



Sistema de Captação, Processamento e Transformação de Sinais no Mapeamento Cerebral da Neurometria Encefálica (Telemetria)

ALVES, Nelson Pereira Jr¹

Para entendermos melhor sobre o sensor de Neurometria Encefálica (telemetria), é importante entender o que é um EEG, para fins didáticos. O eletroencefalograma (EEG) é uma leitura da atividade elétrica subjacente do cérebro, medida em tempo real, utilizando sensores não invasivos. Ele contém dados brutos sobre a função cerebral, representados por vários padrões de ondas do cérebro que ocorrem em diferentes frequências (Figura 1). Alguns são rápidos, ocorrem entre 10-30 vezes por segundo ou 10-30 Hz, outros mais lentos na faixa de 0,5-8 Hz.

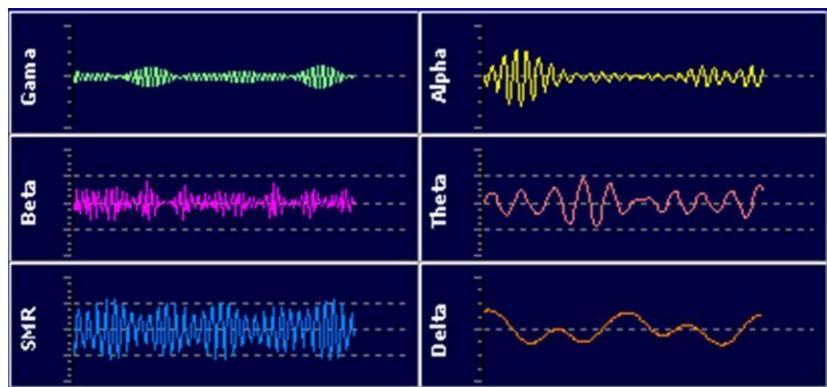


Figura 1: Sistema de captação de sinais e imagens médicas aprovados pelo Ministério da Saúde, sob registro ANVISA 81403519001.

Quando há prevalência de uma determinada onda podemos ter padrões diferentes, como:

A) FREQUÊNCIA BAIXA (Pulsos Lentos):

1ª- Delta (0.5-3.0/0-4 Hz): encontrada durante o sono profundo (Siever, 1999). Obs: altos níveis de vigília podem indicar lesão.

2ª- Theta (3-7/4-8 Hz): Estado de baixa consciência, normalmente visto durante estados hipnóticos, emoções, durante os sonhos e no sono REM. Também importante para a consolidação da memória (Lisman e Idiart, 1995), porém são "armazenadas" curtamente pelas ondas gamma. É sugerido que um adulto normal consegue guardar por volta de 7 informações na memória de curto prazo, isso porque a cada ciclo gamma (40Hz), cabem aproximadamente 7 ciclos Theta (6Hz) (Miller, 1956). Este estado é muito difícil de ser estudado, pois não é possível ter um controle por longo tempo dele sem que as pessoas adormeçam (Siever, 1999). OBS: Pulsos Lentos - Ficar preso neste pulso pode tender a déficit de atenção, problemas de aprendizagem, pular respostas ao invés de passar por todas as etapas, Distúrbios do sono e Depressão.

B) FREQUÊNCIA MÉDIA (Pulsos Médios):

1ª- Alpha (8-11/8-12 Hz): Encontrada durante a atenção plena, Meditação e Quietude Mental. Outro caso de aumento do nível alpha é enquanto ocorre à busca de informações no cérebro, como quando uma pessoa tenta memorizar uma lista de palavras (Ward, 2003). O estado de consciência alpha é geralmente associado a processos imaginativos (Cooper, 2003), como por exemplo: estar relaxado ou criatividade, a qual ficaria livre de associações diversas, sendo "geralmente" em um momento no qual o indivíduo está relacionado com o fechamento dos olhos (Worden, 2004).

¹ Pós Graduado em Medicina Comportamental, UNIFESP; Pós Graduado em Nutrigenética e Nutrigenômica, Pós Graduado em Análises Clínicas; Pós Graduado em Ortomolecular, UNYLEYA; Especialista em microcircuito eletrônico e PCI, Texas instrument; Lógica de Programação, Borland Latin America; Técnico em eletrônica, Inst. Monitor. Email: contato@neurometria.org

2ª- SMR ou “beta baixo” (12-15/12-16Hz): SMR significa Ritmo Sensório-Motor e é gerado quase que exclusivamente no lobo central do córtex. Muito comum em atletas de alta performance. Quem tem deficiência em gerar esse tipo de onda pode apresentar maior dificuldade em lidar com sensações corporais como: maior sensibilidade à dor física, dificuldade em se “desligar” (apenas quando em exaustão), impulsividade ao falar, sente o tônus muscular pesado.

OBS: Pulsos Médios - Ficar preso neste pulso pode tender à deriva (sem energia ou sem vontade) através de tarefas rotineiras, ficando assim desmotivado, sedentário e aumentar padrões fibromiálgicos e dores crônicas.

B) FREQUÊNCIA ALTA (Pulsos Rápidos):

1ª- Beta (15-18/16-20 Hz): Estado de vigília, pensamento lógico-racional, alerta, atenção seletiva e linguagem.

2ª- Beta2 (19-22/20-24 Hz): Altamente Concentrado, curiosidade e pode apresentar perfil de ansiedade.

3ª- Beta-Alto (23-38 Hz): Hiper vigilância, ansiedade extrema, pode estar relacionado ao estresse pós traumático ou histórico de abuso, medo e raiva.

4ª- Gamma (38-40 Hz): Correlacionada ao processamento de estímulos táteis, visuais e auditivos (Keil, 2001), sendo influenciada principalmente pelo visual. Presentes em quase todas as áreas do cérebro, com exceção em anestésias. Quanto maior a frequência de ondas gamma, mais rápido é possível lembrar-se de algo e guardar novas informações na memória de curto prazo (Lutz, 2004).

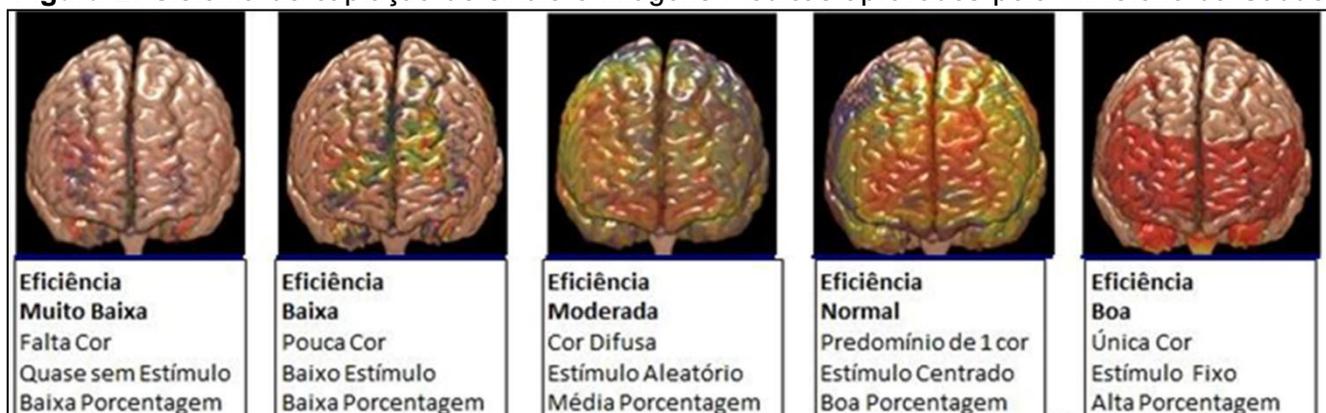
OBS: Ficar preso neste pulso pode tender a um processamento rápido e negativo de palavras, utilizando muitos passos e sequências para tarefas. A pessoa pode focalizar reações interna ou externamente e com o tempo o cérebro começa a apresentar padrões obsessivos, compulsão, dependência ou transtornos de ansiedade e insônia.

Captação e Disposição Topográfica

O sistema de neurometria faz a captação e coleta os dados brutos da frequência de ressonância para inversão em telemetria (sinal variável dentro do diâmetro do campo elétrico transcraniano ver tabela 1) que são então filtrados de artefatos e convertidos em dados digitais significativos, através de um sistema de computação científica internacional *Math Library MtxVec, LAPACK e Math Kernel B.L.A.S.* com vetorização de código e instruções *Streaming SIMD Extensions SSE2, SSE3 e SSE4* (Peter Tang, 2005; Saad, 2003; Drmac, 2008; Anderson et al., 1999; Blackford et al. 1997), utilizados pela Massachusetts Institute of Technology (MIT), NASA, Conselho nacional de pesquisa do Canadá, Pfizer e as Universidades de Ohio, Califórnia, Cambridge, Salford, Washington, Oxford, USP e Johns Hopkins School of Medicine etc.

Os dados brutos são divididos em seus picos espectrais constituintes com base na quantidade de ondas presentes nos sinais. Os picos espectrais são analisados e adaptados estatisticamente conforme padronização Z-score e os dados resultantes são representados como um mapa topográfico colorido (Figura 2). Esta tecnologia permite a medição global dos sinais em sua amplitude e frequência, facilitando a localização pelo software de eventuais desvios estatisticamente significativos.

Figura 2: Sistema de captação de sinais e imagens médicas aprovados pelo Ministério da Saúde,



sob registro ANVISA 81403519001.

TABELA 1: Valores das Capacidades de condução de corrente na frequência por ressonância, para os métodos de referência no posicionamento 10-20. Temperatura de referência do ambiente: 20 °C a 30 °C

Seções nominais em mm ²	Métodos de referência para calculos de cada ponto 10-20 (tabela 1)																	
(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)	(13)	(14)	(15)	(16)	(17)	(18)	(19)
0.5	7	7	7	7	9	8	9	8	10	9	12	10	11	11	13	9	8	8
0.75	9	9	9	9	11	10	11	10	13	11	15	12	9	12.5	10	8	11	10.5
1	11	10	11	10	14	12	13	12	15	14	18	15	16	13	14	19	13	12
1.5	14.5	13.5	14	13	17.5	15.5	16.5	15	19.5	17.5	22	18	13	12.5	15	14	18	13
2.5	19.5	18	18.5	17.5	24	21	23	20	27	24	29	24	19	19.5	21	26	19.5	27
4	26	24	25	23	32	28	30	27	36	32	38	31	35	32	29.5	30	37.5	32
6	34	31	32	29	41	36	38	34	46	41	47	39	31.5	32	37	33.5	39	38
10	46	42	43	39	57	50	52	46	63	57	63	52	41	42	55	57	44	42
16	61	56	57	52	76	68	69	62	85	76	81	67	64	77	81	61	66	79
25	80	73	75	68	101	89	90	80	112	96	104	86	81	94	93	78	80	84
35	99	89	92	83	125	110	111	99	138	119	125	103	112	121	98	101	104	103
50	119	108	110	99	151	134	133	118	168	144	148	122	111	134	142	127	139	141
70	151	136	139	125	192	171	168	149	213	184	183	151	151	147	181	212	189	191
95	182	164	167	150	232	207	201	179	258	223	216	179	165	201	182	177	199	211
120	210	188	192	172	269	239	232	206	299	259	246	203	223	209	198	216	233	243
150	240	216	219	196	309	275	265	236	344	299	278	230	240	237	254	336	271	290
185	273	245	248	223	353	314	300	268	392	341	312	258	267	291	330	269	299	301
240	321	286	291	261	415	370	351	313	461	403	361	297	336	355	357	316	358	437
300	367	328	334	298	477	426	401	358	530	464	408	336	393	394	446	395	379	416
400	438	390	398	355	571	510	477	425	634	557	478	394	394	445	514	445	394	594
500	502	447	456	406	656	587	545	486	729	642	540	445	447	506	544	494	445	645
630	578	514	526	467	758	678	626	559	843	743	614	506	516	547	546	506	506	706
800	669	593	609	540	881	788	723	645	978	865	700	577	679	579	577	577	577	771
1 000	767	679	698	618	1 012	906	827	738	1 125	996	792	652	951	752	651	952	714	952

Quando iniciamos o software o sistema faz o cálculo do diâmetro da região craniana para poder enviar os sinais de frequência por ressonância em 19 ou 12 canais. Por isso colocamos lenço umedecido na região frontal (aonde tem o sinal de aterramento) para melhor ressonância possível. Lembramos que para conectar o sensor, existem duas formas (paralela ou diagonal) e isso ajuda a evitar queda de qualidade ou sinal deficiente.

Se você colocar o sensor de forma errada ou de alguma forma diminuir o contato de cada canal ou quantidade de canais na conexão, vai acabar perdendo qualidade do sinal. Enquanto tiver um mínimo de contato (2 a 4 canais frontal) ele vai emitir o sinal, só que irá perder muito a qualidade e, com isso, pode confundir o cálculo pelo software através da tabela 1 com recebimento de dados errôneos. Se retirarmos tudo, o sinal perde-se por completo.

Seguindo uma linha de raciocínio lógico, temos um sensor de 19 canais que tem uma ótima qualidade de captação. Também temos um sensor de 12 canais que tem uma boa qualidade de captação (mas inferior ao sensor de 19 canais). Se tivéssemos um sensor de 6 canais (apesar de captar a região craniana), teríamos uma qualidade mais inferior que os anteriores, e assim por diante.

Por isso que as colocações têm que obedecer ao critério estipulado nas aulas e não deixar a parte frontal do velcro subir muito e verificar a correta colocação do mesmo na região craniana e verificar se o velcro vai ficar paralelo ou em diagonal, quanto mais assertivo for o contato melhor será o resultado.

A técnica da Neurometria, baseada na telemetria, está neste momento revolucionando os modos tradicionais de diagnóstico de transtornos de saúde mental. A neurometria também pode ser utilizada em programas de estímulo à atenção e de aprendizagem (Costa; Pereira, 2017) e está possibilitando o desempenho de protocolos personalizados por feedback, de elevada precisão, através da aplicação adaptativa de metodologias como a Análise Independente de Componentes (ICA) (figura 4) que possibilita a localização de fontes de sinal em áreas profundas do cérebro (Makeig et al., 1996).

O ICA é baseado no algoritmo JADE (Cardoso, 1993) e é capaz de separar sinais de entrada linearmente misturados de uma maneira baseada em blocos sem a intervenção do usuário (Jean-Francois, 1998). A qualidade da solução é ajustada automaticamente dependendo das características específicas dos dados captados (S.Amari et. Al. 1996;1998).

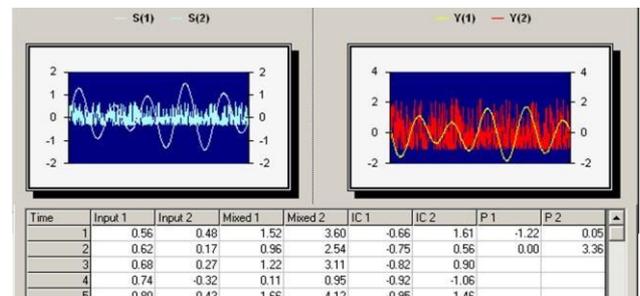


Figura 4. ICA System Object Pascoal

Para que tudo funcione de forma equilibrada e coerente, seguimos padrões normativos ABNT-ISO, conforme exigência ANVISA, através das etapas:

- **TESTE DE UNIDADE:** UTILIZAÇÃO DO *DUNIT XTREME TESTING FRAMEWORK FOR BORLAND DELPHI*, VALIDANDO OS RESULTADOS POSITIVOS NAS SUB-ROTINAS E CONFIRMADOS PELOS MÉTODOS *UNIT TESTING and CLASSES (PROPERTY CHECKPOINTS)*.
- **TESTE DE INTEGRAÇÃO:** UTILIZAÇÃO DO *TEST COMPLETE PLATFORM*, COM RESULTADOS POSITIVOS NA INTEGRAÇÃO DOS COMPONENTES E RETORNO DE VALORES (*LOW-LEVEL PROCEDURES COLLECTION*) E INTERFACE DO SISTEMA *SOAP USING*.
- **TESTE DE SISTEMA:** UTILIZAÇÃO DO *QACOMPLETE FORM (PIXEL-BY-PIXEL, FILES [BYTE-BY-BYTE])* APRESENTANDO RESULTADOS POSITIVOS E SIGNIFICATIVOS NO *PCI BOARD* COM USUÁRIO ATIVO E PROBABILIDADE DE ERRO **INFERIOR A 0.16%**, SENDO A MARGEM TOLERÁVEL DE 2.4%.
- **TESTE DE QUALIDADE:** UTILIZAÇÃO DE *QATESTER*, GRAVAÇÃO A NÍVEL DE OBJETO COM *TESTCOMPLETE PLATAFORM* PARA CONFIGURAÇÃO, SEGURANÇA E RECUPERAÇÃO DE FALHAS, COM RESULTADOS DE DESEMPENHO POSITIVO.
- **TESTE DE OPERAÇÃO:** INSTALAÇÃO E SIMULAÇÃO COM CÓPIA DE SEGURANÇA E RESULTADO DE EFICIÊNCIA POSITIVA.
- **TESTE ALFA E BETA:** RESULTADOS DOS TESTES POSITIVOS.
- **ARTEFATOS:** APENAS EM COMPUTADORES QUE NÃO APRESENTAM OS REQUISITOS TÉCNICOS MÍNIMOS DE CONFIGURAÇÃO PARA USO DA PLATAFORMA.



Todo o sistema de neurometria descrito acima foi analisado pelo Ministério da Saúde, através da equipe de Análise Técnica Específica da GQUIP Sob No. 25351.362326/2016-11 e pela equipe de engenheiros de Software seguindo normas ABNT sob no. 2298627/16-8 entre o período de 15/09/2016 a 20/12/2016

Fabricação, Desenvolvimento e Qualidade dos Produtos segue Rigorosos Padrões de Qualidade e Segurança Nacional e Internacional e está em conformidade com:



Para aumentar a eficiência da captação, a neurometria segue o sistema de padronização internacional 10-20, onde é utilizado no mapeamento das posições, para fixar o sensor e registrar os sinais da Neurometria Encefálica (figura 5). O sensor de Neurometria Encefálica é de baixa impedância, hipoalergênico, Reposicionável e em formato de gota para facilitar a colocação e a retirada, Tamanho reduzido para oferecer conforto ao paciente, resistente a fluidos e está sob Registro ANVISA 10349000214.

Colocação do Sensor de Neurometria Encefálica

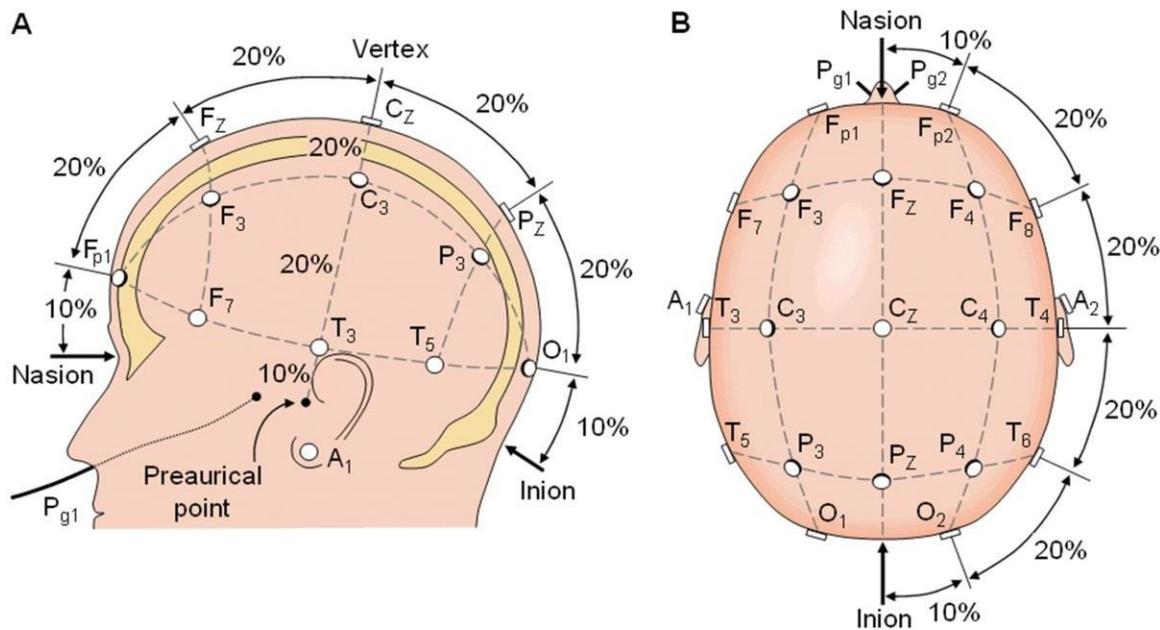


Figura 5 - Sistema Internacional 10-20 visão do lado esquerdo (A) e do topo (B) indica os pontos onde sera posicionado o sensor.

O sistema internacional 10-20 são marcados dividindo o crânio em proporções de 10% ou 20% do comprimento das distâncias entre os pontos de referência, nasion e inion no plano medial e os pontos pré-auriculares no plano perpendicular ao crânio. A nomenclatura dos pontos é dada de acordo com a região em que estão localizados, Fp = frontal polar, F = frontal, T = temporal, C = central, P = parietal e O = occipital. Os pontos localizados sobre a linha média são indexados pela letra “z”, de “zero”, os pontos localizados do lado esquerdo da linha média por índices ímpares e à direita por índices pares.

Na determinação das posições são usados dois pontos de referência, o nasion localizado no topo do nariz entre as sobrancelhas e o inion que fica na base do crânio atrás da cabeça. A distância desses dois pontos é medida e a partir deles são marcados os pontos sobre a linha mediana do crânio, Fpz e Oz com 10% da distância entre o nasion e o inion e os pontos Fz, Cz e Pz com 20% desta distância.

Dois outros pontos imaginários situados nas regiões pré-auriculares são utilizados, traça-se uma linha entre estes pontos passando pelo ponto Cz, localizado no centro do crânio sobre a linha média, e utilizamos esta distância para marcarmos os pontos T3 e T4 situados a 10% e os pontos C3 e C4 situados a 20% desta distância.

Em seguida traçamos uma linha entre os pontos Fpz e Oz passando pelo ponto T3, medimos esta distância e marcamos os pontos Fp1 e O1 com 10% e os pontos F7 e T5 com 20% desta distância, com este mesmo procedimento marcamos os pontos Fp2, F8, T6 e O2 do lado direito. Os pontos F3, F4, P3 e P4 são localizados de forma equidistante dos pontos vizinhos.

A ICA (Makeig et al., 1996) é um método que ajuda a melhorar a resolução espacial separando os dados em componentes claramente diferenciáveis que ajudam a isolar fontes dos sinais na superfície (cortex) quer na profundidade (sub-cortical) e as associadas técnicas similares de visualização de imagem (LORETA e sLORETA).

Os formatos de onda de resposta em todos os canais do couro cabeludo são plotados em um eixo comum como exemplificado na figura 6. Todos os mapas são mostrados individualmente para aumentar o contraste da cor, com polaridades na sua projeção máxima, conforme indicado na barra de cores. Os painéis superiores mostram a média de resposta alvo nos canais do couro cabeludo, e as projeções dos dois maiores componentes ICA aos canais com traços finos. Os dados contêm duas características fortemente radiais (e, portanto, espacialmente fixas). O grau de entropia de dados alcançado pelo treinamento do ICA é ilustrado pela inserção de plotagem (do lado direito), que mostra os dados plotados após transformação logística e rotação para os dois eixos componentes (Jung et al., 2001).

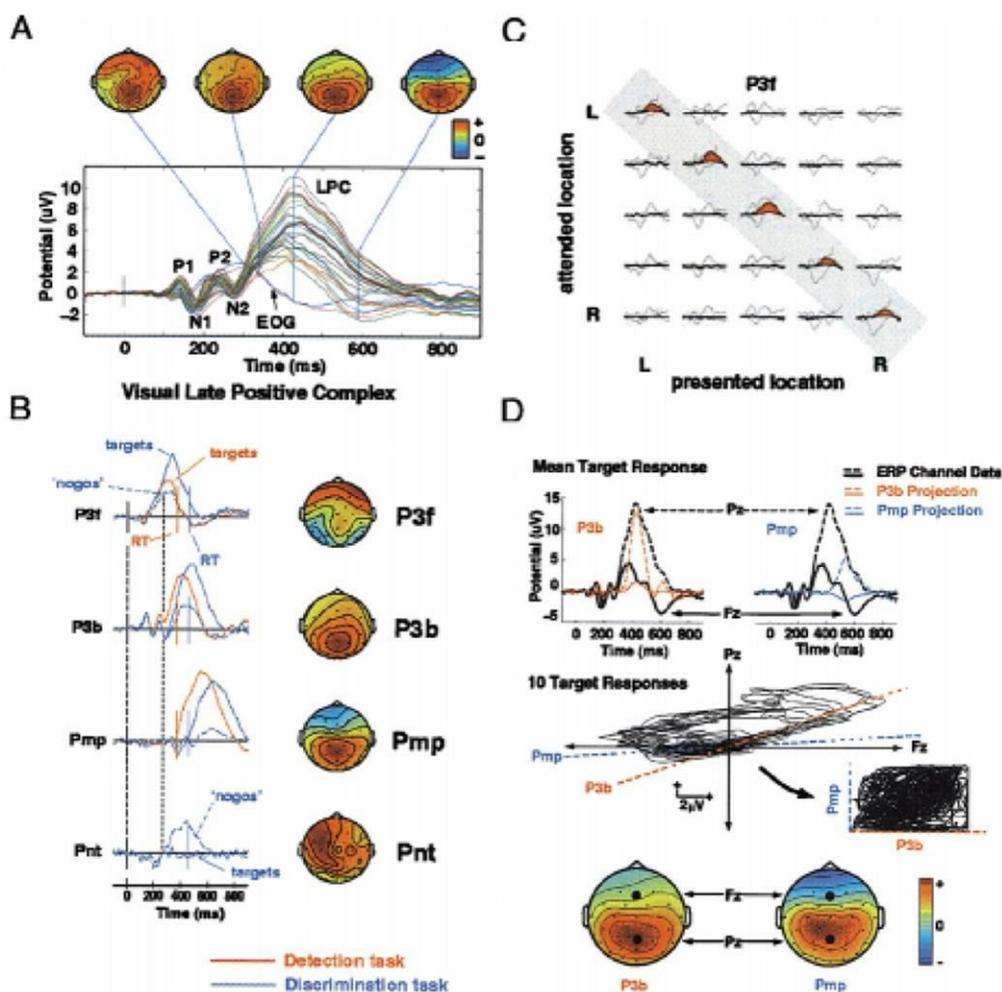


Figura 6

A análise acima dos registros é importante tanto para a pesquisa básica do cérebro como para o diagnóstico e tratamento médico, e os componentes independentes source-code (ICA) é um método eficaz para remover artefatos gerais e separar as fontes dos sinais nas imagens em 3D do cérebro nas gravações.

A forma de captação da Telemetria é através do escalpo elétrico sincronizado por um microcontrolador CMOS com conversor ADC de alta resolução de amostras simultâneas, delta-sigma com um amplificador de ganho programável (PGA) de baixo ruído, referência interna pp 12mV (150 Hz BW, G=6) com um oscilador a bordo e corrente de polarização e cristal de frequência 12Mhz. Além disso, configuração de canais de entrada é selecionada para derivação do sinal de saída da unidade (RLD). O sistema suporta os padrões AAMI EC11, EC13, IEC60601-1, IEC60601-2-27 e IEC60601-2-51. A detecção de lead-off foi implementada internamente no dispositivo, através de um resistor pull-up/pull-down / fonte de corrente de excitação. Amplificadores integrados bipolares WC para renderização e analize Niffl com 6 frames por segundo em modulo OpenGL (GL_TEXTURE_3D) gerando o cérebro 3D com os sinais captados sendo baseado no software de ressonância da university of south carolina. Todos os dados, sinais elétricos, potencial evocado, valores eletromagnéticos etc foram analisados e testados em laboratorios credenciados com equipamentos de referência internacional

INSTRUMENTOS DE MEDIDAS E MEIOS UTILIZADOS NOS ENSAIOS DO SENSOR TELEMETRIA

Equipamentos	Modelo	Fabricante	N.º de Série
Câmara Anecóica	-	-	-
Computador	-	-	-
Programa de Computador	EMC32	Rohde & Schwarz	-
Antena Biconilog	3142 D	ETS - Lindgren	00101513
Receptor	ESIB40	Rohde & Schwarz	100236
LISN - "Line Impedance Stabilization Network"	NSLK 8126	Schwarzbeck Mess-Elektronik	8126-407
Sensor de Campo Elétrico	HI-6105	ETS - Lindgren	117934
Gerador de Sinal	SML	Rohde & Schwarz	104969
Amplificador	1000W1000M7	Amplifier Research	20122
Medidor de Potência	NRVD	Rohde & Schwarz	101125
Sensor de Potência	URV5-Z2	Rohde & Schwarz	100519
Sensor de Potência	URV5-Z2	Rohde & Schwarz	100520
Antena Horn	BBHA 9120 E	Schwarzebeck	9014.3256.02
Gerador de Sinal	SMB 100A	Rohde & Schwarz	175847
Amplificador	AS0104-200/100	MILMEGA	1049223
Medidor de Potência	NRP2	Rohde & Schwarz	102075-RH
Sensor de Potência	NRP-Z81	Rohde & Schwarz	101595
Sensor de Potência	NRP-Z81	Rohde & Schwarz	101597
Simulador de Descarga Eletrostática	ESD30N	EM TEST	V1016106291
Unidade Portátil de Descarga	P30N	EM TEST	V1016106292
Gerador de Perturbações Elétricas	UCS500N5	EM TEST	V1016106293
Motor variac	MV1626	EM TEST	V0932105052
Bobina	MS100	EM TEST	0209-236

Relatório dos ensaios, em conformidade:



Ensaio
ABNT NBR
ISO/IEC 17025

CRL 0290

RELATÓRIO DE EMI/EMC E TELECOMUNICAÇÕES

**BioEvolution Tecnologia - Comércio e Serviços de
Equipamentos Odonto-Médicos Eletrônicos Ltda. - ME**

Equipamento para Captação de Sinais Fisiológicos

Bio Evolution USB

Nº DO RELATÓRIO: BIOE01-R01 **VERSÃO: 02**

INPE.LIT.FH.032/17

DOCUMENTOS APLICÁVEIS:

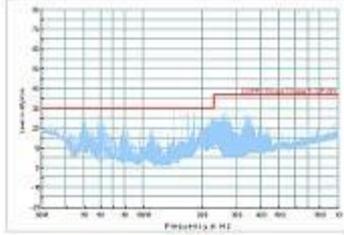
- ABNT NBR IEC 60601-1-2 (2006);
- IEC 61000-4-3 (2010);
- ABNT NBR IEC 60601-2-40 (1998);
- IEC 61000-4-8 (2009);
- CISPR 11 (2009);
- IEC 61000-4-2 (2008);

Norma	Tensão	Nível (kV)	Critério
IEC 61000-4-2	Direto	±2, ±4 e ±6	A
	VCP / HCP	±2, ±4 e ±6	A
	Ar	±2, ±4 e ±8	A

Norma	Tensão	Polarização	Nível	Faixa de Frequência	Modulação	Critério
IEC 61000-4-3	USB	H / V	3 V/m	80 MHz a 1 GHz	AM, 80% 2 Hz	A
				1 GHz a 2,5 GHz		A

Norma	Frequência (Hz)	Tensão	Nível (A/m)	Critério
IEC 61000-4-8	50 e 60	USB	3	A

3.2. IMUNIDADE AOS CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS IRRADIADOS DE RF



3.3. IMUNIDADE AOS CAMPOS MAGNÉTICOS



IMUNIDADE A DESCARGA ELETROSTÁTICA

Norma	Tensão	Nível (kV)	Critério
IEC 61000-4-2	USB	Direto: ±2, ±4 e ±6	A
		VCP / HCP: ±2, ±4 e ±6	A
		Ar: ±2, ±4 e ±8	A

IMUNIDADE AOS CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS IRRADIADOS DE RF

Norma	Tensão	Polarização	Nível	Faixa de Frequência	Modulação	Critério
IEC 61000-4-3	USB	H / V	3 V/m	80 MHz a 1 GHz	AM, 80% 2 Hz	A
				1 GHz a 2,5 GHz		A

IMUNIDADE AOS CAMPOS MAGNÉTICOS

Norma	Frequência (Hz)	Tensão	Nível (A/m)	Critério
IEC 61000-4-8	50 e 60	USB	3	A

SENSOR NEUROMETRIA ENCEFÁLICA

Sistema totalmente Articulável para ajustes fidedignos para o padrão 10-20

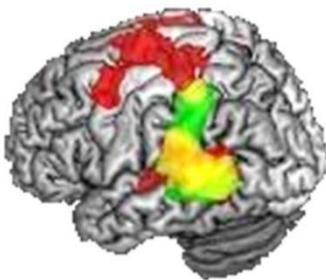


Padrão internacional 10-20

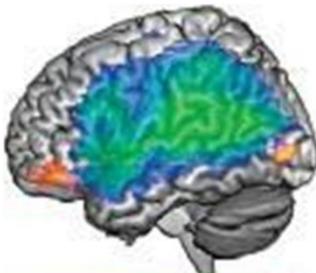
Para melhor captação do sinal é obrigatório o uso de lenço umedecido na região frontal.



Renderização do modelo internacional utilizado na neurometria (posição qEEG 10-20) é gerado em formato NIFTI.nii conforme as imagens abaixo:



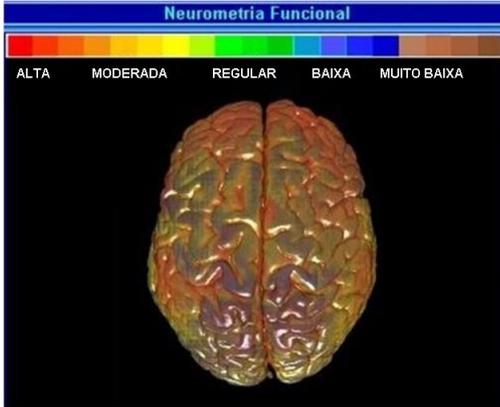
Neuroimagem relacionada ao estado de Atenção e Percepção (Rorden e Karnath, 2010).



Captção da Neuroimagem no momento de discurso e uso da linguagem na análise do comportamento (Fridriksson et al., 2010).



Processamento de sinal e transformação



Análise de Volume Básico: após a captação do sinal (como já descrevemos) vamos estudar o processamento de sinal e transformação de imagem.

Através do cálculo da equação de Fourier, a técnica utiliza a análise de D.D.P. (diferença de potencial) por área cortical-horizontal (**figura 7**), para poder equacionar o diâmetro do sensor conectado na pessoa com a imagem 3D. O sinal é disparado na imagem 3D no momento que inicia o software, projetando amostragens regulares ao longo do eixo horizontal.

Figura 7: Sistema de captação de sinais e imagens médicas aprovados pelo Ministério da Saúde, sob registro ANVISA 81403519001.

Análise de alterações de cores: Veja na figura abaixo que a mudança de cor é proporcional ao número de disparos/estímulos captados pelo sensor de neurometria. A mudança de cores é proporcional à quantidade de sinais enviados, conforme ilustrado pela quantidade de esferas na figura abaixo, veja:

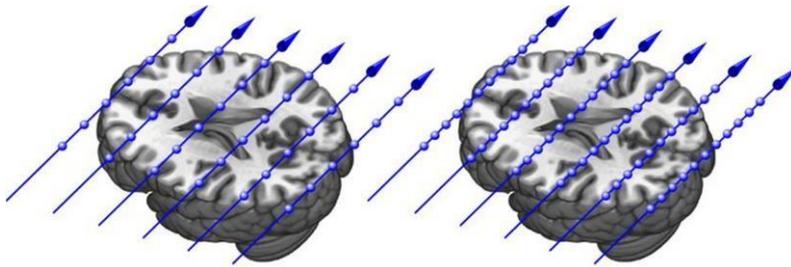
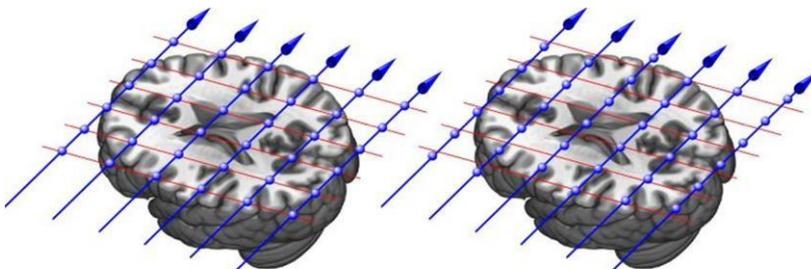
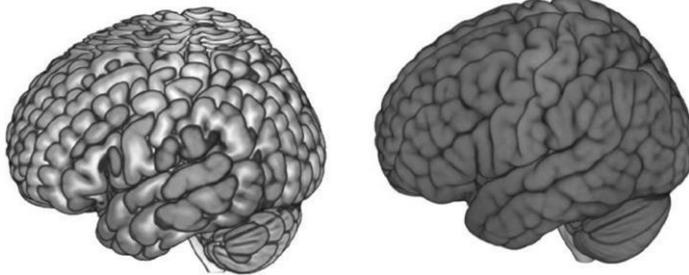


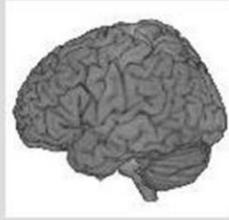
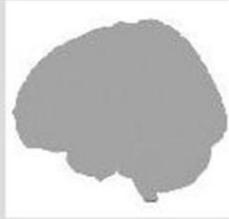
Fig2. Veja que a quantidade de esferas, representando o número de sinais enviados, irá projetar as cores conforme a escala na figura 7 acima.



Observação:

Para evitar um artefato do tipo "Steps size", que pode aparecer em D.D.P. de grandes superfícies, foi utilizada uma técnica de correção para análise de temporização conhecida como: **Stochastic jitter**. É uma técnica eficiente que ajusta grandes valores de curvas (que gera erros), para uma coerência de sinais, representado pelas linhas vermelhas paralelas, conforme figura ao lado.

Análise e processamento de configuração de imagens 3D:

Propriedade	Exemplo	Notas
Volume		Brilho depende da intensidade da imagem.
Luz Ambiente		Brilho constante, independente de todos os outros fatores.
Luz difusa		Iluminação com base na orientação da superfície em relação à luz. Superfícies que apontam em direção à luz são mais brilhantes do que as costas. Independente da localização do espectador. (Reflexão Lambertiano).
Luz Specular		Iluminação baseada na reflexão entre a fonte de luz e de ponto de vista. Emula material, brilhante reflexivo. Inclui 'brilho' ajuste adicional: espelhos têm pequenas intensos reflexos especulares, enquanto duller superfícies têm maiores destaques
Sombreamento borda		Arestas paralelas à direção de visualização são feitas mais escura. Este enfatiza as arestas. Só depende ponto de vista (independente da posição da luz).
Opacidade fronteira		Regiões onde a intensidade da imagem é variados são feitas opaco, enquanto que as regiões com intensidade de imagem consistente aparecer transparente. Uma maneira simples de criar um 'cérebro de vidro " .

Análise do sinal de Neurometria para quantificação dos valores de profundidade:

Em estatística e econometria, ARIMA é o nome dado a um modelo muito utilizado na modelagem e previsões de séries temporais. O termo deriva do inglês autoregressive integrated moving average, que significa modelo auto-regressivo integrado de média móvel. O modelo foi sistematizado em 1976 pelos estatísticos George Box e Gwilym Jenkins, o que torna o modelo conhecido também por Modelo de Box-Jenkins.

O modelo ARIMA é uma generalização do modelo auto-regressivo de média móvel (ARMA). A representação ARIMA (p, d, q) refere-se, respectivamente, às ordens de auto-regressão, de integração e de média móvel de cada ponto localizado na faixa de velcro:

p é o número de sinais individuais auto-regressivos,

d é o número de diferenças, e

q é o número de termos da média móvel

O modelo ARIMA (p, d, q) é dado pela equação:

$$\left(1 - \sum_{i=1}^p \phi_i L^i\right) (1 - L)^d X_t = \left(1 + \sum_{i=1}^q \theta_i L^i\right) \varepsilon_t$$

em que d é um inteiro positivo que determina o número de diferenças (no caso $d = 0$, esta equação é equivalente ao modelo ARMA(p, q), e L é o número de períodos associados.

$$LX_t = X_{t-1}$$

Os períodos associados permitem uma [notação](#) concisa para escrever [equações à diferença](#).

Por exemplo, seja a equação do sinal de neurometria de ordem "p", então:

$$y_t = a_0 + a_1 \cdot y_{t-1} + a_2 \cdot y_{t-2} + \dots + a_p \cdot y_{t-p} + \varepsilon_t$$

Colocando todos os termos y_{t-i} para o lado esquerdo da [equação](#) e os demais para o lado direito, temos:

$$y_t - a_1 \cdot y_{t-1} - a_2 \cdot y_{t-2} - \dots - a_p \cdot y_{t-p} = a_0 + \varepsilon_t$$

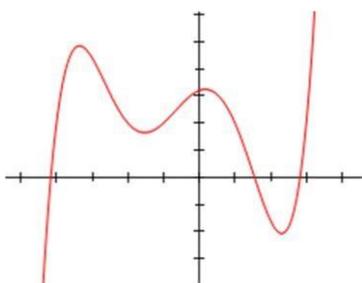
Colocando y_t em evidência, temos:

$$\left[1 - a_1 \frac{y_{t-1}}{y_t} - a_2 \frac{y_{t-2}}{y_t} - \dots - a_p \frac{y_{t-p}}{y_t}\right] y_t = a_0 + \varepsilon_t$$

Utilizando o número de períodos associados, podemos escrever esta [equação](#) como:

$$\left[1 - a_1 L - a_2 L^2 - \dots - a_p L^p\right] y_t = a_0 + \varepsilon_t$$

ou, de maneira ainda mais compacta,

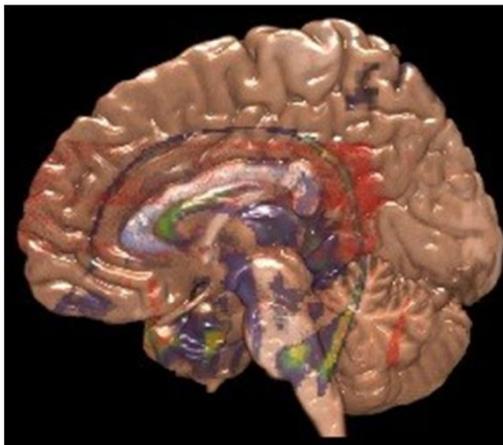


$$A(L) y_t = a_0 + B(L) \varepsilon_t,$$

onde $A(L)$ pode ser visto como um [polinômio](#). A notação $A(1)$ é usada para denotar a [soma](#) dos coeficientes:

$$A(1) = 1 - a_1 - a_2 - \dots - a_p$$

Dessa forma, os valores por ponto de conexão de cada sensor, pode gerar uma cadeia de números de períodos associados, dando valores em profundidade aproximada, conforme ilustrações abaixo:



Projeção em Profundida na imagem 3D .
Software da Neurometria sob registro ANVISA
81403519001

As imagens quando aparecem distorcidas estão relacionadas as configurações da placa de vídeo, isto é, quanto menor for a qualidade, maior a probabilidade do grau de distorção da imagem. Para aumentar a qualidade de imagem, teria que ajustar o nível da placa gráfica nas configurações (na tela inicial). Cuidado ao escolher um nível muito alto, pois sua placa gráfica pode não suportar os gráficos do cérebro 3D, talvez teria que ter uma placa gráfica dedicada. Na hora de escolher, verifique se o cérebro fica muito lento, pois é um provável indicativo que a placa gráfica não vai suportar.

Por ser um sistema baseado em ressonância neural, valores e/ou intensidade de cores que seriam o azul ou sem cor, não tem um valor significativo no quesito estímulos (por isso são classificados como baixo ou muito baixo), pois os dados brutos são divididos em seus picos espectrais constituintes com base na quantidade de ondas presentes nos sinais. Os picos espectrais são analisados e adaptados estatisticamente conforme padronização Z-score e os dados resultantes são representados como um mapa topográfico colorido do cérebro 3D. Esta tecnologia permite a medição GLOBAL dos sinais em sua amplitude e frequência, facilitando a localização pelo software de eventuais desvios estatisticamente significativos gerando cor azul ou sem cor (por isso qualificada como intensidade baixa e/ou muito baixa).

Após a captação do sinal e através do cálculo da equação de Fourier, a técnica utiliza a análise de D.D.P. (diferença de potencial) por área cortical horizontal, para poder equacionar o diâmetro do sensor conectado na pessoa com a imagem 3D, isto é, colocar os valores dentro de uma estrutura 3D em tempo real. O sinal é disparado na imagem 3D no momento que inicia o software, projetando amostragens regulares (cores) ao longo do eixo horizontal (fatia por fatia), mas é totalmente dependente do processador do computador, espaço e memória utilizada, podendo ter ruídos como: muitos softwares instalados aplicativos funcionando em segundo plano, internet ligada, vida útil do sistema, excesso de arquivos, drivers não originais, formatação de computador etc. Já prevendo o comportamento inadequado dos computadores e para evitar um artefato do tipo "Steps size", que pode aparecer em D.D.P. de grandes superfícies como "dados teimosos", foi utilizado uma técnica de correção para análise de temporização conhecida como: Stochastic jitter. É uma técnica eficiente que ajusta grandes valores de curvas (que poderiam ser possíveis erros), para uma coerência de sinais e nas cores indicativas para que o profissional foque nas intensidades representativas e, dessa forma, os valores por ponto de conexão de cada distância entre eles, pode gerar uma cadeia de números de períodos associados, dando valores em profundidade aproximada e, por isso, a importância de um profissional realizar o diagnóstico interpretando, através da filtragem visual colorimétrica, e entendendo que são de intensidades baixas e/ou muito baixas que não representam um potencial evocado ou que sejam compatíveis com altos disparos neurais, corrigindo assim erros ou vícios de processamento computacional.

Nem todas as fontes modeladas têm o mesmo grau de sensibilidade ao ruído da medida, de modo que não pode dizer se uma fonte tem uma força grande, pois ela é a fonte mais provável de que a distribuição do potencial evocado proporcionado pela diferença de estímulos gerados em uma ressonância neural, ou apenas porque essa fonte bem representa o sobreposto ao do potencial. Mesmo no caso ideal a ausência de ruído, algumas fontes parecem mais inclinados a explicar um grande conjunto de dados, apenas por causa das suas propriedades geométricas (ou seja, fontes posicionado num giro perto de um estímulo à convexidade cortical). Uma abordagem estatística para o problema e uma medida da relação sinal-ruído na atividade modelado cortical são então necessárias. O nível de ruído na telemetria pode ser tratado através da estimativa de "projeção" do sinal telemétrico $\mathbf{n}(\mathbf{t})$ sobre a superfície cortical por meio do sistema de análise computadorizada \mathbf{G} , o erro padrão da fonte do sinal estimada força \mathbf{x}_j é dada por $= \mathbf{G}_j \mathbf{C} (\mathbf{G}_j)^{-1}$ onde \mathbf{G}_j é a linha de j -th da matriz dos valores numéricos dos períodos associados, \mathbf{C} é a matriz de covariância do sinal da telemetria ($\mathbf{C}_{ij} = E [n_i(\mathbf{t}) n_j(\mathbf{t})]$). Isto permite avaliar quantitativamente a relação entre os estimados \mathbf{x} atividade cortical e da quantidade de sinais a nível cortical, quantificados através do desvio padrão da estimativa (Dale et al., 2000). Pode ser demonstrado que, sob a hipótese de uma estimativa normal para o sinal $\mathbf{n}(\mathbf{t})$, obtido com mais de 50 pontos de tempo, seguido normalmente por \mathbf{Z} de pontuação pode ser obtida para cada local de j -th cortical e para cada ponto de tempo \mathbf{t} considerada, em que \mathbf{C} é a matriz de covariância de sinal estimado. O limite não corrigido para o nível de escore \mathbf{Z} de 5% é 1,96. Os valores de limiar superior a \mathbf{Z} , tal representa os níveis de atividade cortical. No entanto, para evitar os efeitos do aumento do erro, os resultados serão apresentados após a aplicação da correção automática pelo software de Bonferroni (Zar, 1999). Dirigido à técnica de Função de Transferência (DTF) (Kaminski e Blinowska, 1991) é uma medida multivariada completa espectral, usado para determinar as influências direcionais entre um dado par de sinais em um conjunto de dados multivariados. Ele é calculado em um modelo multivariado Autoregressivo (jpa explicado anteriormente) que, simultaneamente, modela o conjunto de sinais. DTF tem sido demonstrada (Kaminski et al, 2001), a partir do conceito de causalidade de Granger. Este tipo de relação não é recíproca, permitindo assim determinar a direção do fluxo de informação dos sinais entre as séries de tempo. As filtragens de Banda-alta e/ou baixa são calculadas pela biblioteca Lapack, associado pela MTXvetc.

Referências Bibliográficas

Costa, Sara; Pereira, Rafael "Programa de Estímulo a Atenção II"; Lisboa, Portugal; Qualconsoante, 2017.

Makeig S, Bell AJ, Jung T-P, and Sejnowski TJ, "Independent component analysis of electroencephalographic data." *Advances in Neural Information Processing Systems* 8, 145-151, 1996. (First publication on ICA applied to EEG data).

Ping Tak Peter Tang, DFTI - a new interface for Fast Fourier Transform libraries, *ACM Transactions on Mathematical Software*, Vol. 31, Issue 4, Pages 475 - 507, 2005.

Y. Saad. *Iterative Methods for Sparse Linear Systems*. 2nd edition, SIAM, Philadelphia, PA, 2003.

Z. Drmac and K. Veselic. New fast and accurate Jacobi SVD algorithm II, *SIAM J. Matrix Anal. Appl.* Vol. 35, No. 2 (2008), pp. 1343-1362.

E. Anderson, Z. Bai, C. Bischof, S. Blackford, J. Demmel, J. Dongarra, J. Du Croz, A. Greenbaum, S. Hammarling, A. McKenney, and D. Sorensen. *LAPACK Users' Guide*, Third Edition, Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), 1999.

L. Blackford, J. Choi, A. Cleary, E. D'Azevedo, J. Demmel, I. Dhillon, J. Dongarra, S. Hammarling, G. Henry, A. Petitet, K. Stanley, D. Walker, and R. Whaley. *ScaLAPACK*

Users' Guide, Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), 1997.

Jung T-P, Makeig S, Bell AJ, and Sejnowski TJ, "Independent Component Analysis of electroencephalographic and event-related data." In: (Poon P. and Brugge J, eds.) Auditory Processing and Neural Modeling, Plenum Press, New York, pp. 189-197, 1998.

Jung TP1, Makeig S, McKeown MJ, Bell AJ, Lee TW, Sejnowski TJ, "Imaging Brain Dynamics Using Independent Component Analysis", Proc IEEE Inst Electr Electron Eng. 2001 Jul 1;89(7):1107-1122.

Jean-Francois Cardoso. Blind Signal Separation: Statistical Principles. Proc. IEEE, Special issue on blind identification and estimation, pp. 2009-2025, Vol 86, No. 10, 1998.

S. Amari and A. Cichocki. Blind signal processing - neural network approaches. Proc. IEEE, Special issue on blind identification and estimation, pp. 2026-2048, Vol 86, No. 10, 1998.

S. Amari, A. Cichocki, and H.H. Yang. A new learning algorithm for blind signal separation. In G. Tesauro, D.S. Touretzky, and T.K. Leen, editors, Advances in Neural Information Processing Systems 8 (NIPS*95), pages 757-763, Cambridge, MA, 1996. The MIT Press.

Fridriksson J1, Bonilha L, Baker JM, Moser D, Rorden C., " Activity in preserved left hemisphere regions predicts anomia severity in afasia", Cereb Cortex. 2010 May;20(5):1013-9. doi: 10.1093/cercor/bhp160. Epub 2009 Aug 17.

J.F. Cardoso and A. Souloumiac. Blind beamforming for non-Gaussian signals. IEE Proc. F., 140(6):771-774, December 1993.

Rorden C1, Karnath HO., " A simple measure of neglect severity", Neuropsychologia. 2010 Jul;48(9):2758-63. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2010.04.018. Epub 2010 Apr 28.

ZAR, J.H. 1999. Biostatistical Analysis. New Jersey, Prentice-Hall, 4th ed., 663p.

ALVES, Nelson Pereira Jr ; "Correlação entre o sistema cognitivo e o fisiológico, através da resposta galvânica e a coerência cardíaca na neurometria"; São Paulo; UNIFESP; 2004; Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433; GoogleScholar.

Kaminski, M., Ding, M. Truccolo, W., and Bressler, S. (2001). Evaluating causal relations in neural systems: Granger causality, directed transfer function and statistical assessment of significance. Biol Cybern, 85: 145-157.

ALVES, Nelson Pereira Jr ; "Interação das reações neurométricas nas desordens orgânicas pelo treinamento da coerência cardíaca."; São Paulo; Unyleya; 2017; Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar.

ALVES, Nelson Pereira Jr ; "Correlação entre distonia neurométrica e alergia alimentar para tratamento de distúrbios cognitivos.", São Paulo, Unyleya, 2017; Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar.

ALVES, Nelson Pereira Jr ; "Tratamento e prevenção de doenças crônicas não transmissíveis, baseado na variabilidade do sistema nervoso na neurometria", São Paulo, Unyleya, 2017; Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar.

Kamiński MJ1, Blinowska KJ., "A new method of the description of the information flow in the brain structures", Biol Cybern. 1991;65(3):203-10.

Dale AM, Liu AK, Fischl BR, Buckner RL, Belliveau JW, Lewine JD, Halgren E. Dynamic statistical parametric mapping: combining fMRI and MEG for high-resolution imaging of cortical activity. *Neuron*. 2000;26:55-67. [PubMed]

Lirane C. Suliano, Regeane Kaniak, Regina Silva P.G. Cavalcanti, Sandra Silvério-Lopes; Ibrate "NEUROMETRIC COMPUTED RESPONSE IN AURICULOACUPUNCTURE"; Congress at Harvard University, THE JOURNAL OF ALTERNATIVE AND COMPLEMENTARY MEDICINE Volume 22, Number 1, 2016; ^a Mary Ann Liebert, Inc. DOI: 10.1089/acm.2015.29000.abstracts

Mestrado em Educação Especial – Domínio Cognitivo e Motor: Ferreira, Paula Alexandra Duarte; "Promoção da participação de um aluno com déficit cognitivo nas aulas ciências naturais através do ensino de pares"; Coimbra, ESEC, 2015; URI: <http://hdl.handle.net/10400.26/12779>

Nascimento Maciel, Roberto; Alves Pereira, Nelson e col; "Bruxismo"; Capítulo 22; São Paulo, Editora: Artes Médicas, 2009; Norma ISBN: 978-85-367-0104-2 Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar

FONSECA, Vitor da. Dislexia, cognição e aprendizagem: uma abordagem neuropsicológica das dificuldades de aprendizagem da leitura. *Rev. psicopedag.* [online]. 2009, vol.26, n.81, pp. 339-356. ISSN 0103-8486. Periódico Scielo

J. Campos-Castelló ; "Evaluación neurológica de los trastornos del aprendizaje"; España; REVISTA DE NEUROLOGIA 1998; 27 (156): 280-285.

Lirane Carneiro SULIANO; Sandra SILVÉRIO-LOPES; Nelson ALVES; "Resposta Neurométrica Computadorizada dos estímulos da Acupuntura auricular :Relato de caso", Faculdade IBRATE, Paraná, 2015 Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar

Roselei Delziovo Sala; Lirane Carneiro SULIANO; Sandra SILVÉRIO-LOPES; "Análise do Desempenho Cardio-Funcional da Essência Vibracional Consciencius por meio da Neurometria", Congresso Latino Americano de Terapias Quânticas (CSTQ), São Paulo, 2016 Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar

Assunção, Alfredo; Alves Pereira, Nelson e col.; "Gestão sem Medo", Capítulo 4, São Paulo, Editora Saraiva, 2007; Norma ISBN: 8502059513 Orcid: 0000-0001-8381-1682; ResearcherID: D-9330-2017; NCBI - Pubmed No. 52181433 ; GoogleScholar

Silvério-Lopes, Sandra; Carneiro-Suliano, Lirane; "Atlas de Auriculoterapia de A a Z", Capítulo V - Neuroimagem; Curitiba, PR: Omnipaz, 2016 ISBN: 978-85-64619-16-6