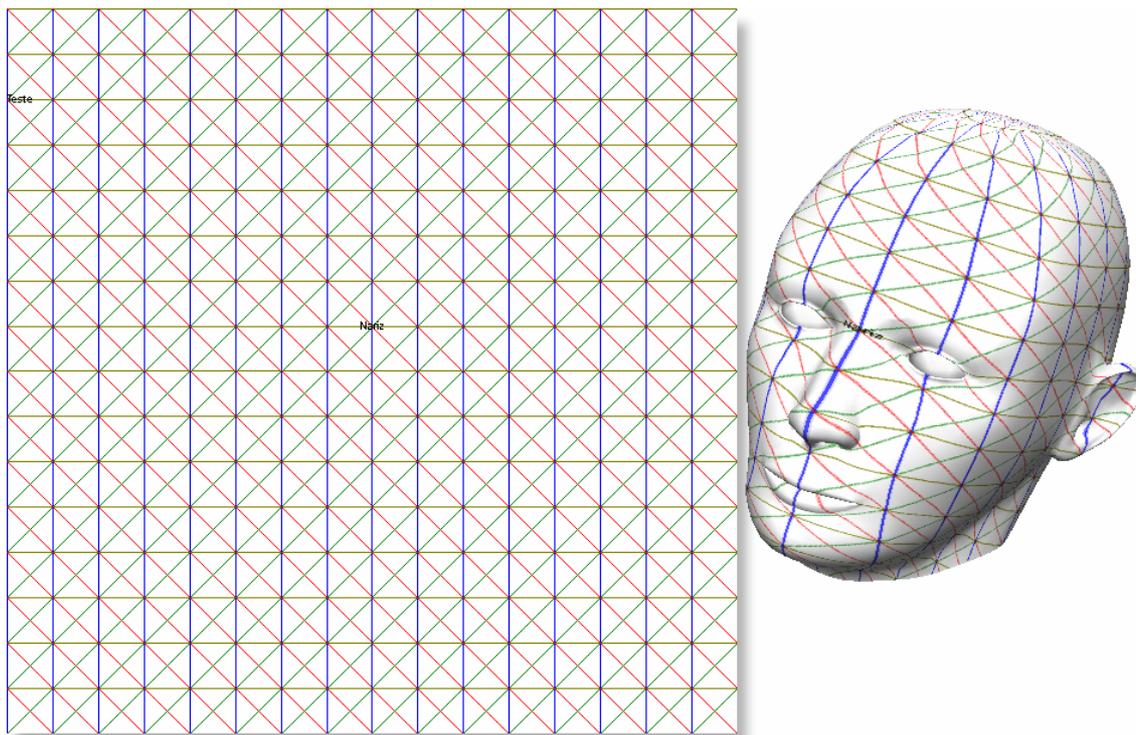


Figura 4.7 – Textura com 4 vezes mais triângulos que a textura anterior, aplicada à cabeça 3D. Um pouco acima do centro da textura está escrito “Nariz”, a mesma inscrição aparece na figura 3D na região do nariz.

Há ainda o problema da textura aparecer em todo o objeto 3D (inclusive na face). Este problema foi solucionado recortando-se a textura de forma que apenas o escalpo contivesse a grade triangular. Isto foi feito empiricamente. A Figura 4.8 mostra como ficou a textura aplicada à cabeça 3D.

Ainda assim, pode-se notar uma pequena sutileza nesta figura: alguns dos triângulos mais próximos às bordas do mapa no escalpo apresentam ângulos muito agudos. Isto poderia complicar a fase de preenchimento das cores de cada *pixel* no mapeamento 2D.

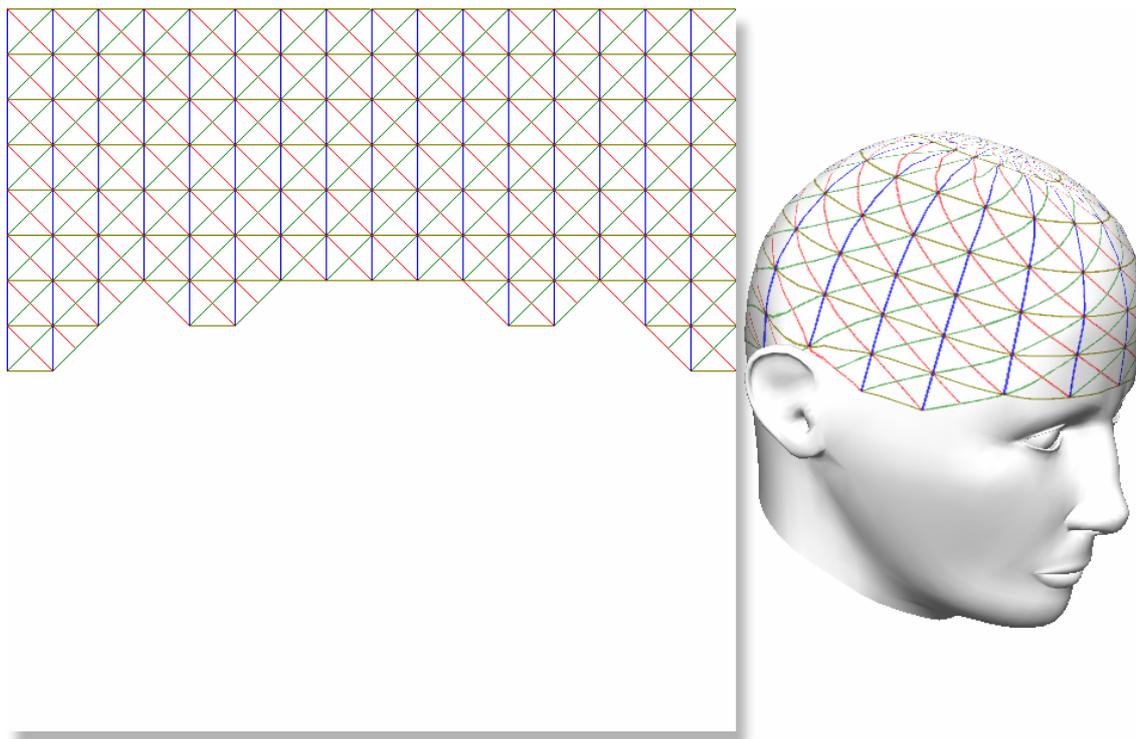


Figura 4.8 – Textura com a grade recortada para apenas compreender o escalpo.

Para resolver este problema, foi definido, empiricamente, que a partir da terceira linha, do topo para a base, a maioria dos triângulos passaria a ser construída de maneira diferente sem modificar a posição dos nós. Ou seja, como ilustrado na Figura 4.9, as linhas horizontais abaixo da linha especificada são substituídas por linhas verticais, modificando assim a configuração dos triângulos no objeto 3D. Apenas alguns poucos triângulos (mais externos) não puderam ser modificados a fim de não mudar a configuração dos nós.

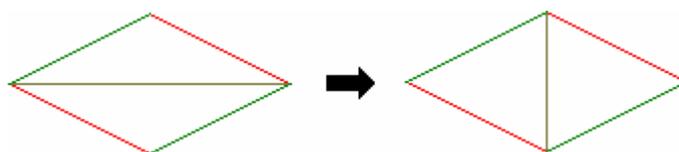


Figura 4.9 – Eliminação dos ângulos agudos por modificação da configuração dos triângulos.

A textura e a cabeça 3D ficaram com mostra a Figura 4.10.

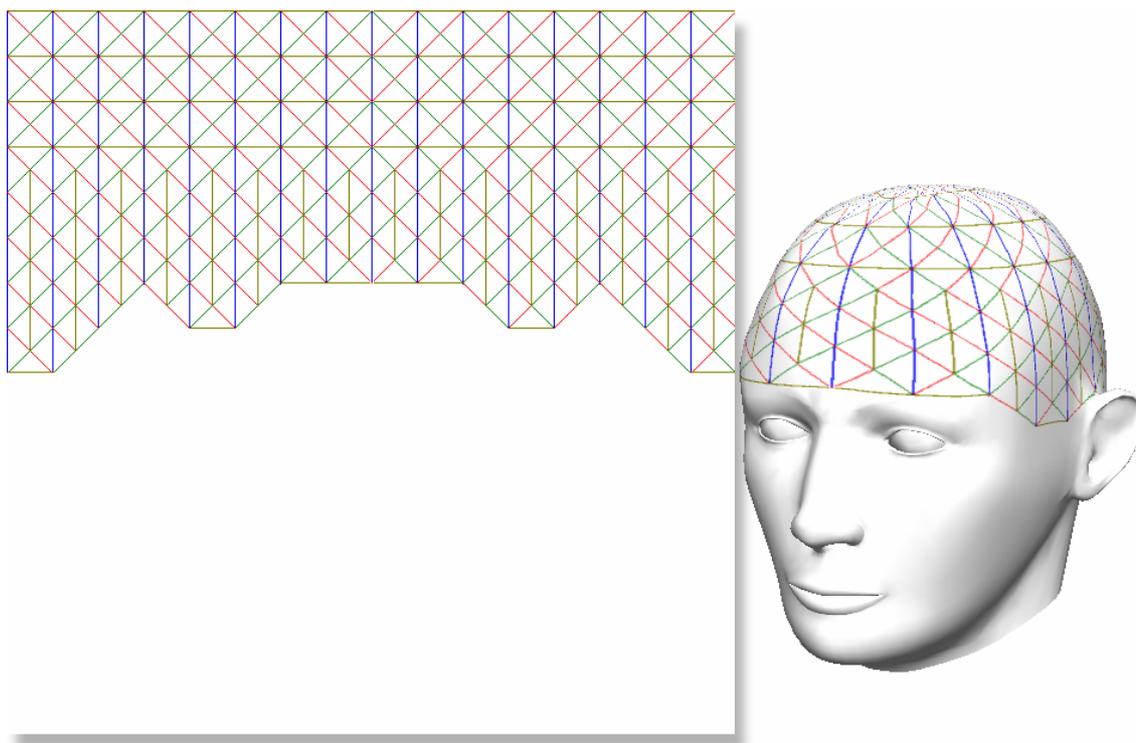


Figura 4.10 – Grade final aplicada à cabeça 3D.

Definida a grade para a interpolação dos valores nas regiões onde os eletrodos não estão posicionados, o desafio agora é definir as coordenadas tridimensionais dos nós dessa grade, dos eletrodos fixados no escalpo e dos pontos no interior de cada triângulo, bem como suas arestas.

4.3.2 Coordenadas 3D

Como mencionado, o mapeamento é feito numa figura plana, que possui coordenadas bidimensionais (x,y) para cada um de seus *pixels*, sendo que cada *pixel* deve possuir uma cor no padrão RGB (*Red Green Blue*: a combinação dessas três cores resultará na cor do *pixel*, que é o menor elemento da imagem). A questão é que apesar do mapa ser criado num plano e possuir coordenadas 2D, os eletrodos, os nós da grade e os demais pontos do mapa no escalpo devem possuir coordenadas 3D. Isso é extremamente importante, uma vez que, se estamos interpolando valores (relativos aos sinais capturados pelos eletrodos) de pontos que estão no espaço, as distâncias entre esses pontos devem ser calculadas com base em suas localizações no espaço, a fim de se

realizar um cálculo eficiente de interpolação. O valor interpolado para cada ponto será traduzido em uma cor atribuída a um *pixel* do *bitmap*.

Em resumo, quando o mapa é criado no plano, cada *pixel* é plotado no *bitmap* com coordenadas 2D, porém com o valor calculado baseando-se na relação de distâncias 3D dos pontos no escalpo. Em seguida o *bitmap* é aplicado ao objeto 3D (Figura 4.11).

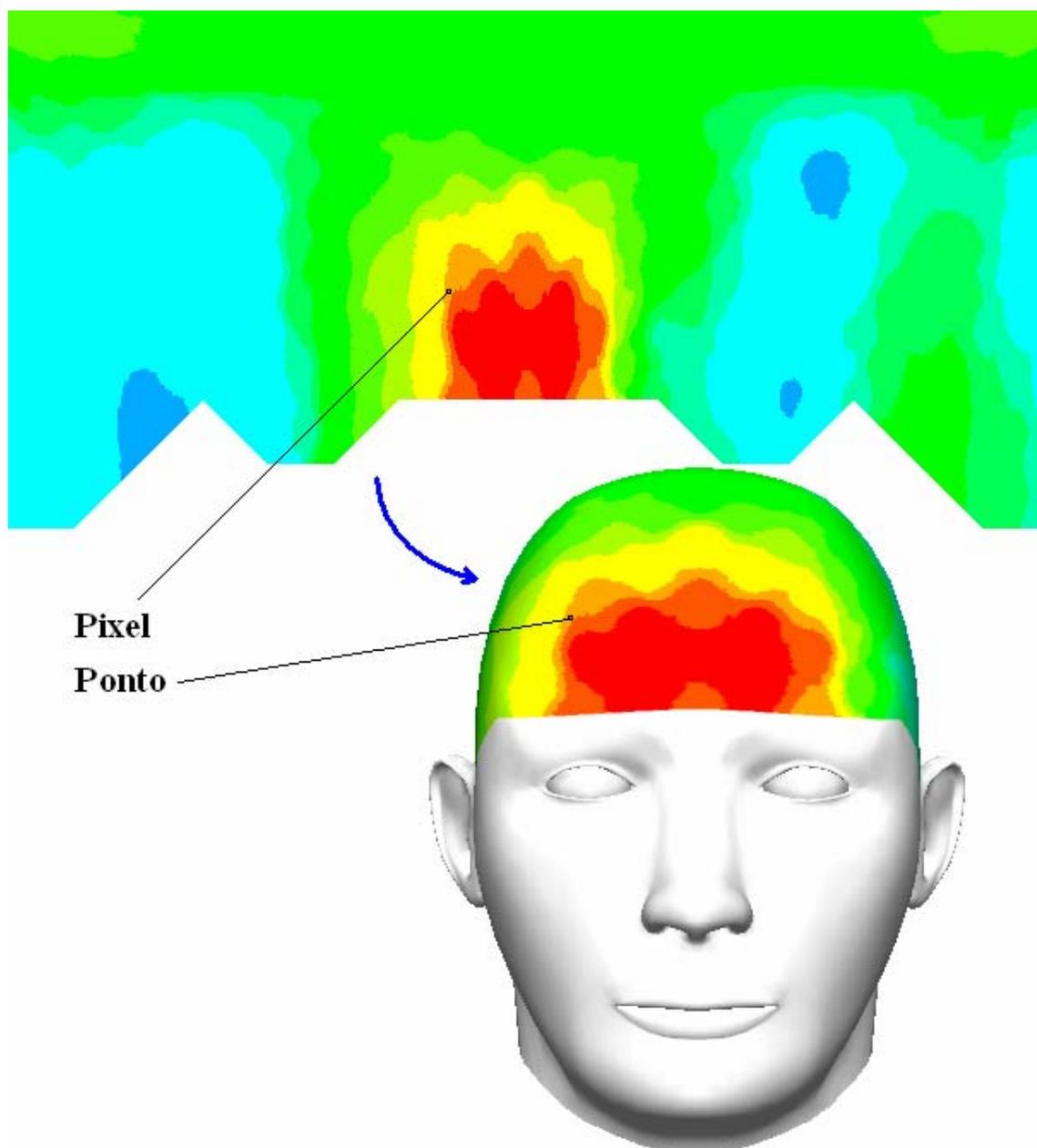


Figura 4.11 – Mapeamento que se deseja realizar, com cada *pixel* do *bitmap* relacionado a um determinado ponto no escalpo da cabeça 3D, sendo que a cor de cada *pixel* é calculada com base nas coordenadas 3D dos pontos no escalpo.

O sistema de coordenadas da imagem que servirá de textura (*bitmap*) tem sua origem no *pixel* extremo ao topo e à esquerda da imagem (Figura 4.12), o que quer dizer que se conhece as coordenadas 2D de todos os *pixels* da figura plana.

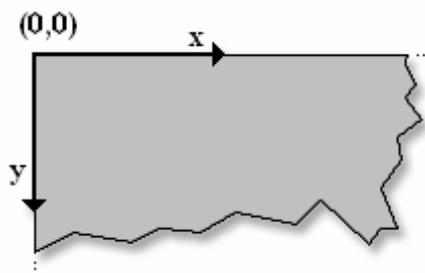


Figura 4.12 – Origem das coordenadas 2D.

Entretanto não se conhece ainda as coordenadas dos pontos no escalpo da cabeça 3D. Dessa forma, para definir as coordenadas tridimensionais, foi necessária a geração de uma origem para o sistema de coordenadas 3D.

A origem do sistema de coordenadas 3D foi definida como estando no limite das bordas do escalpo da cabeça 3D, à esquerda, ao topo e à frente do objeto tridimensional, aparecendo em diferentes posições nas projeções 2D. O que se vê na Figura 4.13 são as vistas frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior com os eixos do sistema de coordenadas 3D que aparecem em cada vista, como, por exemplo, os eixos x e z que aparecem na vista frontal. A imagem em **B** mostra uma vista do objeto 3D em que se pode ver os três eixos x , y e z no espaço. Dessa forma o plano xy tangencia o ponto mais alto do escalpo, o plano xz tangencia o ponto extremo na região frontal do escalpo e o plano yz tangencia o ponto extremo da região temporal esquerda do escalpo.

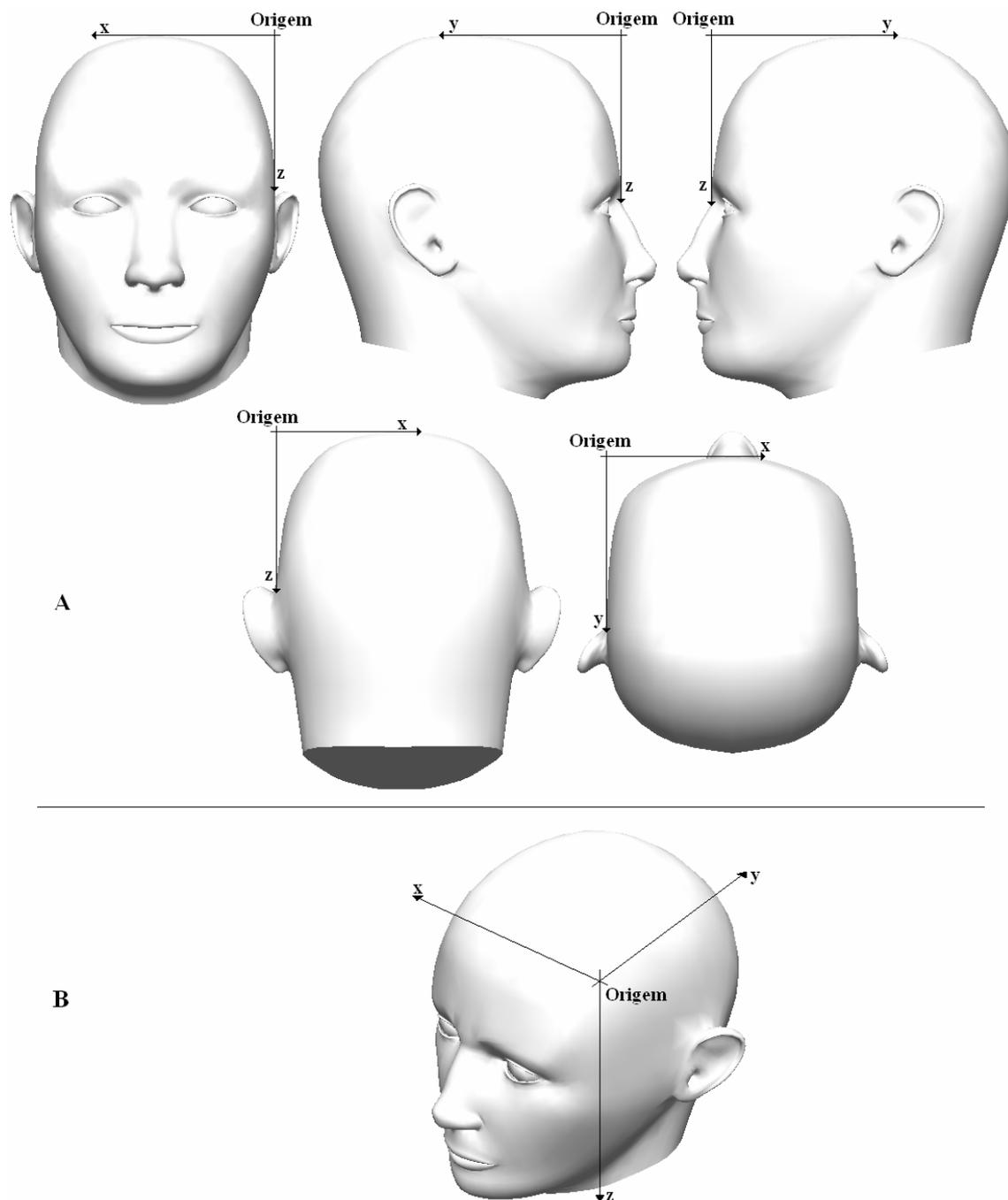


Figura 4.13 – Determinação da origem do sistema de coordenadas 3D, mostrando as cinco principais vistas com a projeção dos eixos que aparecem (A). A última imagem (B) mostra a representação dos três eixos do sistema.

Em seguida, a grade triangular foi aplicada ao objeto 3D com um número de identificação atribuído a cada nó (Figura 4.14).

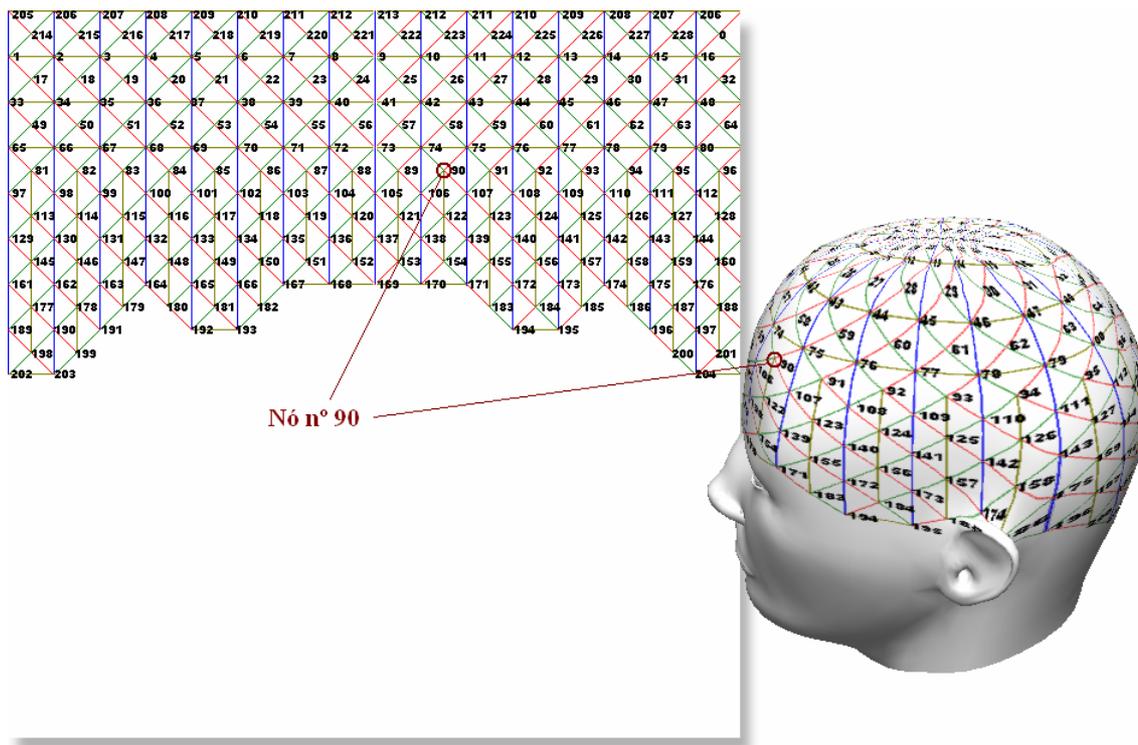


Figura 4.14 – Grade triangular com um número associado a cada nó.

Feito isso, foram definidas, utilizando aplicativos gráficos, as coordenadas bidimensionais dos nós em 5 diferentes projeções bidimensionais do objeto 3D (frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior). Cada nó aparece em duas ou mais projeções, e, com suas coordenadas 2D em cada projeção, foi possível estimar suas coordenadas 3D.

Para clarear este raciocínio, pode-se utilizar, como exemplo, a definição das coordenadas tridimensionais do nó número 90. Este nó aparece, como mostrado na Figura 4.15, nas vistas frontal, lateral esquerda e superior.

Como se pode deduzir da Figura 4.15, a origem dos sistemas de coordenadas 2D e 3D são coincidentes na projeção bidimensional, o mesmo não acontece com a orientação dos eixos. O eixo x_{2D} será sempre da esquerda para a direita e o eixo y_{2D} , do topo para a base, enquanto que a orientação dos eixos 3D na projeção depende da vista que se toma.

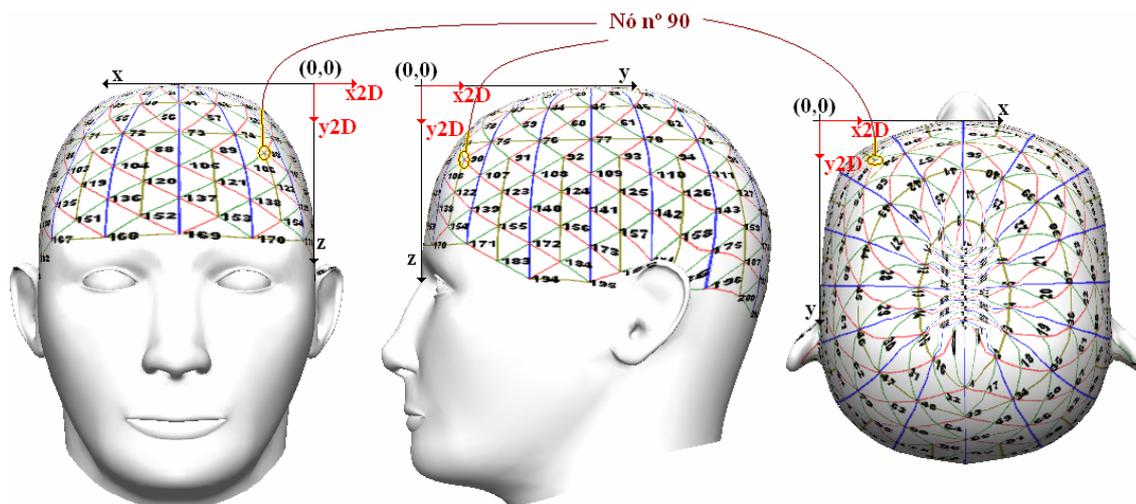


Figura 4.15 – Determinando as coordenadas 3D do nó n° 90 (em evidência). Em vermelho o sistema de coordenadas 2D e em preto o sistema de coordenadas 3D.

Assim, para a vista frontal, a orientação positiva do eixo x_{2D} corresponde à orientação negativa do eixo x (em 3D) e a orientação positiva do eixo y_{2D} é a mesma do eixo z ; para a vista lateral direita, a orientação positiva do eixo x_{2D} corresponde à orientação negativa do eixo y e a orientação positiva do eixo y_{2D} é a mesma do eixo z ; para a vista lateral esquerda, a orientação positiva do eixo x_{2D} é a mesma do eixo y e a orientação positiva do eixo y_{2D} é a mesma do eixo z ; para a vista posterior, a orientação positiva do eixo x_{2D} corresponde à mesma orientação do eixo x e a orientação positiva do eixo y_{2D} é a mesma do eixo z ; por fim, para a vista superior, a orientação positiva do eixo x_{2D} é a mesma do eixo x e a orientação positiva do eixo y_{2D} é a mesma do eixo y .

Cada nó possui coordenadas 2D que dependem da vista (projeção 2D) e coordenadas 3D estimadas. No caso do nó n° 90, suas coordenadas 2D estão representadas na tabela abaixo.

Vista	Frontal		Lateral Direita		Lateral Esquerda		Posterior		Superior	
3D	x	z	y	z	y	z	x	z	x	y
2D	x_{2D}	y_{2D}	x_{2D}	y_{2D}	x_{2D}	y_{2D}	x_{2D}	y_{2D}	x_{2D}	y_{2D}
Nó										
90	47	66	-	-	40	70	-	-	52	38

Tabela 4.1 – Coordenadas 2D do nó n° 90.

O nó nº 90 apresenta, na vista frontal, as coordenadas bidimensionais (47;66), na vista lateral esquerda, (40;70) e na vista superior, (52;38). Já suas coordenadas 3D serão obtidas pela média aritmética de suas coordenadas 2D relativas às projeções em que aparecem. Ou seja, a coordenada x será a média entre 47 e 52; a coordenada y será a média entre 40 e 38; e a coordenada z , a média entre 66 e 70. Assim, as coordenadas 3D do nó nº 90 será (49,5;39;68), como mostrado na Tabela 4.2.

Nó	Coordenadas 3D		
	x	y	z
90	49,5	39	68

Tabela 4.2 – Coordenadas 3D do nó nº 90.

A mesma técnica foi utilizada para a definição das coordenadas 3D dos eletrodos, como mostrado na Figura 4.16. No entanto, um outro objeto 3D foi utilizado neste caso: a cabeça tridimensional com os eletrodos (também objetos 3D) já posicionados.

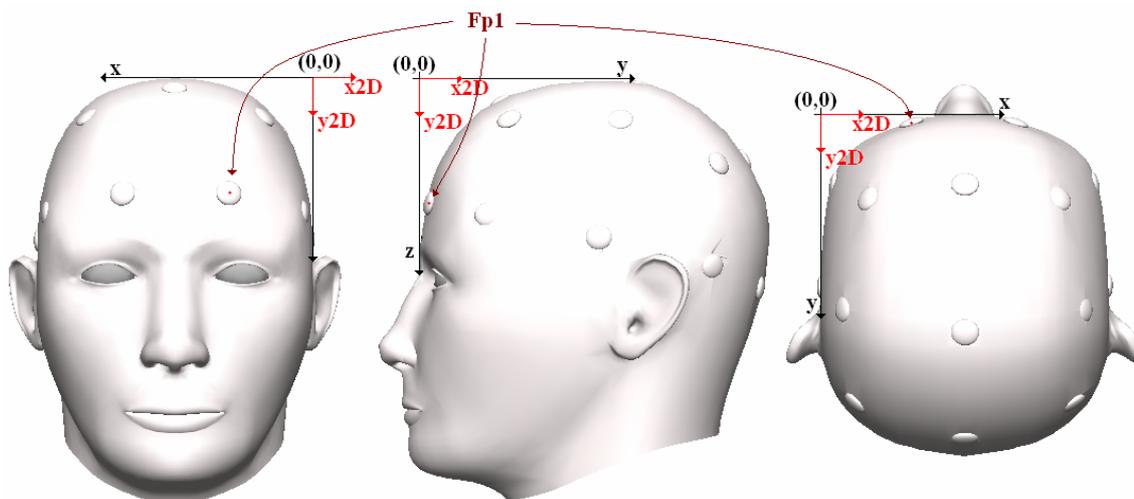


Figura 4.16 – Determinando as coordenadas 3D do eletrodo Fp1 (em evidência). Em vermelho o sistema de coordenadas 2D e em preto o sistema de coordenadas 3D.

Utilizando como exemplo o eletrodo em Fp1, temos suas coordenadas 2D apresentadas na tabela 4.3 e suas coordenadas 3D apresentadas na tabela 4.4.

Vista ▶	Frontal		Lateral Direita		Lateral Esquerda		Posterior		Superior	
3D ▶	x	z	y	z	y	z	x	z	x	y
2D ▶	x2D	y2D	x2D	y2D	x2D	y2D	x2D	y2D	x2D	y2D
Eletr. ▼										
Fp1	78	109	-	-	9	118	-	-	85	8

Tabela 4.3 – Coordenadas 2D do eletrodo Fp1.

Eletrodo	Coordenadas 3D		
	x	y	z
Fp1	81,5	8,5	113,5

Tabela 4.4 – Coordenadas 3D do eletrodo Fp1.

Com os valores das coordenadas 2D e 3D de todos os nós e de todos os eletrodos, criou-se um banco de dados, que é gerado e armazenado na memória quando o aplicativo é inicializado.

As coordenadas 3D de cada um dos demais pontos do escalpo (que são os pontos internos dos triângulos da grade e os pontos das arestas desses triângulos, resultando em mais de 161500 pontos) são calculadas em tempo de execução por interpolação simples com relação aos três nós mais próximos (os três vértices do triângulo que contem o ponto em questão), como será explicado mais adiante.

Imaginando todos estes pontos em três dimensões, o que se tem ao final são triângulos planos no espaço formando uma representação tridimensional da grade triangular, como evidenciado na Figura 4.17.

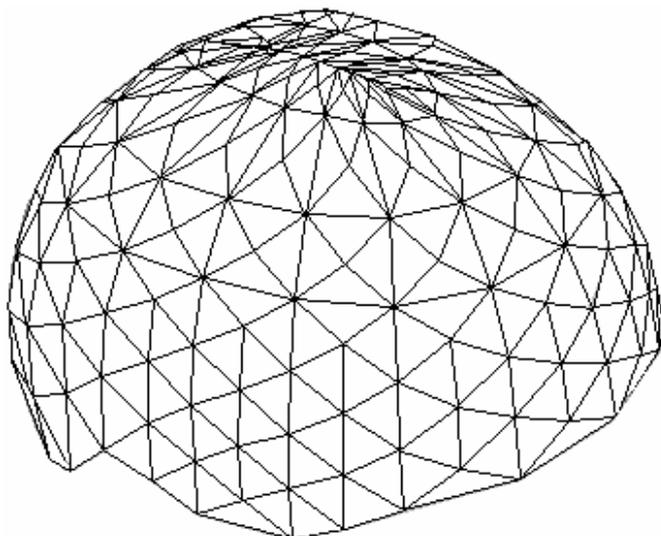


Figura 4.17 – A grade triangular com coordenadas 3D.

Assim como os nós, cada triângulo da grade possui uma identificação numérica (Figura 4.18) e está armazenado no banco de dados tendo como atributo a identificação de seus vértices e a indicação de em quais projeções 2D o triângulo é visível.

368	369	370	371	372	373	374	375	376	377	378	379	380	381	382	383
384	385	386	387	388	389	390	391	392	393	394	395	396	397	398	399
400	401	402	403	404	405	406	407	408	409	410	411	412	413	414	415
416	417	418	419	420	421	422	423	424	425	426	427	428	429	430	431
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47
48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79
80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95
96	97	98	99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111
112	113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126	127
128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143
144	145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159
160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175
176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191
192	193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207
208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223
224	225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239
240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255
256	257	258	259	260	261	262	263	264	265	266	267	268	269	270	271
272	273	274	275	276	277	278	279	280	281	282	283	284	285	286	287
288	289	290	291	292	293	294	295	296	297	298	299	300	301	302	303
304	305	306	307	308	309	310	311	312	313	314	315	316	317	318	319
320	321	322	323	324	325	326	327	328	329	330	331	332	333	334	335
336	337	338	339	340	341	342	343	344	345	346	347	348	349	350	351
352	353	354	355	356	357	358	359	360	361	362	363	364	365	366	367
368	369	370	371	372	373	374	375	376	377	378	379	380	381	382	383

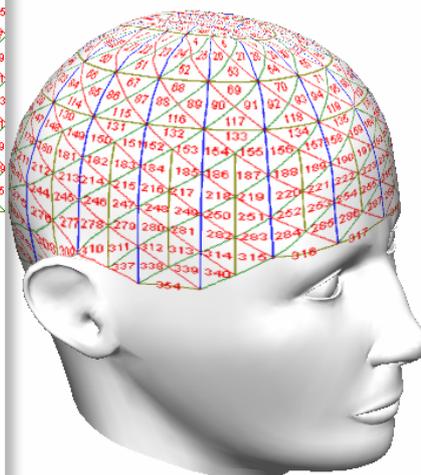


Figura 4.18 – Grade triangular com um número associado a cada triângulo.

A Tabela 4.5 representa como o triângulo nº 121, por exemplo, está armazenado no banco de dados.

Triângulo	Vértices (nós)			Projeções 2D				
	A	B	C	F	LD	LE	P	S
121	58	74	75	Sim	Não	Sim	Não	Sim

Tabela 4.5 – Vértices do triângulo nº 121 e em que projeções aparece.

A Figura 4.19 mostra as projeções em que o triângulo nº 121 aparece.

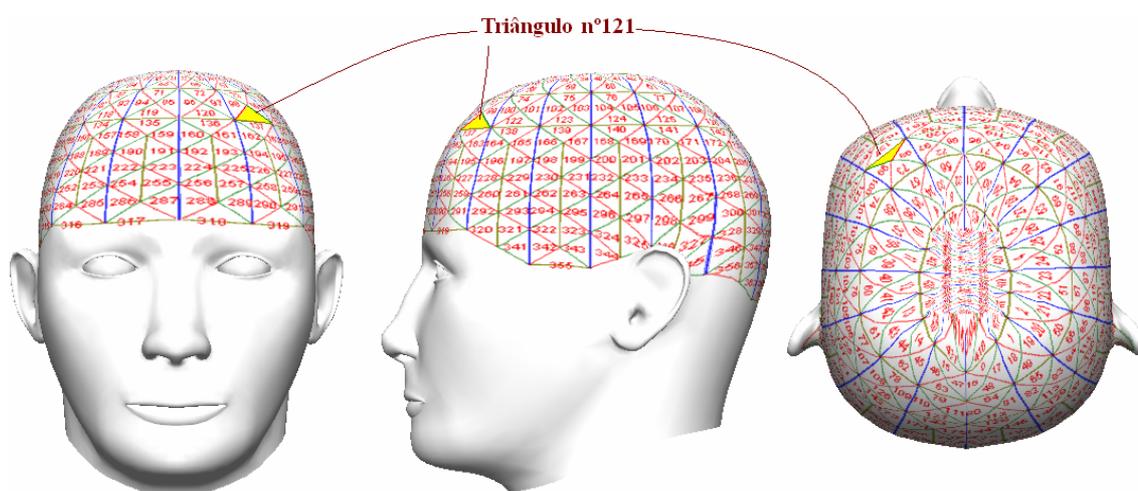


Figura 4.19 – Projeções em que o triângulo nº 121 aparece.

Além das coordenadas 2D nas cinco principais projeções, são também armazenadas no banco de dados as coordenadas 2D de cada vértice e cada eletrodo no *bitmap* que servirá como textura.

4.3.3 Visualização 2D ou 3D

O aplicativo desenvolvido permite que se possa escolher a visualização 2D ou a visualização 3D do mapeamento cerebral. Ambos os mapas são construídos de forma semelhante, tomando como base as informações dos vértices, dos eletrodos e dos triângulos armazenadas no banco de dados. No entanto apresentam algumas peculiaridades, como veremos a seguir.

4.3.3.1 Construção e visualização do mapa 2D

O mapeamento 2D provê a visualização do mapa em 5 vistas: frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior. Para exemplificar como é construído o mapa 2D, será utilizada a vista frontal (Figura 4.20).

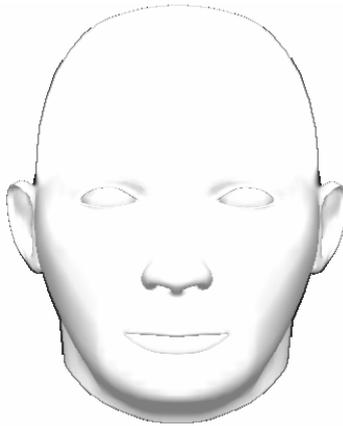


Figura 4.20 – Vista Frontal.

Primeiramente, o aplicativo faz uma busca em seqüência de quais triângulos aparecem na vista frontal. Para cada triângulo encontrado, é interpolado o valor de cada vértice (nó) com base nos valores dos três eletrodos mais próximos. O valor do eletrodo é a intensidade do maior pico de energia de uma faixa escolhida do espectro de frequência (faixa teta, por exemplo). O cálculo de quais são os três eletrodos mais próximos de determinado nó da grade é feito quando o programa é inicializado e a identificação desses três eletrodos é um atributo de cada nó, ficando armazenado também no banco de dados. O valor de cada vértice é calculado pelo método do inverso ponderado da distância, representado pela equação 4.1:

$$V_i = \frac{(d_{i-E_0} \cdot d_{i-E_1})^{1,75} \cdot V_{E_2} + (d_{i-E_1} \cdot d_{i-E_2})^{1,75} \cdot V_{E_0} + (d_{i-E_2} \cdot d_{i-E_0})^{1,75} \cdot V_{E_1}}{d_{i-E_0} + d_{i-E_1} + d_{i-E_2}} \quad (4.1)$$

onde, V_i é o valor interpolado do nó i ; d_{i-E_0} é a distância entre o nó i e o eletrodo E_0 e V_{E_2} é a intensidade ou valor do eletrodo E_2 . O valor da potência (1,75) foi determinado de forma empírica.

Para os outros *pixels* do triângulo, como já foi mencionado, o cálculo de suas coordenadas 3D é feito em tempo de execução por interpolação com relação aos três nós mais próximos.

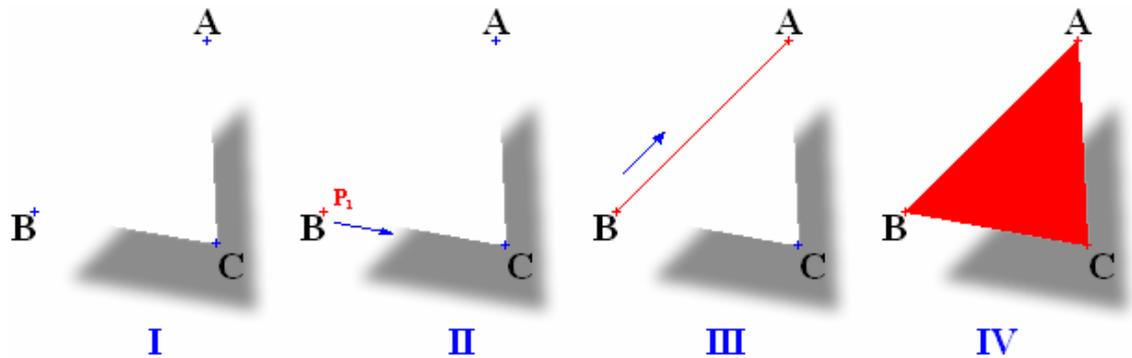


Figura 4.21 – Triângulo no espaço.

Na Figura 4.21, temos uma demonstração de como a interpolação é feita. Em **I**, temos apenas os vértices do triângulo no espaço. A coordenadas dos pontos que estão no segmento de reta formado pelos vértices *B* e *C* são interpoladas com base apenas nesses dois vértices, e as coordenadas dos demais pontos são interpoladas com base num ponto do seguimento de reta *BC* e o vértice *A*. Assim, em **II**, as coordenadas do primeiro ponto em *BC*, que vamos chamar de P_1 , são definidas segundo as equações 4.2 a 4.4:

$$x_P = \frac{d_{PB} \cdot x_C + d_{PC} \cdot x_B}{d_{PB} + d_{PC}} \quad (4.2)$$

$$y_P = \frac{d_{PB} \cdot y_C + d_{PC} \cdot y_B}{d_{PB} + d_{PC}} \quad (4.3)$$

$$z_P = \frac{d_{PB} \cdot z_C + d_{PC} \cdot z_B}{d_{PB} + d_{PC}} \quad (4.4)$$

onde d_{PB} é a distância entre um ponto *P* do seguimento de reta *BC* e o vértice *B*. No caso mostrado em **II**, o ponto *P* é P_1 .

As próximas coordenadas a serem interpoladas serão dos próximos pontos seguindo o sentido de P até A , como mostrado em **III**. Para isso, utilizam-se as equações 4.5 a 4.7:

$$x_H = \frac{d_{HA} \cdot x_P + d_{HP} \cdot x_A}{d_{HA} + d_{HP}} \quad (4.5)$$

$$y_H = \frac{d_{HA} \cdot y_P + d_{HP} \cdot y_A}{d_{HA} + d_{HP}} \quad (4.6)$$

$$z_H = \frac{d_{HA} \cdot z_P + d_{HP} \cdot z_A}{d_{HA} + d_{HP}} \quad (4.7)$$

onde d_{HP} é a distância entre um ponto H no seguimento de reta PA e o ponto P em BC .

Chegando em A , o próximo ponto, P_2 , é o ponto imediatamente após P_1 na reta BC . Em seguida, as coordenadas a serem interpoladas serão dos próximos pontos seguindo o sentido de P_2 até A . O processo se repete até completar todo o triângulo, como mostrado em **IV**.

Para cada coordenada 3D que está sendo calculada, é interpolado também o valor do ponto. Este valor é obtido pela interpolação (método do inverso do quadrado da distância) dos nós que se encontram numa região espacial dentro de uma esfera de raio 30 (na escala utilizada para as coordenadas 3D). O comprimento do raio da esfera foi também estipulado de forma empírica e a equação que representa o cálculo de interpolação é a seguinte:

$$V_P = \frac{\sum_{i=1}^N \frac{1}{d_{P-i}^2} V_i}{\sum_{i=1}^N \frac{1}{d_{P-i}^2}} \quad (4.8)$$

onde, V_P é o valor do ponto P ; N é o número de nós encontrados na região espacial definida; d_{P-i} , a distância entre o ponto P e o nó i e V_i é o valor do nó i .

Cada valor calculado deve ser transformado numa cor. Para isso, foram implementadas quatro diferentes escalas de cores: a primeira utiliza as cores do arco-íris do azul ao vermelho, sendo o azul puro o valor zero e o vermelho puro o maior pico da faixa de frequência escolhida (valor normalizado); as três escalas seguintes utilizam um degrade do branco ao vermelho, do branco ao verde e do branco ao azul, sendo o branco puro o zero e a outra cor pura o maior pico da faixa de frequência escolhida.

O cálculo da cor do *pixel* é feito por uma regra de três simples, assim, cada *pixel* terá uma cor diferente a depender do seu valor. No entanto, essas cores podem ainda ser quantizadas, ou seja, os valores de zero até o maior pico da faixa de frequência escolhida são divididos em faixas, e para cada faixa de valores é atribuída uma cor de acordo com a escala de cores selecionada.

Este processo é repetido para todos os triângulos. A Figura 4.22 mostra o mapa 2D sendo construído desde o primeiro triângulo encontrado (triângulo nº 6) para a vista frontal até o último.

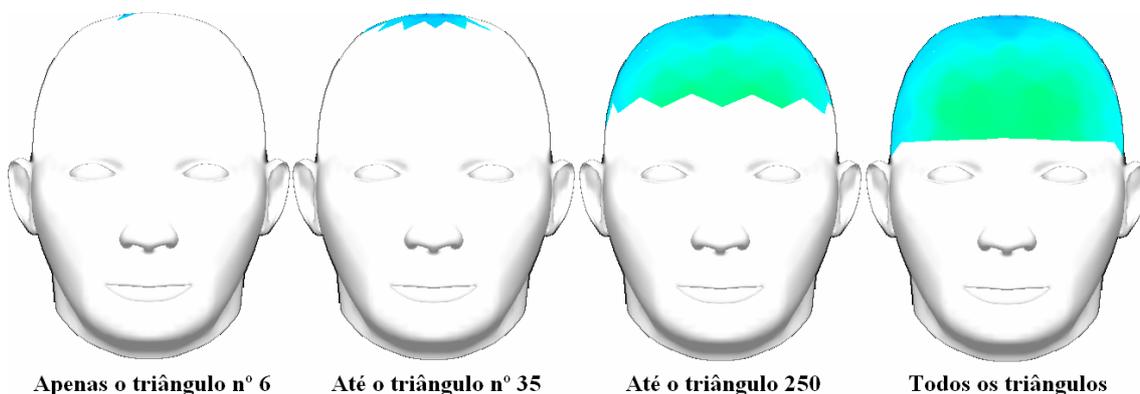


Figura 4.22 – Construção do mapa 2D para a vista frontal.

4.3.3.2 Construção e visualização do mapa 3D

Para o mapeamento 3D, utiliza-se a mesma técnica de construção do mapa 2D e as mesmas equações. A diferença consiste em onde o mapa é criado. No caso do mapeamento 2D, o mapa é criado sobre uma figura bidimensional (exemplificado na vista frontal) e apenas alguns triângulos aparecem em cada vista. Já no mapeamento 3D o mapa é criado como um *bitmap* em que todos os triângulos aparecem e em seguida o Direct3D o aplica sobre a cabeça 3D.

Podemos idealizar este *bitmap* da seguinte forma: imagine que o mapa sobre a cabeça 3D seja uma touca feita de um tecido bastante elástico e aderente, quando as costuras (que seguiriam do topo da cabeça até a base na região posterior) são desfeitas e a abrimos sobre uma mesa plana, tem-se um retângulo com o mapa desenhado. Assim, este retângulo representa a textura aplicada sobre a cabeça 3D.

Para os mesmos parâmetros utilizados na criação do mapa 2D, cria-se o mapa 3D. As figuras que se seguem (Figuras 4.23 a 4.26) ilustram a seqüência de criação do mapa.

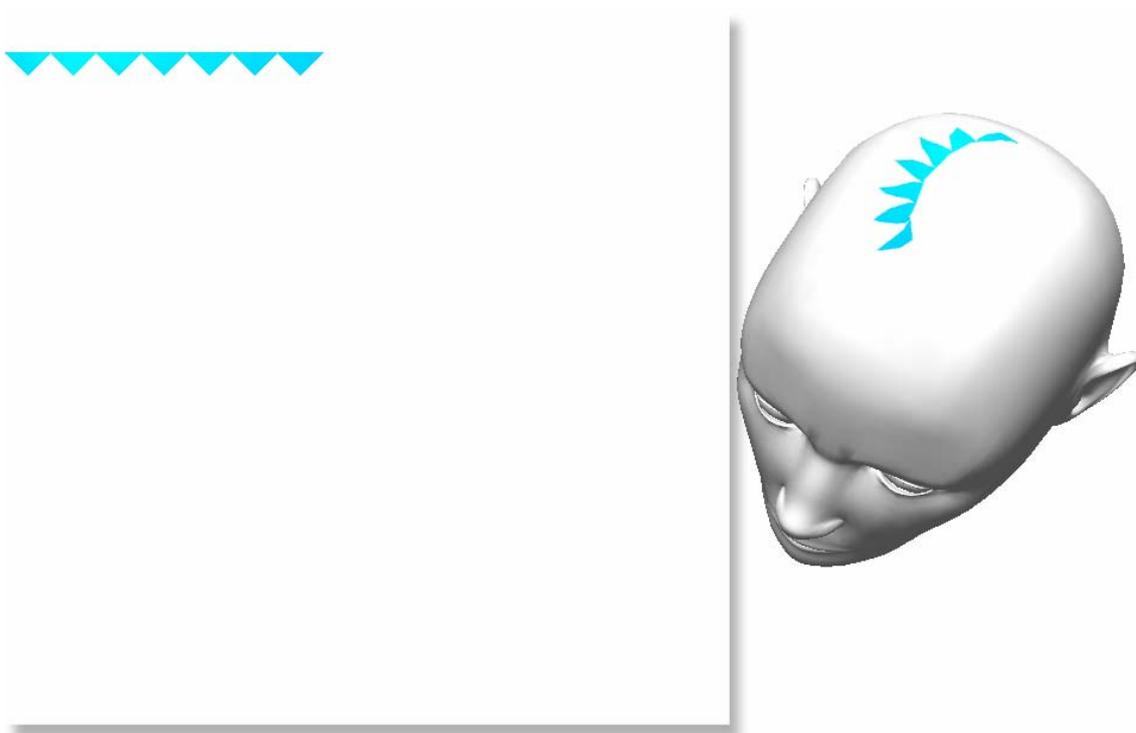


Figura 4.23 – Construção do mapa 3D para os primeiros 6 triângulos.

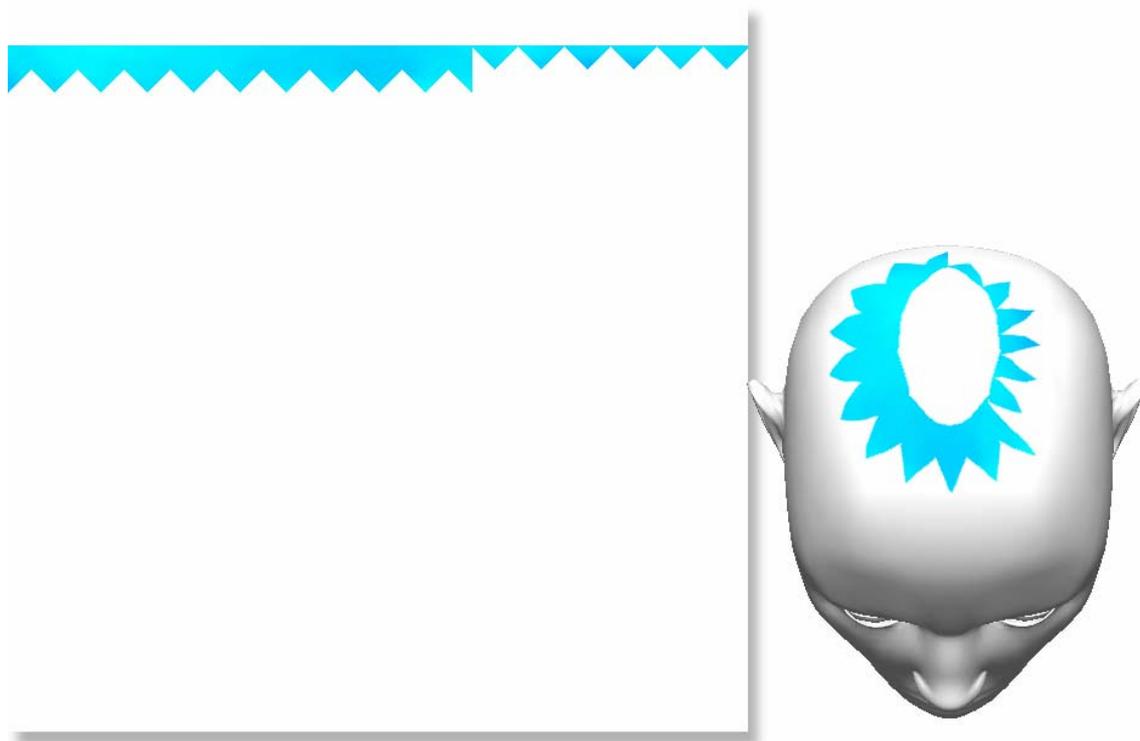


Figura 4.24 – Construção do mapa 2D para os primeiros 35 triângulos.

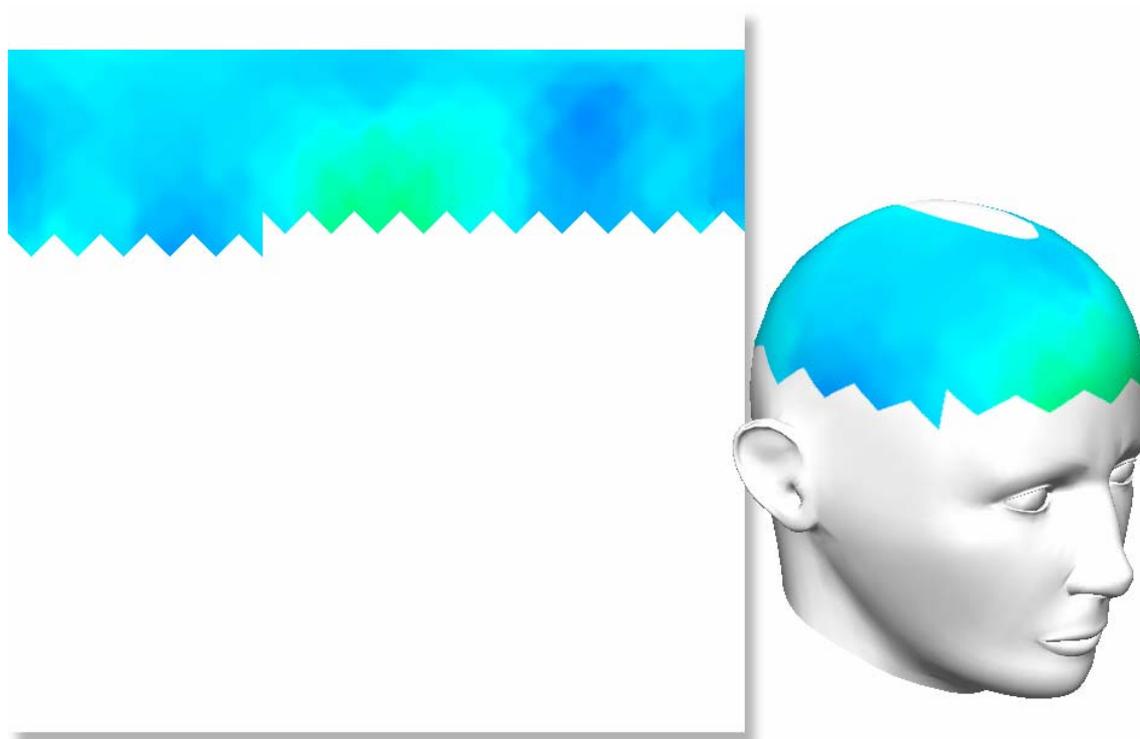


Figura 4.25 – Construção do mapa 2D para os primeiros 250 triângulos.

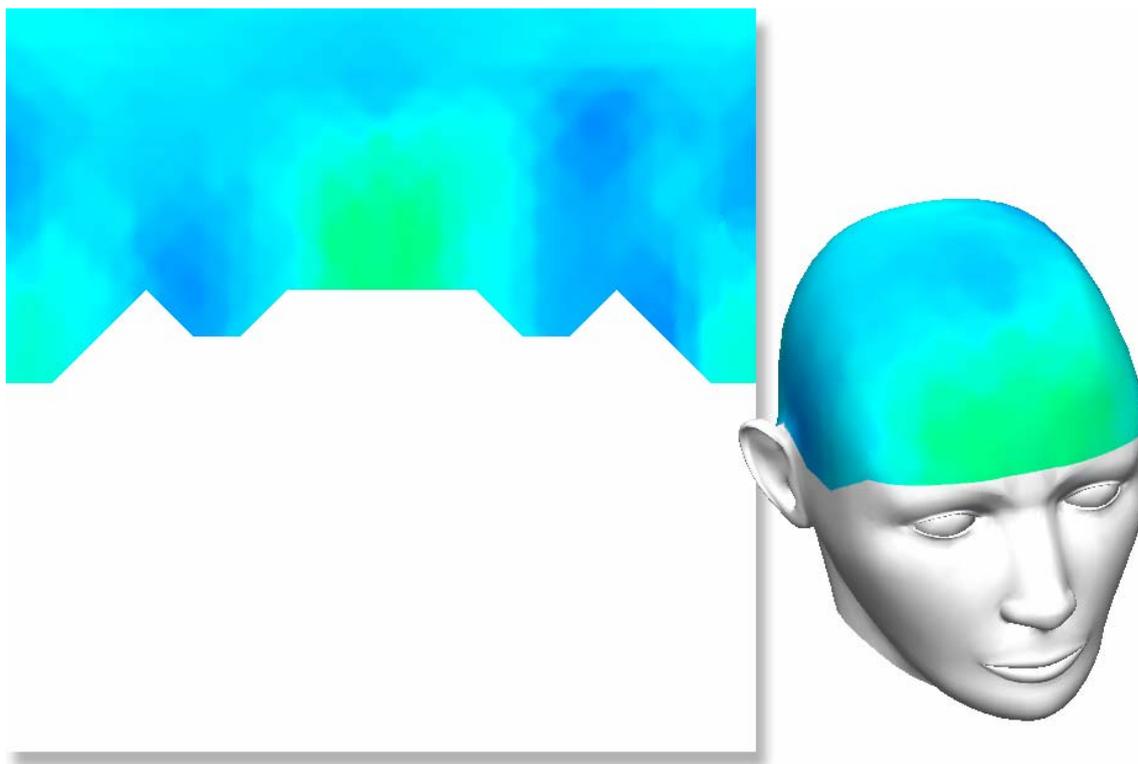


Figura 4.26 – Construção do mapa 2D para todos os triângulos.

Uma observação deve ser feita: as 4 figuras anteriores apenas ilustram a seqüência de criação do mapa, uma vez que a textura somente será aplicada à cabeça 3D após todos os triângulos terem sido preenchidos.

4.4 O aplicativo desenvolvido

Na Figura 4.27, temos um diagrama básico de como o aplicativo está organizado funcionalmente.

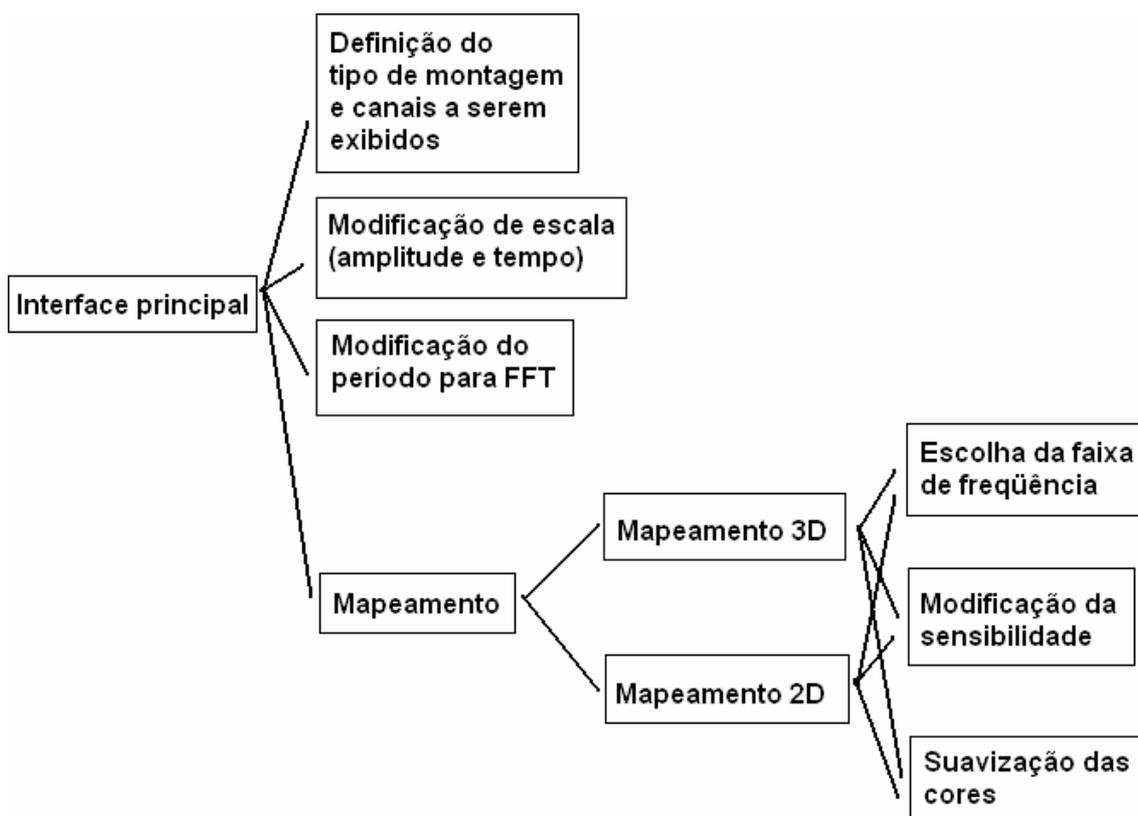


Figura 4.27 – Estrutura funcional do aplicativo.

Na interface principal (Figura 4.28), são exibidos os sinais eletroencefalográficos, bem como seus respectivos espectros de frequência, divididos nas faixas delta, téta, alfa e beta. A partir dessa interface, é possível modificar a escala de amplitude e de tempo, modificar o período do sinal utilizado para o cálculo da FFT, chamar a interface de definição do tipo de montagem que será utilizada e dos canais que serão exibidos na tela ou acionar a interface de mapeamento.



Figura 4.28 – Interface principal. Em azul-claro, na área onde os sinais são exibidos, temos o período para a FFT (neste caso, 4 segundos).

Pressionando o botão “escolher montagem”, será feita a definição do tipo de montagem que será utilizado e quais canais serão exibidos. A Figura 4.29 mostra a interface onde esses parâmetros são definidos.

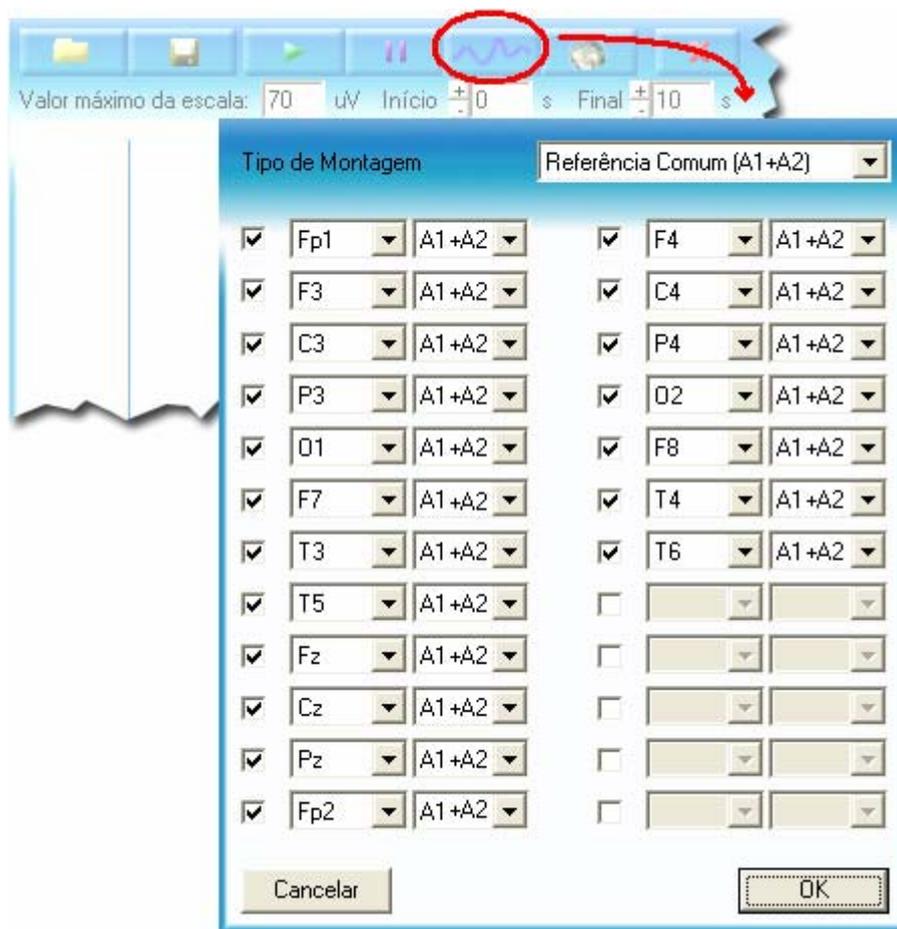


Figura 4.29 – Interface onde são definidos o tipo de montagem e os canais que serão exibidos.

No exemplo mostrado na figura, o tipo de montagem escolhido foi com referência comum, sendo esta a soma dos sinais colhidos pelos eletrodos A1 e A2. Assim, o canal 0 irá exibir o sinal diferencial entre Fp1 e a referência, o canal 1 será o sinal diferencial entre F3 e a mesma referência e assim sucessivamente. Para que o canal não seja exibido na área de exibição dos sinais na interface principal, basta clicar no *check box*.

Confirmado o tipo de montagem, o próximo passo é ajustar as escalas de amplitude e de tempo do sinal (Figura 4.30), bem como o período que será utilizado para o cálculo da FFT (Figura 4.31).



Figura 4.30 – Escala de tempo e amplitude na interface principal: 70 microvolts de 0 a 10 segundos do sinal são exibidos.



Figura 4.31 – Período da FFT: escolha do período (em segundos) do sinal que será utilizado no cálculo da FFT. As setas laterais indicam que a seleção do período pode ser deslocada de um em um segundo para a esquerda ou direita no eixo x.

Uma vez definida a escala de exibição dos sinais e o período para a FFT, o usuário pode pressionar o botão de “acionar mapeamento” para a exibição da interface do mapa cerebral (Figura 4.32). A primeira imagem exibida na área de mapeamento é o mapa 2D da vista frontal.

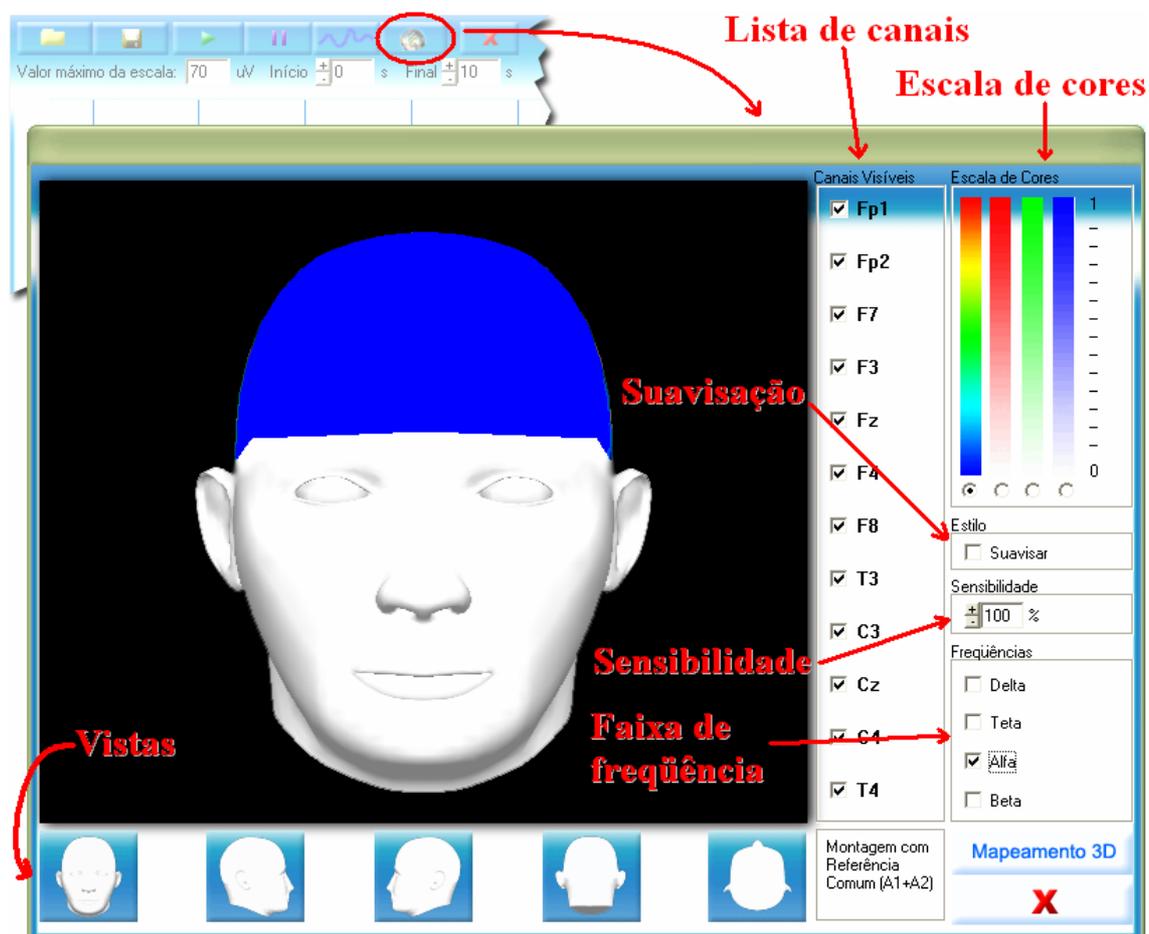


Figura 4.32 – Interface de mapeamento.

Logo abaixo da área de mapeamento existem 5 botões que, quando pressionados, exibem, nesta mesma área, as projeções frontal, lateral direita, lateral esquerda,

posterior ou superior do mapa cerebral; à direita da área de mapeamento há uma lista de todos os canais que aparecem na projeção 2D que está sendo visualizada e que tipo de montagem está sendo usado; à direita dessa listagem, o usuário pode escolher qual escala de cores utilizar, se os limites entre as cores de diferentes regiões do escalpo serão suavizados ou não, qual a sensibilidade do mapeamento e que faixa de frequência será analisada. No canto inferior direito, há um botão onde se pode escolher entre mapeamento 2D e 3D (A figura mostra um mapeamento 2D e pode-se escolher o 3D). Todas as funções disponíveis no mapeamento 2D são as mesmas no mapeamento 3D.

A Figura 4.33 exemplifica a diferença entre utilizar ou não a suavização: na primeira imagem, temos as cores quantizadas, ou seja, dentro de uma determinada faixa de valores dos pontos, as cores são as mesmas; na segunda imagem, as cores são diretamente proporcionais aos valores dos pontos.

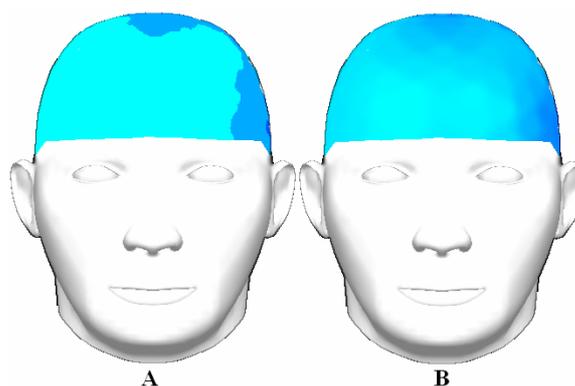


Figura 4.33 – Suavização das cores: em A, temos as cores quantizadas; em B, as cores são diretamente proporcionais aos valores dos pontos (suavização).

A Figura 4.34 exemplifica a variação da sensibilidade em relação ao que é mostrado na Figura 4.33. Para esta figura (Figura 4.34), foi utilizada a sensibilidade de 350% (3,5 vezes a sensibilidade normal). A imagem C mostra que o topo da escala de cores (vermelho) representa agora apenas 28% do valor que era representado com a cor vermelha na sensibilidade normal. Ou seja, se tínhamos uma atividade igual a 0,28 na escala de cores escolhida, utilizando a sensibilidade normal, ela apareceria azul bem claro. Aumentando a sensibilidade para 350%, amplifica-se a intensidade dos valores dos *pixels* e a escala de cores também se ajusta, mostrando agora que a cor vermelha irá representar um valor igual ou maior que 0,28.

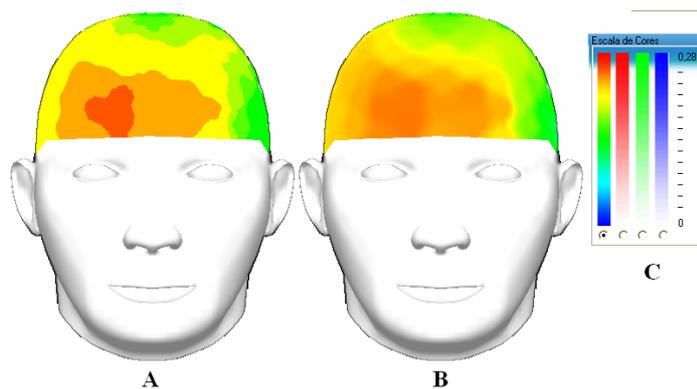


Figura 4.34 – Ajuste de sensibilidade para 350%. em A, temos as cores quantizadas; em B, as cores são diretamente proporcionais aos valores dos pontos (suavização); em C, vê-se a escala de cores.

Pressionando o botão com a inscrição “Mapeamento 3D”, será exibida na área de mapeamento a vista frontal da cabeça 3D com o mapa aplicado sobre o escalpo (Figura 4.35), de forma que possa ser rotacionado em qualquer ângulo (Figura 4.36). Imediatamente o botão assume a inscrição “Mapeamento 2D”, e se pressionado novamente, voltará a exibir a projeção frontal do mapa bidimensional.

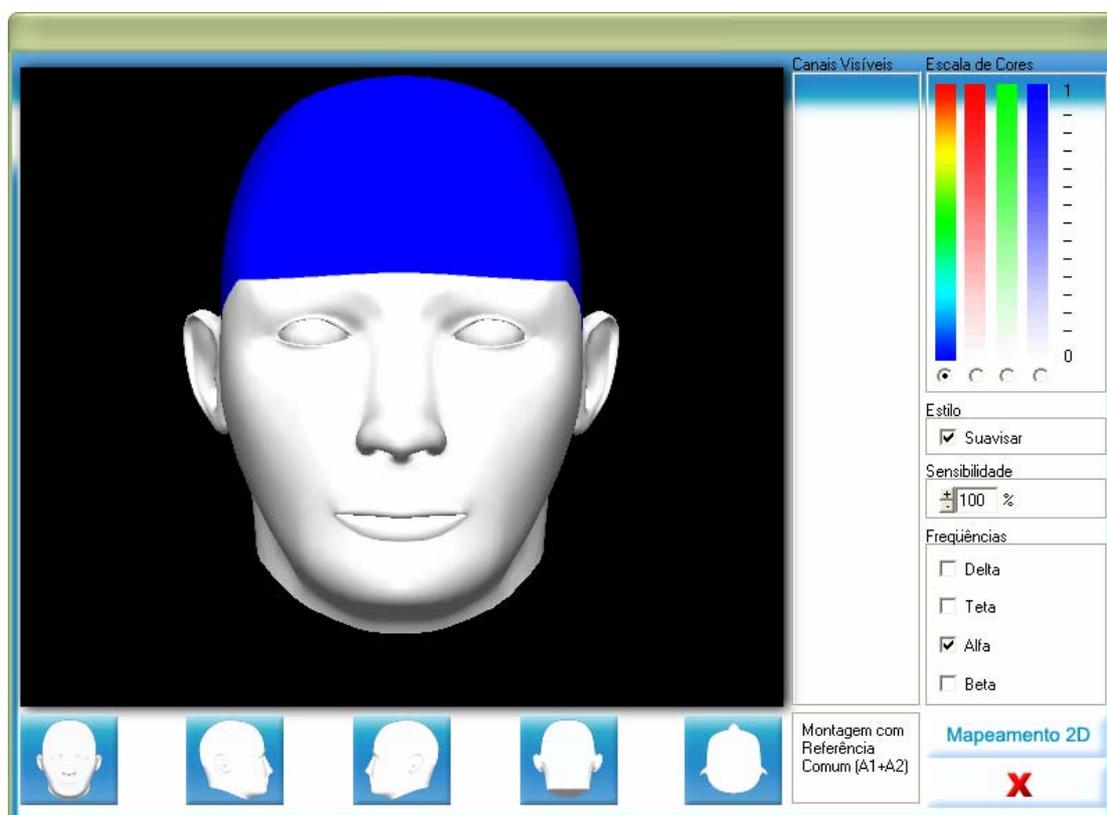


Figura 4.35 – Mapeamento 3D.

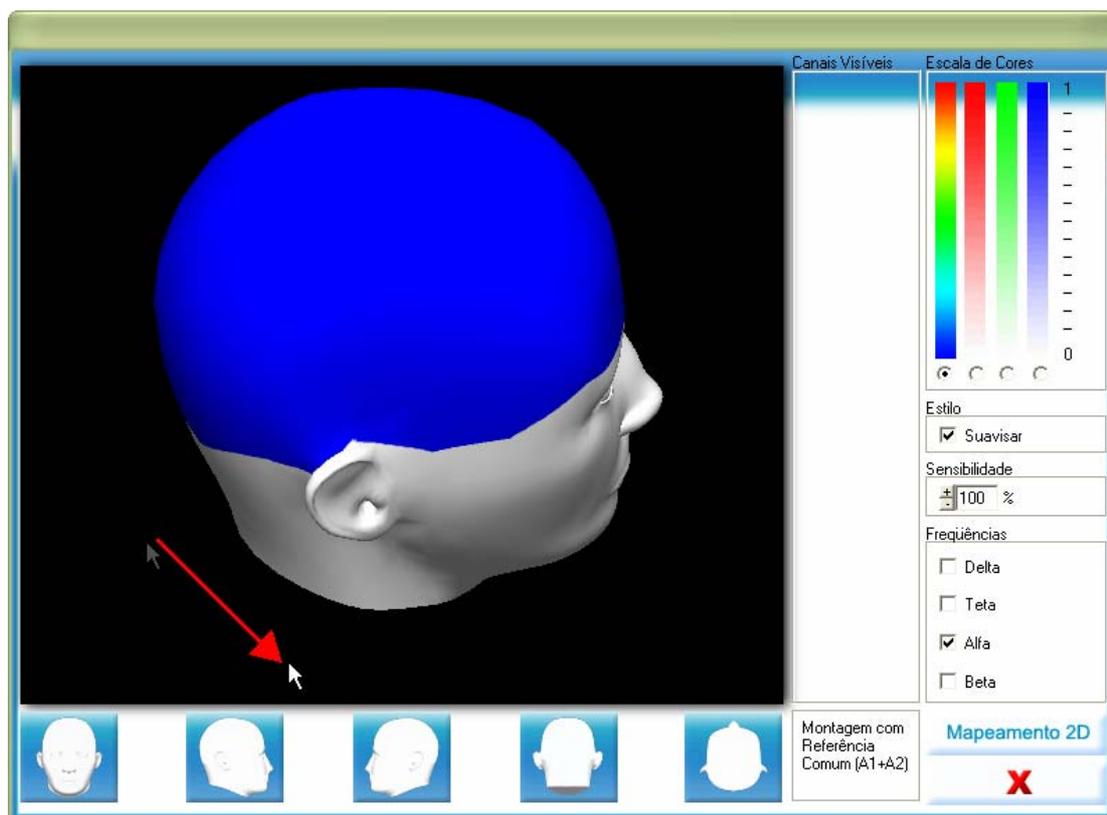


Figura 4.36 – Rotação do mapeamento 3D. A seta vermelha indica o movimento realizado pelo mouse para a rotação da cabeça 3D.

Mostramos neste capítulo a técnica utilizada para a criação dos mapas 2D e 3D, bem como as interfaces e o funcionamento básico do aplicativo desenvolvido. No próximo capítulo far-se-á uma explanação dos resultados obtidos com as técnicas descritas até aqui, bem como algumas avaliações comparativas.

Capítulo 5

Resultados e Avaliações Comparativas

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos com o aplicativo desenvolvido e são feitas algumas avaliações comparativas com os aplicativos descritos no Capítulo 3, a fim de se verificar os ganhos obtidos.

Com base nos estudos e processos descritos nos capítulos anteriores e respeitando os requisitos mínimos para o desenvolvimento de uma técnica gráfica computacional de mapeamento cerebral, foi construído um programa capaz de calcular o espectro de frequência de um sinal EEG, separá-lo em faixas correspondentes às frequências cerebrais (*delta*, *téta*, *alfa* e *beta*) e, com a intensidade para cada canal dentro da faixa escolhida, gerar um mapa funcional em três dimensões, em um modelo tridimensional de cabeça humana.

Para os testes com o aplicativo desenvolvido, os sinais EEG de cada eletrodo foram simulados partindo de um espectro de frequência idealizado.

Note que a utilização de sinais simulados, ao invés de sinais reais, tem como principal objetivo avaliar os resultados a partir de sinais previamente conhecidos e, portanto, analisar os mapas obtidos partindo de uma idealização e não de sinais reais, que podem possuir ruídos e artefatos que resultariam em complicações para as avaliações de precisão e desempenho do aplicativo.

5.1 Geração dos sinais de teste

Para gerar os sinais de teste, foi criada uma função que gera, a partir de um vetor de valores correspondentes às contribuições de 25 frequências diferentes, um vetor contendo amplitudes do sinal no tempo. Tomemos como exemplo a geração do sinal em Fp1: o vetor mostrado na Tabela 5.1 é o vetor que contém a intensidade de cada frequência presente na onda que se quer gerar.

Elet.	Frequências																									
	f_0	f_1	f_2	f_3	f_4	f_5	f_6	f_7	f_8	f_9	f_{10}	f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}	f_{16}	f_{17}	f_{18}	f_{19}	f_{20}	f_{21}	f_{22}	f_{23}	f_{24}	
Fp1	20	5	7	4	2	4	3	3	4	4	5	3	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2

Tabela 5.1 – Vetor de frequências.

Em seguida este vetor é enviado como parâmetro para a função que irá gerar o sinal em Fp1. Esta função gera 120000 amostras para cada eletrodo, sendo que todo o sinal será relativo a 60 segundos de amostragem, ou seja, a cada 2000 amostras geradas, teremos a representação de um segundo do sinal. Isso é feito de acordo com a seguinte equação:

$$\begin{aligned}
 Valor_i = & f_0 \cdot \text{sen}(0,7 \cdot fat) + f_1 \cdot \text{sen}(2,1 \cdot fat) + f_2 \cdot \text{sen}(3,5 \cdot fat) + f_3 \cdot \text{sen}(4,2 \cdot fat) + \\
 & f_4 \cdot \text{sen}(5,3 \cdot fat) + f_5 \cdot \text{sen}(6,3 \cdot fat) + f_6 \cdot \text{sen}(7,1 \cdot fat) + f_7 \cdot \text{sen}(8,5 \cdot fat) + \\
 & f_8 \cdot \text{sen}(9,2 \cdot fat) + f_9 \cdot \text{sen}(10 \cdot fat) + f_{10} \cdot \text{sen}(11,1 \cdot fat) + f_{11} \cdot \text{sen}(12,2 \cdot fat) + \\
 & f_{12} \cdot \text{sen}(13,3 \cdot fat) + f_{13} \cdot \text{sen}(14,4 \cdot fat) + f_{14} \cdot \text{sen}(15 \cdot fat) + f_{15} \cdot \text{sen}(16,2 \cdot fat) + \\
 & f_{16} \cdot \text{sen}(17,1 \cdot fat) + f_{17} \cdot \text{sen}(18,6 \cdot fat) + f_{18} \cdot \text{sen}(19,3 \cdot fat) + f_{19} \cdot \text{sen}(20 \cdot fat) + \\
 & f_{20} \cdot \text{sen}(21,2 \cdot fat) + f_{21} \cdot \text{sen}(22,1 \cdot fat) + f_{22} \cdot \text{sen}(23,7 \cdot fat) + f_{23} \cdot \text{sen}(24,4 \cdot fat) + \\
 & f_{24} \cdot \text{sen}(25 \cdot fat)
 \end{aligned}$$

onde $Valor_i$ é o valor da amostra i no vetor sinal; f_x é a contribuição da frequência x ; fat é o fator que corrige o resultado do seno para que a frequência gerada seja realmente definida pelo valor que multiplica fat , ou seja, o fator fat possibilita que a contribuição de f_0 seja para uma senóide de frequência 0,7 Hz, a de f_1 para uma senóide de 2,1 Hz e assim por diante. Este fator é definido empiricamente como: $fat = i/318$, para 2000 amostras por segundo.

Foram escolhidos valores fracionados de frequência (até 25 Hz) para que o sinal não desse a impressão de se repetir a cada segundo, o que ocorreria com valores inteiros.

Dessa forma, para cada eletrodo, é gerado um vetor com 120000 amostras representativas do sinal EEG.

A contribuição das diferentes frequências para o sinal de cada eletrodo foi idealizada de forma a se aproximar bastante de um sinal real. Isto quer dizer que foi dada, por exemplo, uma contribuição maior à faixa alfa (8 a 13 Hz) para os eletrodos O1 e O2 e uma contribuição maior à faixa delta (0,5 a 3,5 Hz) para os eletrodos Fp1 e Fp2.

A Figura 5.1 mostra um trecho do sinal gerado em Fp1 de acordo com a equação mostrada e com os valores da Tabela 5.1.



Figura 5.1 – Sinal gerado para Fp1: os dez segundos iniciais, ou as 20 mil primeiras amostras.

O espectro de frequência calculado para um janelamento retangular de três segundos deste sinal (região azul-claro na área de plotagem da Figura 5.1) é mostrado na Figura 5.2.



Figura 5.2 – FFT de 3 segundos do sinal em Fp1.

5.2 Geração dos mapas com os sinais de teste

Como os testes foram realizados com sinais simulados para cada eletrodo, estes devem ser carregados ao inicializar o aplicativo. Pode-se, então, escolher diretamente o tipo de montagem e os canais que aparecerão na tela. No caso de sinais reais, eles seriam lidos de um arquivo em disco e somente depois poder-se-ia definir a montagem.

Para apresentar os resultados obtidos com o aplicativo desenvolvido, será utilizada a montagem bipolar transversal (Figura 5.3). Nesta montagem os sinais visualizados são referentes à diferenciação de pares de eletrodos, listados na tabela 5.2.



Figura 5.3 – Escolha da montagem bipolar transversal.

Canal	Sinal diferencial entre os eletrodos	Canal	Sinal diferencial entre os eletrodos
0	F7 – Fp1	10	Cz – C4
1	Fp1 – Fp2	11	C4 – T4
2	Fp2 – F8	12	T4 – A2
3	F7 – F3	13	T5 – P3
4	F3 – Fz	14	P3 – Pz
5	Fz – F4	15	Pz – P4
6	F4 – F8	16	P4 – T6
7	A1 – T3	17	T5 – O1
8	T3 – C3	18	O1 – O2
9	C3 – Cz	19	O2 – T6

Tabela 5.2 – Montagem bipolar transversal: relação entre os canais e os sinais diferenciais.

Os dados são apresentados na interface principal, como ilustra a Figura 5.4. O período selecionado para o cálculo da FFT é de um segundo e está representado pela faixa azul-claro em evidência na área de exibição do sinal.

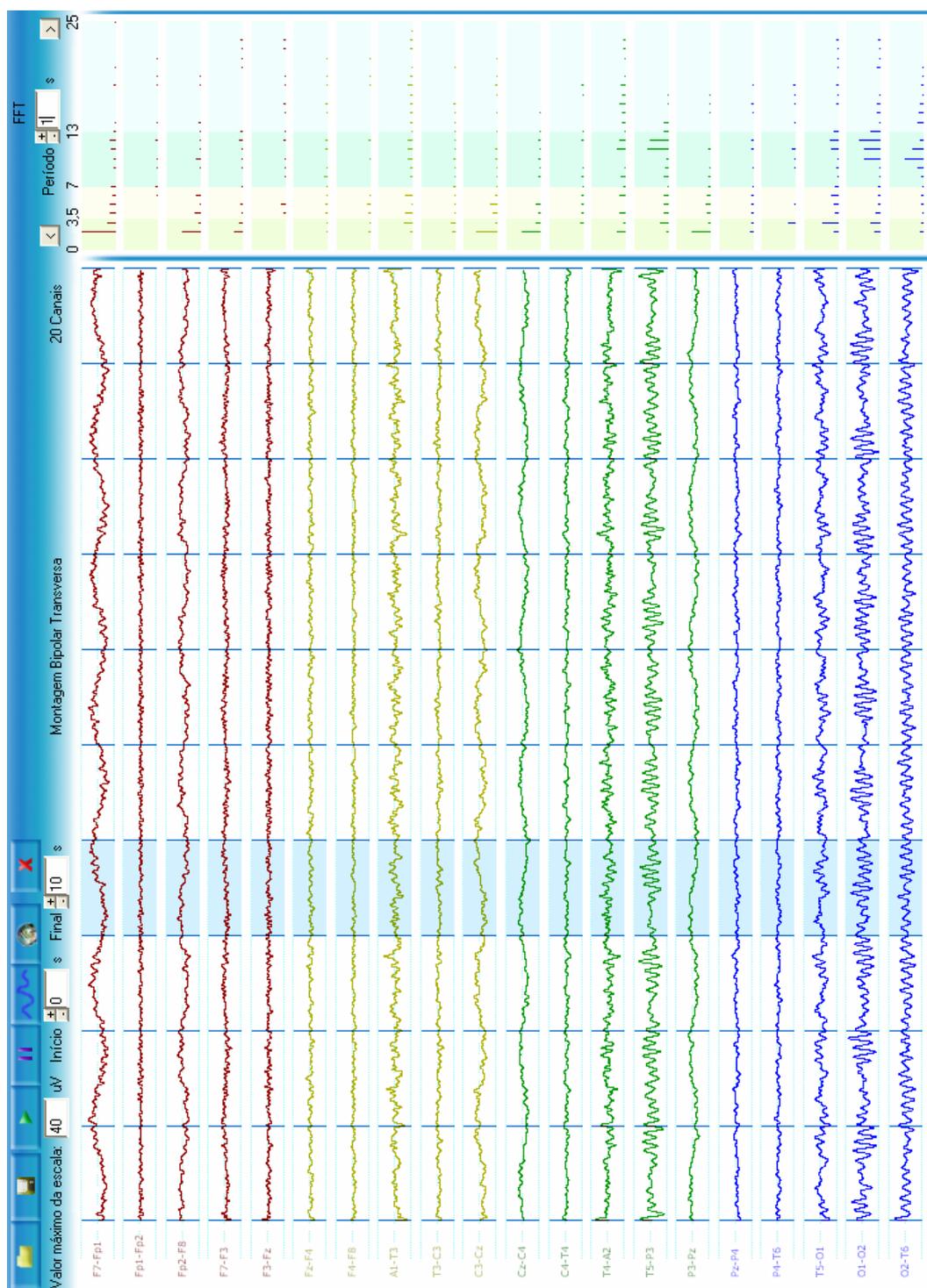


Figura 5.4 – Interface principal com todos os canais para a montagem bipolar transversal (inclinada 90° à esquerda para melhor visualização).

5.2.1 Visualização do mapa 2D

Uma vez escolhido o período do sinal para o cálculo da FFT, inicia-se o mapeamento pressionando o botão que o aciona. Foi escolhido inicialmente a faixa de frequência alfa para os testes (Figura 5.5).

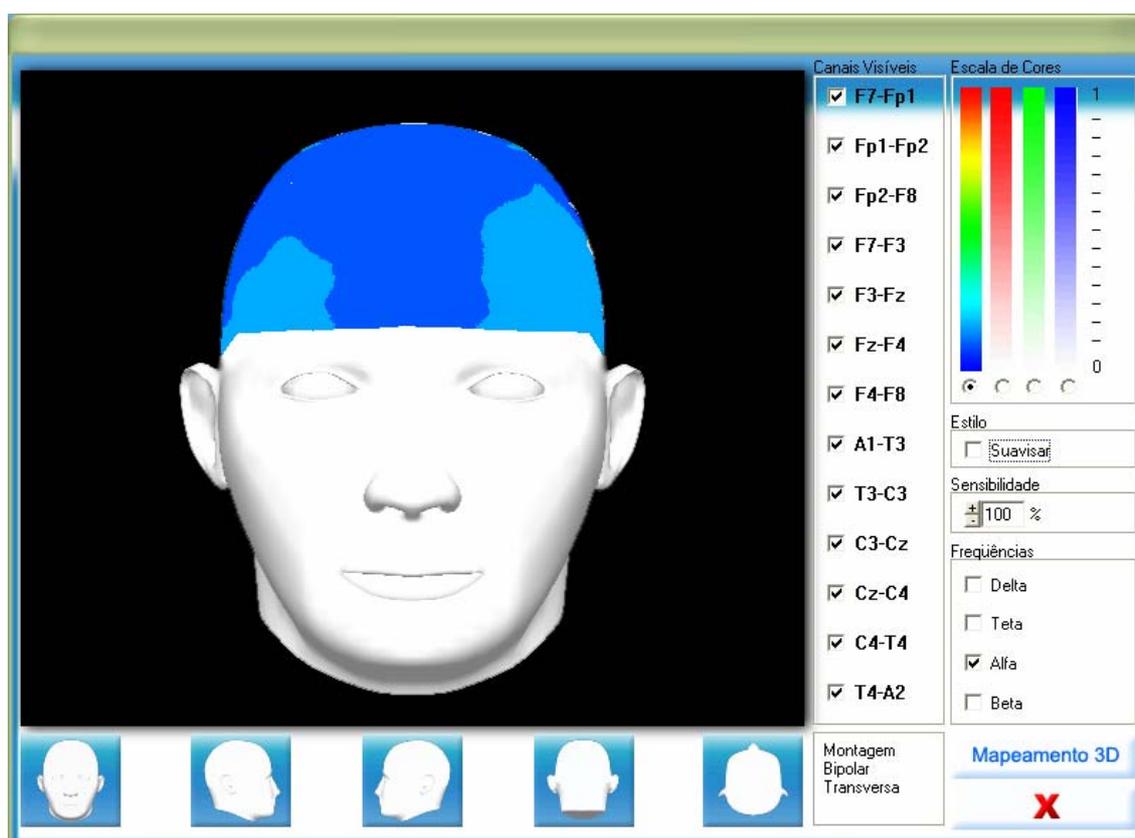


Figura 5.5 – Tela de mapeamento com a vista frontal 2D.

Correlacionando o mapa com o espectro dos canais que aparecem na vista frontal, pode-se perceber que, realmente, as cores do mapa representam a maior intensidade da faixa alfa para aquela região. A Figura 5.6 é o mesmo mapa anterior, agora com sensibilidade em 150%, e demonstra que as regiões mostradas no mapa são as regiões representadas pelos canais da interface principal. Por exemplo, o canal 1, que representa a atividade eletroencefalográfica diferencial na região entre os eletrodos Fp1 e Fp2, aparece exatamente nesta região do escalpo (entre Fp1 e Fp2). Foi utilizada uma sensibilidade maior para a faixa alfa (1,5 vezes) no intuito de destacar melhor a contribuição desse espectro de frequência para o mapeamento.

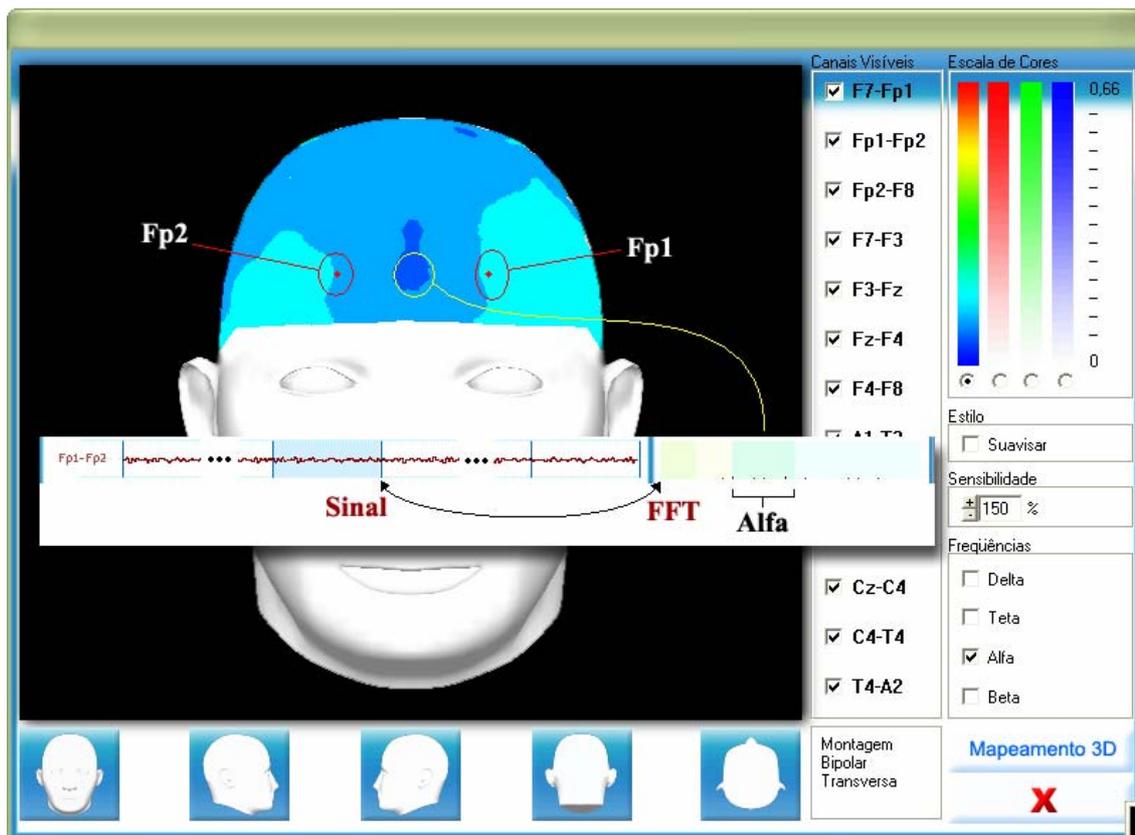


Figura 5.6 – Vista frontal do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa nos eletrodos Fp1 e Fp2 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.

Como se pode perceber, a contribuição da faixa alfa nesta região é mínima. A mesma verificação é feita com o canal 18 na vista posterior, também com sensibilidade em 150% (Figura 5.7). Nota-se que a faixa alfa tem significativa contribuição na região entre os eletrodos O1 e O2. Uma observação importante: exatamente no ponto entre os eletrodos O1 e O2 não existe nenhum nó da grade, por isso a maior contribuição da faixa alfa aparecerá no nó mais próximo, que está logo acima do ponto em questão. No entanto o importante é que os sinais exibidos na interface principal para cada canal dizem respeito a regiões específicas, e não a pontos isolados.

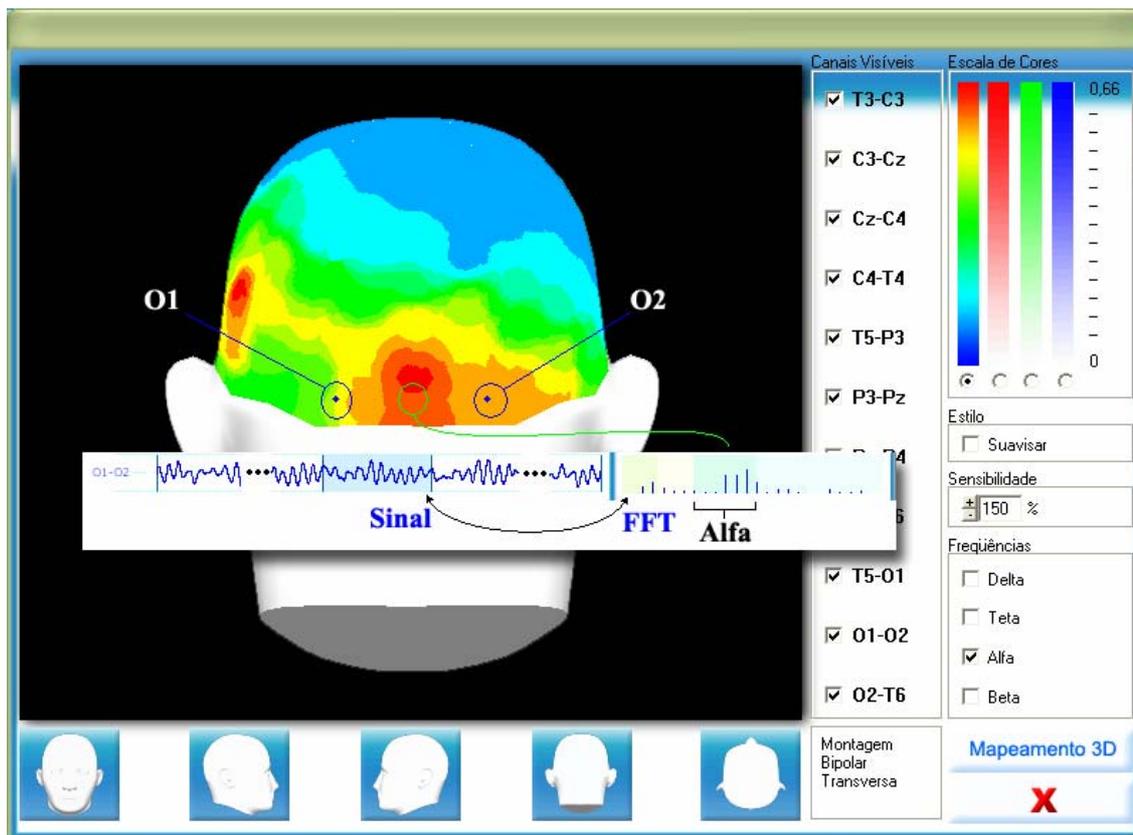


Figura 5.7 – Vista posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa nos eletrodos O1 e O2 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.

Os mapas apresentados nas figuras anteriores mostram o mapeamento com as cores quantizadas, ou seja, para um dado conjunto de valores, a cor é a mesma. Isso melhora a visualização no que diz respeito à identificação de regiões específicas, no entanto a suavização dos mapas permite uma representação mais detalhada dessas regiões, de forma que as cores estejam diretamente relacionadas a cada valor de intensidade da faixa de frequência escolhida (Figura 5.8).

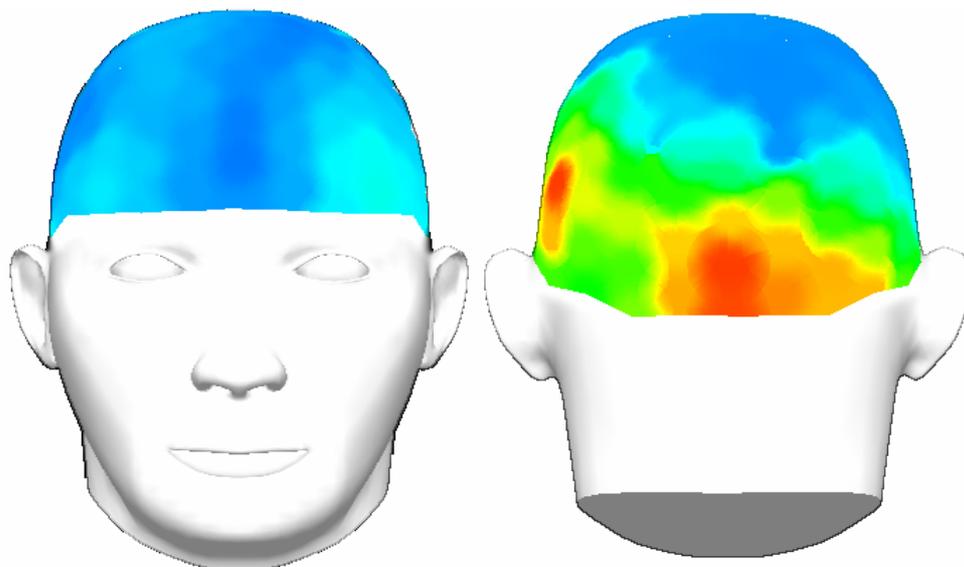


Figura 5.8 – Vistas frontal e posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade alfa com maior detalhamento do mapa (suavização). Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.

Com os mesmos sinais, os mesmos parâmetros de montagem e janelamento para o cálculo da FFT, foi realizado o mesmo teste, desta vez para a faixa de frequência delta.

A Figura 5.9 mostra a vista frontal para a atividade delta, destacando os eletrodos Fp1 e F7, bem como a região compreendida entre esses eletrodos. Neste caso, está sendo utilizada a sensibilidade normal do mapeamento.

Já a Figura 5.10 mostra a vista posterior do mapeamento 2D para a atividade delta, destacando os eletrodos O2 e T6, assim como a região compreendida entre esses dois eletrodos. Da mesma forma, a imagem mostra o mapeamento com sensibilidade normal.

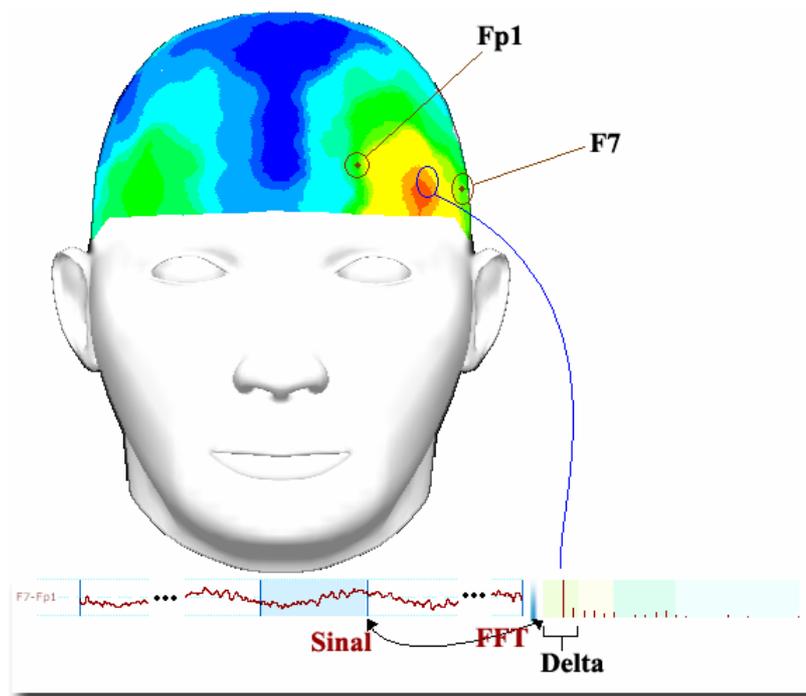


Figura 5.9 – Vista frontal do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta nos eletrodos Fp1 e F7 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.

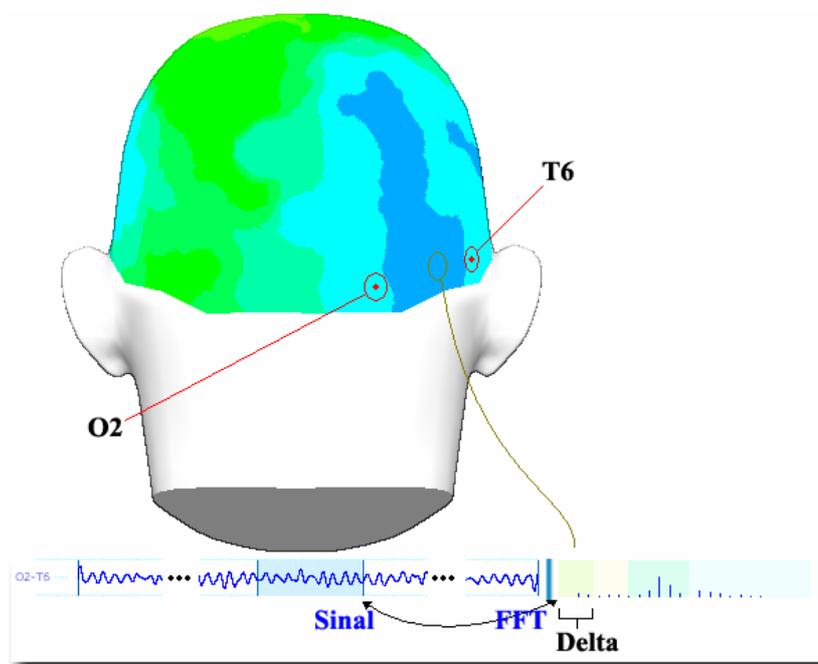


Figura 5.10 – Vista posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta nos eletrodos O2 e T6 e na região entre esses eletrodos. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.

Como esperado, os resultados apontam para uma coerência entre o que se vê no espectro de frequência para um determinado canal e coloração da região específica do escalpo, a que este canal se relaciona.

Na Figura 5.11 temos um maior detalhamento dos mapas frontal e posterior para a atividade delta, montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.

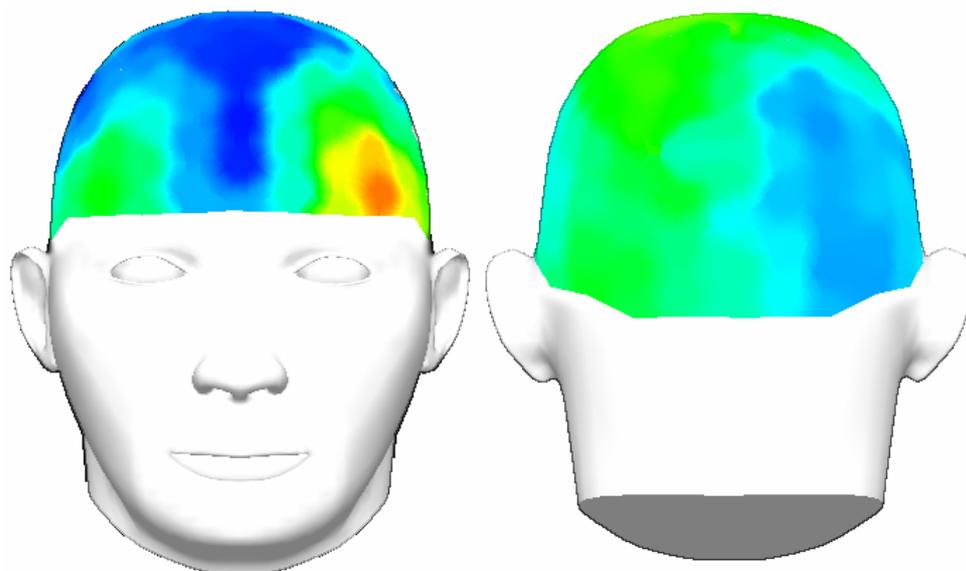


Figura 5.11 – Vistas frontal e posterior do mapeamento 2D evidenciando a atividade delta com maior detalhamento do mapa (suavização). Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.

5.2.2 Visualização do mapa 3D

Com os mesmos parâmetros utilizados no teste anterior: sinais simulados e montagem bipolar transversal, fez-se o mesmo teste com o mapeamento 3D.

Escolhendo a faixa alfa e pressionando o botão de “Mapeamento 3D”, dá-se início à geração da textura que irá se ajustar à cabeça tridimensional, originando o mapa 3D, como evidenciado na figura 5.12. Assim como no exemplo anterior, este mapa foi criado com a sensibilidade de mapeamento em 150% e as cores quantizadas.

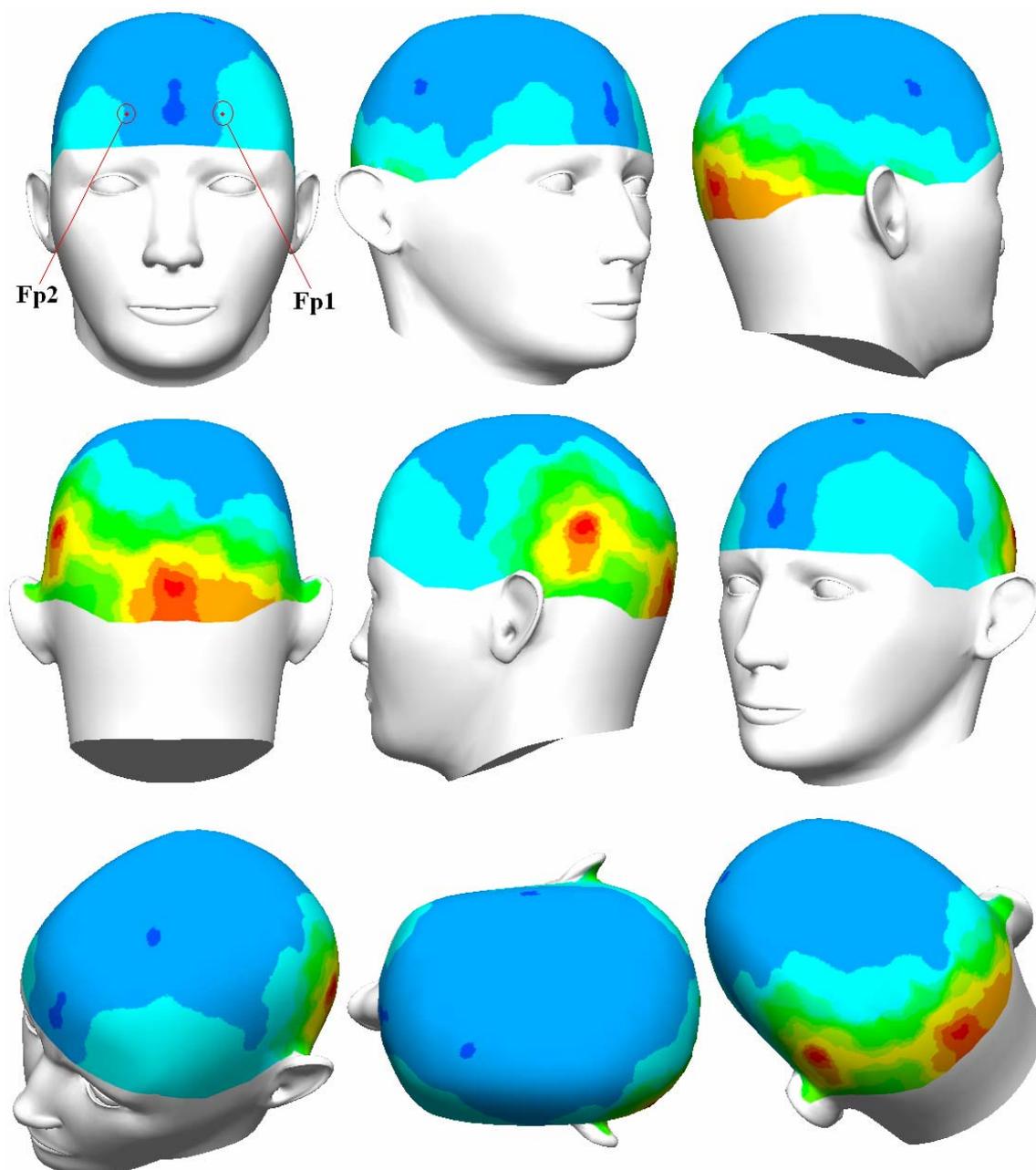


Figura 5.12 – Rotação do mapeamento 3D evidenciando a atividade alfa em todo o escalpo. Montagem bipolar transversal e sensibilidade em 150%.

Percebe-se, pela Figura 5.12, que há coerência entre os espectros de frequência apresentados na interface principal para cada canal e a coloração das respectivas regiões do escalpo representadas pelos canais. Note a região entre os eletrodos Fp1 e Fp2 (como já havia sido mostrado no mapa 2D – Figura 5.6).

O mesmo teste é feito com a faixa delta, cores quantizadas e sensibilidade normal, como mostra a Figura 5.13.

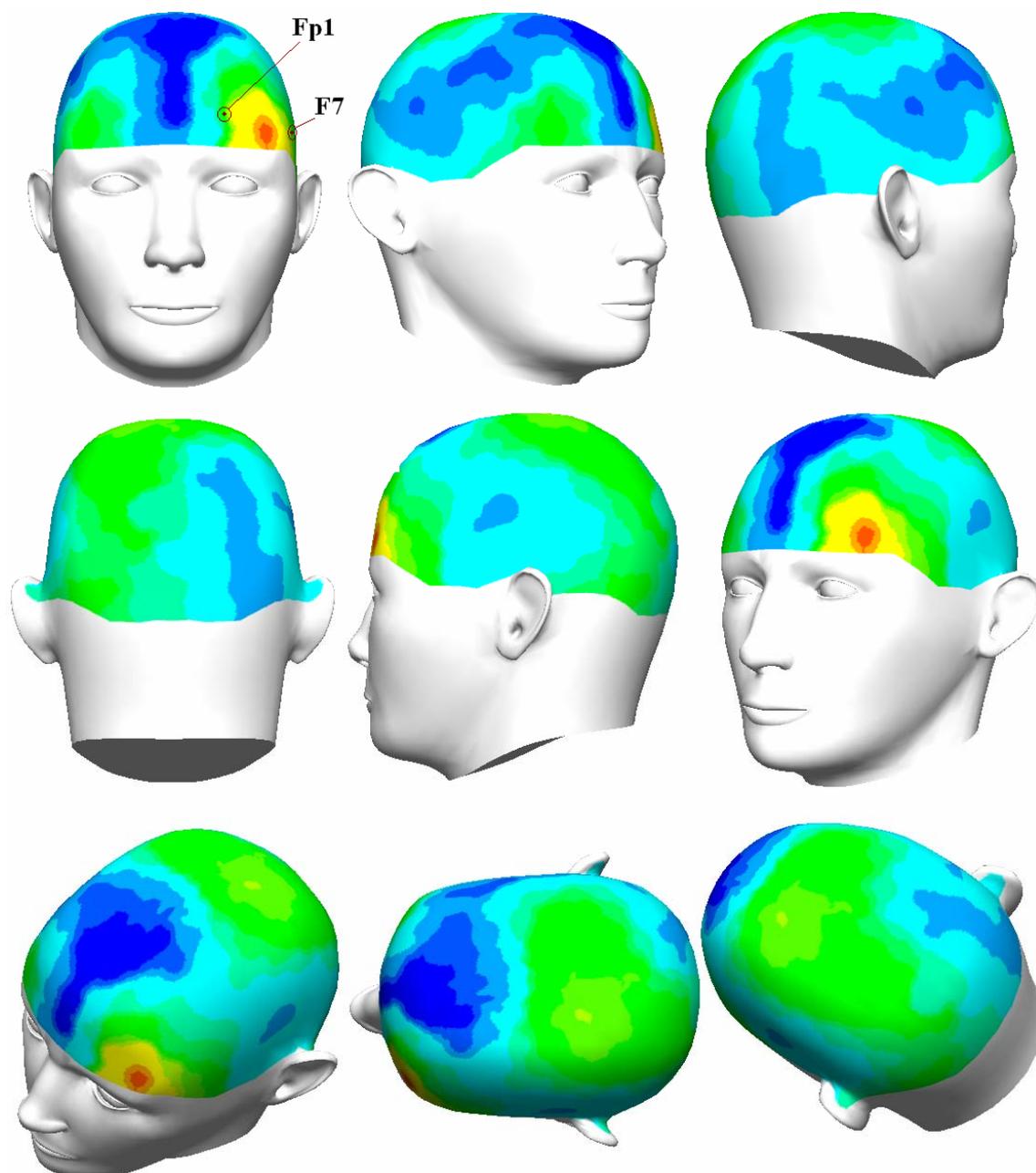


Figura 5.13 – Rotação do mapeamento 3D evidenciando a atividade delta em todo o escalpo. Montagem bipolar transversal e sensibilidade normal.

Da mesma forma que na imagem anterior, podemos perceber, pela Figura 5.13, a coerência existente entre os espectros de frequência apresentados na interface principal para cada canal e a coloração das respectivas regiões do escalpo representadas por esses

canais. Note a região entre os eletrodos Fp1 e F7 (da mesma forma que foi mostrado para o mapeamento 2D – Figura 5.7).

Por fim, a Figura 5.14 mostra o mapeamento 3D para as faixas alfa (sensibilidade 150%) e delta (sensibilidade normal) com suavização das cores. Como já explicado, a opção de utilizar sensibilidade em 150% para a faixa alfa se deu no intuito de observar melhor as peculiaridades do mapa.

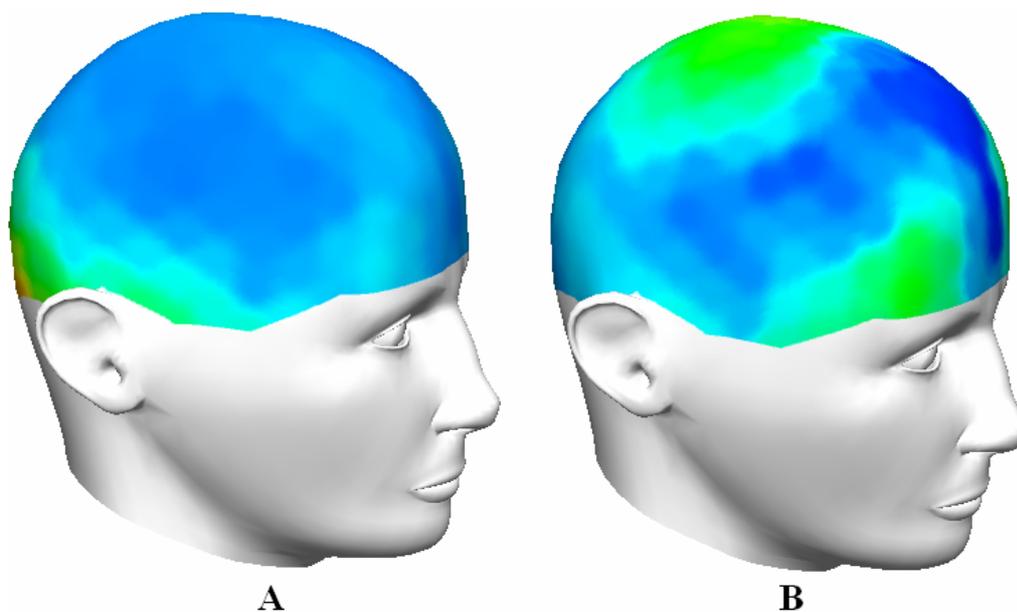


Figura 5.14 – Mapeamento 3D evidenciando as atividades alfa, com sensibilidade em 150% (A), e delta, com sensibilidade normal (B), com maior detalhamento dos mapas (suavização). Montagem bipolar transversal.

5.3 Avaliações comparativas

Conforme explanado no Capítulo 3, poucos são os aplicativos que provêm um mapeamento tridimensional das atividades elétricas corticais, demos destaque apenas ao TEMPO [SAMARDZIC *et al*, 2003], que foi implementado para o sistema operacional Linux. A maior parte dos softwares para mapeamento cerebral utilizados na atualidade provê uma visualização bidimensional dos mapas cerebrais. Percebe-se que esta representação bidimensional é, como já foi mencionado, bastante usual, no entanto não condiz com as peculiaridades anatômicas de uma cabeça real.

Esta visualização bidimensional se dá comumente com uma figura elíptica representativa do escalpo ou com uma imagem estilizada do cérebro.

Para exemplificar, são destacados alguns modelos de mapeamento feitos pelos aplicativos relacionados no Capítulos 3 e algumas de suas inconsistências.

No mapeamento realizado com o aplicativo EEG 16S/EEG 16X desenvolvido pela MEDICOR (Figura 5.15), além de ter-se uma representação elíptica do escalpo, a escala de cores escolhida dificulta uma compreensão mais intuitiva do fenômeno observado.

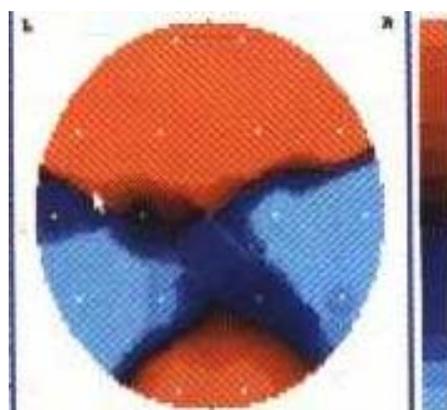


Figura 5.15 – Mapeamento 2D em figura elíptica.

Na Figura 5.16, temos um mapeamento realizado pelo NeuroGuide, também relacionando o escalpo com uma figura plana e elíptica. Neste mapeamento temos a representação da contribuição de diferentes frequências cerebrais.

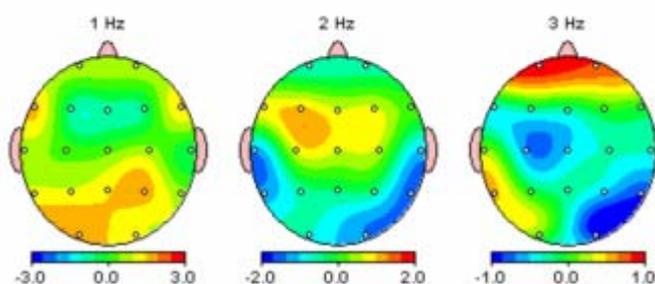


Figura 5.16 – Mapeamento 2D em figura elíptica.

O sistema desenvolvido procurou solucionar este problema na medida em que foi utilizado um modelo tridimensional de uma cabeça humana, se aproximando bastante de

uma morfologia mais realista. Assim, com a acomodação do eletroencefalograma quantitativo e topográfico numa cabeça tridimensional, a visualização do mapa se tornou mais fidedigna no que diz respeito à própria anatomia volumétrica do escalpo.

Outro problema verificado foi quanto à questão de utilização de figuras estilizadas do cérebro (Figura 5.17). Diferentemente de alguns sistemas, como o qEEG V.10 da Akonic, o Braintech 4.0 da EMSA e o Neuromap da Neurotec, o aplicativo desenvolvido evidencia a distribuição dos potenciais elétricos no escalpo e não numa representação plana do córtex, uma vez que tais potenciais são capturados realmente no escalpo. A imagem estilizada do cérebro e a distribuição dos potenciais nas imagens geradas por estes softwares não condizem com a realidade do fenômeno, a não ser que sejam feitos cálculos para a estimativa em profundidade da localização dos referidos sinais no córtex. O aplicativo desenvolvido não realiza este cálculo.

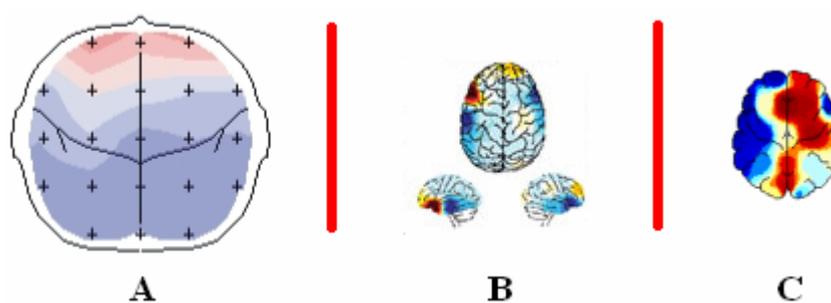


Figura 5.17 – Mapeamento 2D em figura estilizada do cérebro. A) qEEG V.10; B) Braintech 4.0; C) Neuromap.

Foi verificada ainda, uma certa inconsistência no mapeamento apresentado pelo Neromap. Há uma não uniformidade entre a visualização superior do mapa cerebral e a visualização lateral do mesmo mapa, como mostra a Figura 5.18.

Na figura está destacada uma falha na composição dos mapas. Vê-se claramente na vista superior uma faixa azul que separa duas regiões em azul-claro, esta separação não é vista na visualização lateral direita, dando a impressão que a região azul-claro é contínua. Na região frontal, vista superior, vemos uma curva suave entre as regiões azul e azul-escuro. Esta curva se torna brusca na visualização lateral.

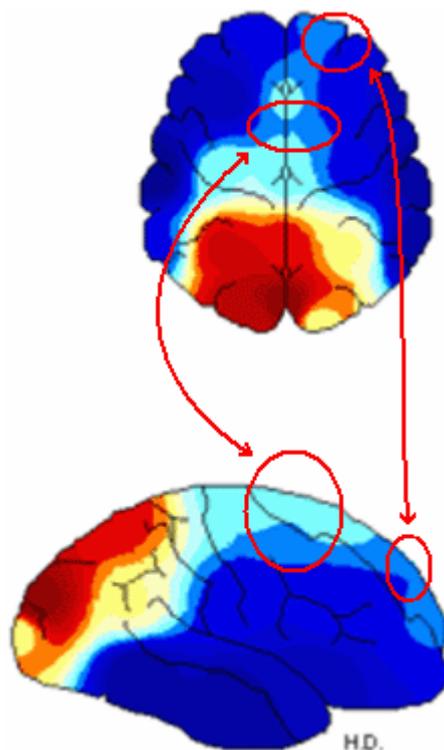


Figura 5.18 – Detalhe do mapeamento realizado com o Neuromap. Esta imagem evidencia falhas na composição do mapa para duas diferentes vistas.

O aplicativo desenvolvido também pôde solucionar este tipo de inconsistência ao utilizar coordenadas tridimensionais para os cálculos de interpolação. Dessa forma, a relação espacial entre os diferentes pontos no escalpo foi mantida, independentemente da vista escolhida.

A Figura 5.19 mostra a vista frontal e lateral direita do mapeamento 2D realizado pelo software desenvolvido. É possível notar a noção de profundidade gerada pela técnica utilizada e a coesão entre o que se vê numa projeção e o que se vê em outra.

Esta coesão é melhor observada quando realizamos o mesmo mapeamento para a cabeça 3D e a rotacionamos da vista frontal para a vista lateral direita (Figura 5.20).

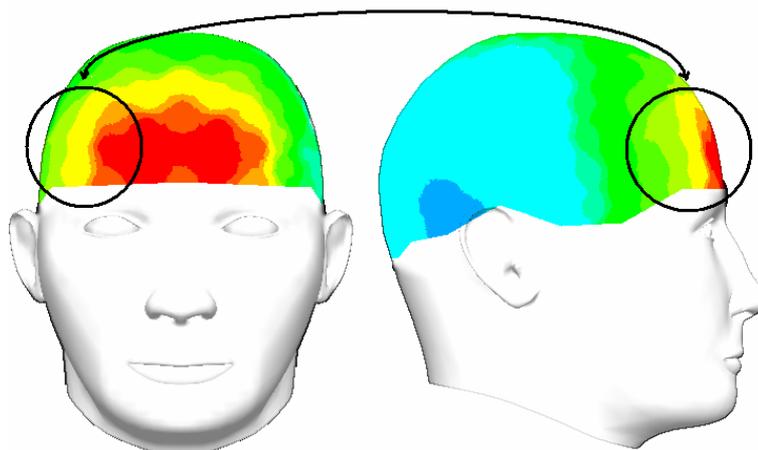


Figura 5.19 – Vistas frontal e lateral direita para o mapeamento 2D para a faixa delta. Montagem com referência comum ($A1+A2$), com cores quantizadas e sensibilidade normal.

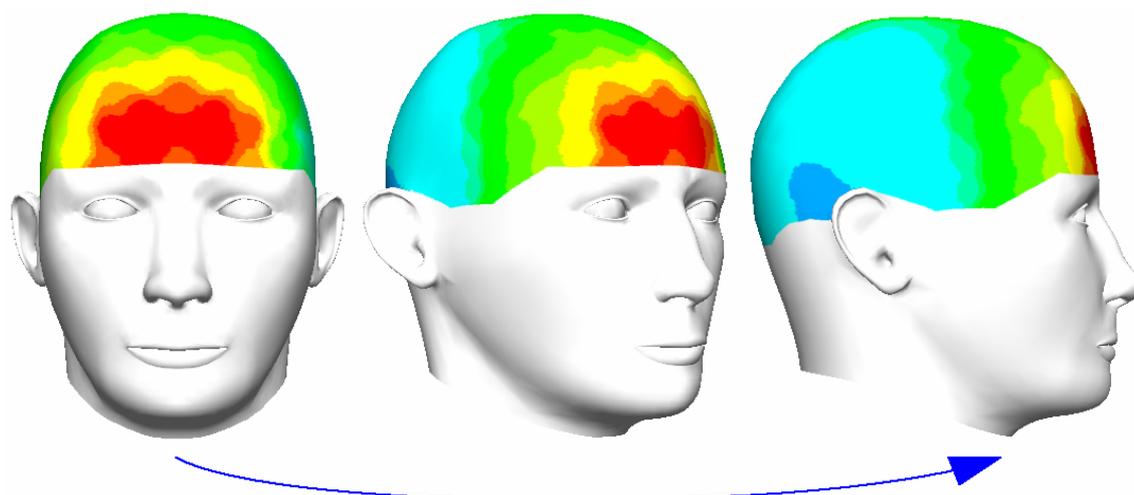


Figura 5.20 – Rotação do mapeamento 3D para a faixa delta. Montagem com referência comum ($A1+A2$), com cores quantizadas e sensibilidade normal.

Comparando os mapeamentos 2D e 3D, pode-se perceber que ambos apresentam as mesmas características do mapa cerebral, o que se vê em um, se vê no outro. Fica claro também que não existe inconsistência entre as vistas 2D do mapa.

Enfim, com os testes aplicados, foi possível observar que o aplicativo demonstra coesão e fidedignidade à associação de diferentes faixas do espectro de frequência dos sinais de teste com regiões específicas do escalpo.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste último capítulo, são analisadas as contribuições deste trabalho, além de serem feitas sugestões importantes para trabalhos futuros que poderão ser realizados a partir desta dissertação.

Este trabalho foi proposto com o objetivo de se desenvolver um aplicativo capaz de gerar um mapeamento das atividades elétricas corticais colhidas no escalpo, utilizando um modelo tridimensional da cabeça humana. O mapa deveria, também, poder ser visualizado por qualquer ângulo arbitrário escolhido pelo usuário.

O cumprimento da proposta exigiu uma série de pesquisas iniciais, a saber: o estudo dos processos fisiológicos envolvidos na geração dos sinais elétricos cerebrais (no intuito de se compreender a natureza física do mapa a ser gerado), a pesquisa das principais técnicas de mapeamento cerebral desenvolvidas na atualidade e a análise de outros sistemas de mapeamento cerebral disponíveis. Cumprida esta etapa, foi possível especificar um aplicativo que pudesse satisfazer o objetivo do trabalho.

Para a construção do aplicativo e conclusão do projeto, foram seguidos os seguintes passos:

- Desenvolvimento do algoritmo de apresentação dos sinais EEG e da FFT na tela do computador;
- Desenvolvimento do algoritmo de transdução dos dados numéricos em cores e posterior criação do mapa;

- Modificação do objeto tridimensional representativo da cabeça humana, para sua devida adequação ao objetivo do trabalho;
- Definição das coordenadas tridimensionais do mapa 3D para efeito de cálculo;
- Utilização das bibliotecas multimídia do DirectX;
- Implementação de interfaces privilegiando a simplicidade e a intuição;
- Implementação final do aplicativo.

O aplicativo desenvolvido utiliza coordenadas tridimensionais para todos os pontos do mapa cerebral, possibilitando que este possa ser visualizado tanto numa figura bidimensional (com cinco diferentes vistas: frontal, lateral direita, lateral esquerda, posterior e superior), quanto num objeto tridimensional. Em ambos os casos, além da relação de distância entre os pontos ser mantida, o que vemos é uma representação mais real de uma cabeça humana com suas peculiaridades anatômicas superficiais.

Como pôde ser observado, foi dada uma ênfase relativamente extensa no que diz respeito à fisiologia por trás do mapeamento cerebral. Poucos trabalhos pesquisados na área tiveram, dentre os que selecionamos, uma explanação suficientemente extensa e, ao mesmo tempo, coesa dos processos fisiológicos que envolvem a eletroencefalografia quantitativa. Esta explanação é necessária principalmente para a compreensão de que o fenômeno das ondas eletroquímicas cerebrais se dá no espaço, ou seja, numa estrutura volumétrica e não num plano. Além disso, o que se registra no escalpo é um somatório da atividade de milhares de células piramidais espalhadas pelo córtex, o que quer dizer que um único eletrodo colhe um sinal que é resultante de um volume cerebral bem maior que o abarcado pelo seu próprio diâmetro. Isso nos informa que o que registramos no escalpo não diz respeito necessariamente a uma atividade cortical exatamente abaixo do eletrodo e numa área de mesma proporção, ou seja, não seria condizente com a realidade do fenômeno, a utilização de figuras estilizadas do cérebro.

O aplicativo em tela foi desenvolvido com base em modelos e estratégias matemáticas que procuraram solucionar os problemas destacados. Os resultados mostraram coerência entre o fenômeno estudado e as peculiaridades anatômicas do escalpo e inexistência de inconsistências entre as diferentes vistas do mapeamento 2D.

Além disso a visualização do mapeamento cerebral tornou-se mais intuitiva, uma vez que o usuário vê, claramente, o código de cores representativo do processamento dos sinais capturados no escalpo numa cabeça tridimensional.

Este trabalho pôde ainda contribuir com ferramentas simples como a modificação da sensibilidade do mapa, apenas digitando no campo específico a porcentagem dessa sensibilidade, bem como as opções de visualização do mapa com cores suavizadas ou quantizadas, bastando para isso um clique do mouse.

6.1 Trabalhos futuros

Para possibilitar aplicações clínicas e outros projetos com o aplicativo desenvolvido, alguns trabalhos devem ser sugeridos, tais como:

- Integração do aplicativo com um eletroencefalógrafo digital para a aquisição dos dados eletroencefalográficos reais;
- Implementação de processos computacionais para a aquisição do EEG e mapeamento em tempo real, o que permitirá, por exemplo, a análise do mapeamento enquanto o paciente realiza alguma tarefa motora ou cognitiva;
- Utilização de técnicas de segmentação do sinal (pré-processamento);
- Implementação de outras ferramentas para a visualização do mapa:
 - Amplitude do sinal;
 - PSD (*Power Spectral Density* – Densidade Espectral de Potência);
 - Valor RMS (valor eficaz);
 - Wavelet;
 - E outros.
- Implementação de um algoritmo que possa transformar as coordenadas das projeções 2D em coordenadas 3D de forma automática;
- Utilização do mapa para a visualização da localização de espículas epiléticas ou outras características dos sinais EEG;

- Estudo de outros métodos de interpolação (como a krigagem – *krigging* –, por exemplo, que pode melhorar a precisão e fidelidade do mapa);
- Determinação da localização 3D dos eletrodos de forma automática, utilizando um scanner tridimensional, e conseqüente montagem da cabeça a partir da determinação das coordenadas 3D desses eletrodos devidamente posicionados no escalpo;
- Inserção de cabeças reais por tomografia ou ressonância;
- Utilização de VRML para possibilitar o uso do aplicativo via servidores web;
- Possibilidade de clicar nos eletrodos para ver os sinais no tempo e na freqüência.

Referências Bibliográficas

- 1 32BITS.CO.UK - Coding for real people!. **DirectX 9 Tutorial Series**. Disponível em: www.32Bits.co.uk, acessado em 22 nov 2004.
- 2 AKONIC. **Akonic S.A. Medical Equipment**. Disponível em: www.akonic.com, acessado em: 10 mar 2005.
- 3 ALENCAR, Carlos de; VILELA, Fernando. **Neurofisiologia**. UFMG, 2003. Disponível em: www.icb.ufmg.br/~fib/Seminario%20Neuro/Fisiologia.htm, acessado em 14 abr 2005.
- 4 ALI, Walid S. Ibrahim; COHEN, Fernand S. **3D Geometric Invariant Alignment of Surfaces with Application in Brain Mapping**. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, v. 1, p. 238-243, 23-25 June, 1999.
- 5 ANGHINAH, Renato; KANDA, Paulo Afonso de Medeiros; JORGE, Mário Silva; *et al.* **Eletrencefalograma quantitativo e topográfico (mapeamento cerebral): estudo do padrão normal para uma população adulta**. Arq. Neuro-Psiquiatr., mar 1998, vol.56, no.1, p.59-63. Disponível em: www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X1998000100009&lng=en&nrm=iso, acessado em 15 mar 2004.
- 6 BALLONE, G. J. Exames em Psiquiatria. In: **PsiquWeb Psiquiatria Geral**. 2000. Disponível em: www.psiqweb.med.br/exames.html, acessado em 17 set 2003.
- 7 BERNARDI, André. **Apostila: Curso de Extensão, Microsoft Visual C++, MFC – Básico**. Itajubá: EFEI, 1999a.
- 8 _____ . **Filtros de Kalman no Levantamento de Características do Sinal de EEG**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Itajubá: EFEI, 1999b.

- 9 BERNE, Robert M.; LEVY, Matthew N. **Fisiologia**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
- 10 BIOMANIA. **Sistema Nervoso**. Disponível em: www.biomania.com.br/corpo_humano/nervoso.php, acessado em 05 mai 2004.
- 11 BUTTON, Vera L. S. N. Eletroencefalógrafos e monitores de EEG. In: **IA748 Instrumentação Biomédica**. Campinas: DEB/FEEC – Unicamp, 2000. Disponível em: www.deb.fee.unicamp/eeg.pdf, acessado em: 28 ago 2003.
- 12 CARDOSO, Silvia Helena; MELLO, Luciana Christante de; SABBATINI, Renato M. E. Como Funcionam as Células Nervosas, Parte II: O Potencial de Ação. In: **Revista Cérebro e Mente**. Campinas: Unicamp, n. 10 jan-mar 2000. Disponível em: www.epub.org.br/cm/n10/fundamentos/pot2.htm, acessado em 05 mai 2004. Endereço atual: www.cerebromente.org.br/n10/fundamentos/pot2.htm, acessado em 11 abr 2005.
- 13 CHIORO, Ricardo. Ciência Cognitiva. In: **Ciência Cognitiva**. Disponível em: an.locaweb.com.br/Webindependente/CienciaCognitiva/, acesado em 11 mai 2004.
- 14 DEITEL, H. M.; DEITEL, P. J.; LIPERI, J. P.; YAEGER, C. H. **Visual C++® .NET, how to program**. New Jersey: Pearson Education, Inc., 2004.
- 15 DORON, Roland; PAROT, Françoise. **Dicionário de Psicologia**. São Paulo: Ática, 1998.
- 16 DUNLOP, Robert; SHEPHERD, Dale; MARTIN, Mark. **Sams Teach Yourself DirectX® 7 in 24 Hours**. Indianapolis (Indiana, USA): Sams Publishing, 2000.
- 17 EMSA. **EMSA - Equipamentos Médicos Ltda**. Disponível em: www.emsamed.com.br, acessado em: 22 out 2004.
- 18 ESTUMED.COM. Bioeletrogênese (Fisiologia do Impulso Elétrico). In: **Fisiologia**. 2001. Disponível em: estudmed.com.sapo.pt/fisiologia/index.htm, acessado em 20 out 2004.
- 19 FONSECA, L. C. **Demência - Eletroencefalograma e Eletroencefalograma Quantitativo**. Projeto Diretrizes, Sociedade Brasileira de Neurofisiologia Clínica, 18 fev 2002.
- 20 FRAGA, Tatyana Cristina; NADAL, Carlos Aurélio; GIUSTI, Donizeti Antonio. **Uma Aplicação do Reconhecimento Automatizado de Redes de Drenagem Utilizando Modelo Digital de Terreno**. Universidade Federal do Paraná, 2003.

- 21 FRISÓN, Julio; *et al.* **Enciclopédia do Corpo Humano**. Editorial Planeta-DeAgostini S.A., 1999.
- 22 GANTER, John H. **Temporal and Three-Dimensional Representations**. University of Pennsylvania, 1997. Disponível em: www.geog.ubc.ca/courses/klink/gis.notes/ncgia/u42.html, acessado em 10 mar 2005.
- 23 GARZON, Eliana; YACUBIAN, Elza Márcia Targas; GUILHOTO, Laura Maria F. **Manual de Neurodiagnóstico**. Fleury – Centro de Medicina Diagnóstica, 2003. Disponível em: www.fleury.com.br/htmls/manuais/manual_neuro/5.eletrencefalografia.htm, acessado em 13 mai 2004.
- 24 GUYTON, Arthur C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10ª ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2002.
- 25 HANSEN, Lars Kai. **THOR – Center for Neuroinformatics Human Brain Project Repository**. Disponível em: hendrix.ei.dtu.dk, acessado em 2 abr 2004.
- 26 HORI, J.; LIAN, J.; HE, Bin. **Cortical Potential Imaging of Brain Electrical Activity by Means of Parametric Projection Filter**. *Methods of Information in Medicine*, 43(1): 66-69, 2004.
- 27 INSTITUTO DE FÍSICA. **Transformadas de Fourier**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1998. Disponível em: www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/node41.htm, acessado em 16 abr 2005.
- 28 JASPER, H. H. **The ten-twenty electrode system of the International Federation**. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375, 1958.
- 29 JOVANOV, Emil. **TEMPO - Topographic EEG Mapping Program**. Disponível em: www.ece.uah.edu/~jovanov/projects/tempo/tempo.htm, acessado em: 15 abr 2005.
- 30 KANDEL, Eric R.; SCHWARTZ, James H.; JESSEL, Thomas M. **Fundamentos da Neurociência e do Comportamento**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan AS, 2000.
- 31 LANDIM, Paulo M. Barbosa. **Introdução aos métodos de estimação espacial para confecção de mapas**. Rio Claro: UNESP, Departamento de Geologia Aplicada, 2000.
- 32 LENT, Roberto. **Cem Bilhões de Neurônios: conceitos fundamentais de neurociência**. São Paulo: Editora Atheneu, 2004.

- 33 LO, Pei-Chen. **Three-Dimensional Filtering Approach to Brain Potential Mapping**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, no. 5, may 1999.
- 34 LUCCAS, Francisco J.C.; ANGHINAH, Renato; BRAGA, Nadia I. O.; *et al.* **Recomendações para o registro/interpretação do mapeamento topográfico do eletrencefalograma e potenciais evocados: Parte II: Correlações clínicas**. Arq. Neuro-Psiquiatr., mar. 1999, vol.57, no.1, p.132-146. ISSN 0004-282X.
- 35 MACHADO, Angelo B. M. **Neuroanatomia Funcional**. 2ª ed., São Paulo: Editora Atheneu, 2003.
- 36 MANGELS, Jennifer. **Neuroscience Tutorial**. Columbia University, 2003. Disponível em: www.columbia.edu/cu/psychology/courses/1010/mangels/neuro/neurotutorial.html, acessado em 16 mai 2005.
- 37 MANSSOUR, Isabel Harb; FREITAS, Carla Maria Dal Sasso; CLAUDIO, Dalcidio Moraes. **Tools for Meteorological Data Visualization**. IX Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing, SIBGRAPI 63–70, 1996.
- 38 MAKEIG, Scott. **ICA Toolbox Tutorial**. 2001. Disponível em: www.sccn.ucsd.edu/~scott/tutorial/icatutorial1.html, acessado em 7 out 2004.
- 39 MEDICOR. **Medicor Elektronika RT**. Disponível em: www.medelektronika.hu, acessado em: 12 mar 2005.
- 40 NEUROGUIDE. **NeuroGuide Dynamic EEG Software**. Disponível em: www.appliedneuroscience.com, acessado em: 9 fev 2005.
- 41 NEUROHEALTH ASSOCIATES. **Brain Mapping, Stress and Pain**. 2004. Disponível em: www.nhahealth.com/brain_mapping.htm, acessado em: 10 mar 2005.
- 42 NEUROTEC. **Neurotec - Sistemas Avançados de Eletroneurodiagnóstico**. Disponível em: www.neurotec.com.br, acessado em: 9 fev 2005.
- 43 PARRAGA, Adriane. **Aplicação da Transformada Wavelet Packet na Análise e Classificação de Sinais de Vozes Patológicas**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Porto Alegre: UFRS, 2002.
- 44 PASCUAL-MARQUI, R. D.; MICHEL, C. M.; LEHMANN, D. **Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain**. International Journal of Psychophysiology, 18:49-65, 1994.
- 45 PASCUAL-MARQUI, R. D. **Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography: LORETA**. Disponível em: www.unizh.ch/keyinst/NewLORETA/LORETA01.htm, acessado em 12 jan 2005.

- 46 _____ . **Standardized Low Resolution Brain Electromagnetic Tomography (sLORETA): technical details**. Methods & Findings in Experimental & Clinical Pharmacology. Author's version. 24D:5-12, 2002.
- 47 PSICOSITE. **Uso da Eletroencefalografia em Psiquiatria**. J Neuropsychiatry Clin Neurosci 11:190-208, mai 1999. Disponível em: www.psicosite.com.br/tex/out/out036.htm, acessado em 4 ago 2004.
- 48 PSYEVOLUTION. **O Electroencefalograma**. Disponível em: www.psyevolution.pt/artigos/Electroencefalograma.pdf, acessado em 28 ago 2003.
- 49 QUIROGA, Rodrigo Quian. **Quantitative Analysis of EEG Signals: time-frequency methods and chaos theory**. Tese de Doutorado, Alemanha: Medical University of Lübeck, 1998.
- 50 ROY, Promit. **Direct3D vs. OpenGL: Which API to Use When, Where, and Why**. Disponível em: www.gamedev.net/reference/articles/article1775.asp, acessado em 2 dez 2004.
- 51 SABBATINI, Renato M. E. A descoberta da Bioeletricidade: Ferramentas de Trabalho. In: **Revista Cérebro e Mente**. Campinas: Unicamp, n. 6 jun-ago 1998. Disponível em: www.epub.org.br/cm/n06/historia/bioelectr.htm, acessado em 22 set 2003. Endereço atual: www.cerebromente.org.br/n06/historia/bioelectr.htm, acessado em 11 abr 2005.
- 52 _____ . Mapeando o Cérebro. In: **Revista Cérebro e Mente**. Campinas: Unicamp, n. 3 set-nov 1997. Disponível em: www.epub.org.br/cm/n03/tecnologia/eeg_p.htm, acessado em 23 jun 2003. Endereço atual: www.cerebromente.org.br/n03/tecnologia/eeg_p.htm, acessado em 11 abr 2005.
- 53 _____ . Tomografia PET: Uma nova Janela Para o Cérebro. In: **Revista Cérebro e Mente**. Campinas: Unicamp, n. 1 mar-abr 1997. Disponível em: www.epub.org.br/cm/n03/tecnologia/eeg_p.htm, acessado em 03 mai 2005.
- 54 SAMARDZIC, A.; JOVANOVIĆ, Emil; KOVACEVIĆ, D.; BURHANPURKAR, V. **3D Visualization of EEG Evoked Response Potentials**. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, September 17-21, 2003.
- 55 SANTOS, Wellington Pinheiro dos; SILVA, Bruno Carneiro da; MIRANDA, André Soares Florêncio. Interpolação. In: _____ . **Geração de Modelo Virtual de Terreno Usando VRML**. UFPE: Departamento de Informática. Disponível em: www.angelfire.com/ak/wellingtonp/pag51.html, acessado em 10 fev 2005.

- 56 SÁRKÖZY, Ferenc. **GIS Functions - Interpolation**. Technical University Budapest, Department of Surveying, 1998. Disponível em: www.agt.bme.hu/public_e/funcint/funcint.html, acessado em 18 abr 2005.
- 57 SOARES, Alcimar Barbosa; ANDRADE, Adriano de Oliveira; BERZIN, F. **Power estimation of emg signals via chirp-z transform**. In: XIV Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Viena, Austria, jun 2002, vol. 1, p. 42-43.
- 58 SOUZA, Fernando Pimentel de. **O Conhecimento atual do Cérebro é ainda Estruturalista**. Disponível em: www.icb.ufmg.br/lpf/3-5.html, acessado em 5 abr 2004.
- 59 SOUZA, Mauren Abreu de; CENTENO, Tania Mezzadri; PEDRINI, Hélio. **Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos**. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 19, n. 2, p. 103-115, ago 2003.
- 60 SPRING. **Teoria: Modelagem Digital de Terreno**. 2002. Disponível em: www.dpi.inpe.br/spring/teoria/mnt/mnt.htm, acessado em 18 abr 2005.
- 61 TAMBURRINO, Tony; NAKAGAWA, Masafumi; TSAI, Ho Chie; LI, Yi; He, Bin. **Development of a Matlab-based Brain Mapping Software System**. Proceedings of the 19th International Conference - IEEE/EMBS Oct. 30 - Nov. 2, 1997.
- 62 TURNER, Marcos. **Bases de Electroencefalografia Clínica**. Buenos Aires: Editorial Paidós, 1971.
- 63 UNSER, Michael; ALDROUBI, Akram. **A Review of Wavelets in Biomedical Applications**. Proceedings of the IEEE, vol. 84, ed. 4, p. 626-638, abr 1996.
- 64 VIELA, Ana Luisa Miranda. Sistema Nervoso. In: **Anatomia & Fisiologia Humanas**. Disponível em: www.afh.bio.br/basicos/Nervoso1.htm, acessado em 05 mai 2004.
- 65 VINCENZI, Auri Marcelo Rizzo. **Orientação a objeto: definição, implementação e análise de recursos de teste e validação**. Tese de Doutorado em Ciências de Computação e Matemática Computacional. São Carlos: USP, Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação, 2004.
- 70 WATERS, Nigel M. **Spatial Interpolation I**. University of Calgary, 1997. Disponível em: www.geog.ubc.ca/courses/klink/gis.notes/ncgia/u40.html, acessado em 10 mar 2005.
- 71 _____. **Spatial Interpolation II**. University of Calgary, 1997. Disponível em: www.geog.ubc.ca/courses/klink/gis.notes/ncgia/u41.html, acessado em 10 mar 2005.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)