

GIVAGO DA SILVA SOUZA

**AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE DE LUMINÂNCIA HUMANA
ATRAVÉS DO POTENCIAL CORTICAL PROVOCADO VISUAL TRANSIENTE –
COMPARAÇÃO COM RESULTADOS OBTIDOS PSICOFISICAMENTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular da Universidade Federal do Pará como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Neurociências e Biologia Celular.

Orientador: Prof. Dr. Manoel da Silva Filho.

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Carlos de Lima Silveira.

Belém

2005

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

GIVAGO DA SILVA SOUZA

**AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE DE LUMINÂNCIA HUMANA
ATRAVÉS DO POTENCIAL CORTICAL PROVOCADO VISUAL TRANSIENTE –
COMPARAÇÃO COM RESULTADOS OBTIDOS PSICOFISICAMENTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular da Universidade Federal do Pará como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Neurociências e Biologia Celular.

Orientador: Prof. Dr. Manoel da Silva Filho.

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Carlos de Lima Silveira.

Belém

2005

GIVAGO DA SILVA SOUZA

**AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE AO CONTRASTE DE LUMINÂNCIA HUMANA
ATRAVÉS DO POTENCIAL CORTICAL PROVOCADO VISUAL TRANSIENTE –
COMPARAÇÃO COM RESULTADOS OBTIDOS PSICOFISICAMENTE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular da Universidade Federal do Pará como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Neurociências e Biologia Celular, para a comissão formada pelos seguintes professores:

Orientador:	Prof. Dr. Manoel da Silva Filho Departamento de Fisiologia, UFPA
Co-orientador:	Prof. Dr. Luiz Carlos de Lima Silveira Departamento de Fisiologia, UFPA
Examinadores:	Prof. Dr. Amauri Gouveia Júnior Departamento de Psicologia, UNIMEP Profa. Dra. Dora Selma Fix Ventura Departamento de Psicologia Experimental, USP Prof. Dr. Olavo de Faria Galvão Departamento de Psicologia Experimental, UFPA

“É melhor acender uma vela do que praguejar contra a escuridão.”

Adágio

Dedico à Braz, Glagean e Adriana

AGRADECIMENTOS

À Braz Cavalcante Souza e Maria Glagean da Silva Souza, pelo apoio e amor dedicado aos filhos.

À Gulliver, Glageane e Dmercléia.

À Adriana de Castro Barbosa pela companhia e compreensão.

Aos professores Manoel da Silva Filho e Luiz Carlos de Lima Silveira pela orientação e oportunidade.

À Cézár Akyioshi Saito pelo exemplo.

À Bruno Duarte Gomes pela colaboração e amizade.

À André dos Santos Cabral, Anderson Manoel Herculano Oliveira da Silva, Laiza Medeiros dos Anjos, Genilma Matos da Costa, Thaís de Souza Mendes, Thiago de Castro Barbosa, Samuel Pantoja Garcia, Daniel Valle Vasconcelos Santos, Ricardo dos Santos Neves, Lucas Santiago, Monica Gomes de Lima, Eliza Maria Lacerda, Naiara Parente, Patricy Tavares, Andreza Ferreira, Anderson Raiol Rodrigues, Maria Izabel Cortes, Antônio Castro, Soraia Lameirão, Maxwell Barbosa, Luiz Antônio e Natáli Valim que contribuíram para a realização desse trabalho.

À Pós-Graduação de Neurociências e Biologia Celular.

À Universidade Federal do Pará.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vi
RESUMO	xi
ABSTRACT	xii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. SISTEMA VISUAL.....	1
1.2. ÓPTICA DO OLHO.....	1
1.2.1. Camadas oculares.....	1
1.2.2. Meios ópticos.....	3
1.2.3. Musculatura intrínseca e sua inervação.....	3
1.2.4. Musculatura extrínseca e sua inervação.....	4
1.3. RETINA.....	4
1.3.1. Fototransdução.....	4
1.3.2. Processamento neural na retina.....	11
1.4. VIAS RETINO-GENICULO-CORTICAIS.....	17
1.5. SENSIBILIDADE AO CONTRASTE ESPACIAL DE LUMINÂNCIA.....	19
1.6. POTENCIAL CORTICAL PROVOCADO VISUAL.....	25
1.7. O VECP NA DETERMINAÇÃO DA CSF ESPACIAL DE LUMINÂNCIA.	29
1.8. OBJETIVOS.....	32
1.8.1. Geral.....	32
1.8.2. Específicos.....	32
2. MATERIAL E MÉTODOS.....	33
2.1. SUJEITOS.....	33
2.2. ESTIMULAÇÃO VISUAL.....	33

2.2.1. Estimulação para obter a CSF eletrofisiológica.....	35
2.2.2. Estimulação para obter a CSF psicofísica.....	35
2.3. PROCEDIMENTO ELETROFISIOLÓGICO.....	37
2.3.1. Posicionamento dos eletródios de superfície.....	37
2.3.2. Sistema de aquisição de sinais bioelétricos.....	39
2.3.3. Análise do VECF transiente.....	39
2.3.4. Determinação do contraste limiar e da sensibilidade ao contraste.....	48
2.3.5. Determinação do filtro passa-baixa <i>off-line</i>	52
2.4. PROCEDIMENTO PSICOFÍSICO.....	63
2.5. INTERPOLAÇÃO DE UM MODELO MATEMÁTICO PARA A FUNÇÃO DE SENSIBILIDADE AO CONTRASTE ESPACIAL DE LUMINÂNCIA.....	64
3. RESULTADOS.....	65
3.1. ANÁLISE NÍVEL 1: RESULTADOS INDIVIDUAIS.....	65
3.1.1. Análise eletrofisiológica.....	65
3.1.2. Análise psicofísica.....	84
3.1.3. Comparação da análise eletrofisiológica e psicofísica.....	84
3.2. ANÁLISE NÍVEL 2: DISPERSÃO DOS RESULTADOS INDIVIDUAIS OBTIDOS NOS SEIS INDIVÍDUOS ESTUDADOS.....	91
3.2.1. Análise eletrofisiológica.....	91
3.2.2. Análise psicofísica.....	105
3.3. ANÁLISE NÍVEL 3: MÉDIAS E DESVIOS PADRÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS SEIS INDIVÍDUOS ESTUDADOS.....	105
3.3.1. Análise eletrofisiológica.....	105
3.3.2. Análise psicofísica.....	121

3.4. ANÁLISE NÍVEL 4: COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS MÉDIOS OBTIDOS ELETROFISIOLOGICAMENTE E PSICOFISICAMENTE.....	121
4. DISCUSSÃO.....	135
4.1. VECP VERSUS REGISTRO UNITÁRIO.....	136
4.2. INFLUÊNCIA DO CAMPO VISUAL SOBRE A RESPOSTA DO VECP..	138
4.3. EFEITO DO CONTRASTE SOBRE A RESPOSTA DO VECP.....	138
4.4. EFEITO DA FREQUÊNCIA ESPACIAL SOBRE A RESPOSTA DO VECP.....	145
4.5. VARIAÇÃO DOS RESULTADOS INDIVIDUAIS.....	148
4.6. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS ELETROFISIOLÓGICOS E PSICOFÍSICOS.....	149
5. CONCLUSÃO.....	151
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	152
ANEXO I.....	171
ANEXO II.....	173
Dados referentes ao sujeito ACB041127.....	174
Dados referentes ao sujeito LSC050213.....	191
Dados referentes ao sujeito NMP041117.....	207
Dados referentes ao sujeito SPG050230.....	224
Dados referentes ao sujeito TCB050310.....	241

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Vista dorsal de secção transversal do globo ocular direito humano.....	2
Figura 2. Representação esquemática das três partes dos cones e bastonetes.....	6
Figura 3. A rodopsina é uma proteína integral de membrana que se liga ao retinal.....	7
Figura 4. Fototransdução.....	8
Figura 5. Estrutura laminar da retina humana e seus principais componentes celulares.....	12
Figura 6. Resumo de 13 populações de células ganglionares que projetam axônios para o tálamo.....	16
Figura 7. Contraste e freqüência espacial.....	21
Figura 8. CSF humana.....	24
Figura 9. Registro de potencial cortical provocado visual (VECP).....	26
Figura 10. Exemplos dos estímulos empregados neste trabalho.....	36
Figura 11. Posicionamento dos eletródios para registro do VECP de acordo com o sistema internacional 10/20.....	38
Figura 12. Esquema do sistema de aquisição de sinais bioelétricos.....	40
Figura 13. VECP obtido por estimulação reversa de 1 Hz.....	41
Figura 14. Análise espectral do VECP a partir de um estímulo com 100% de contraste, em 0,8 cpg.....	43
Figura 15. Decomposição do VECP médio (bruto) nos 20 primeiros harmônicos com freqüência, fase e energia características.....	44

Figura 16. Resposta de um VECP médio de 480	46
Figura 17. Média da amplitude e latência do componente P100 do VECP transiente.....	49
Figura 18. Exemplo fictício de como foi determinado o contraste limiar.....	50
Figura 19. VECPs com filtragens passa baixa em 100 Hz e 90 Hz.....	53
Figura 20. VECPs com filtragens passa baixa em 80 Hz e 70 Hz.....	54
Figura 21. VECPs com filtragens passa baixa em 60 Hz e 50 Hz.....	55
Figura 22. VECPs com filtragens passa baixa em 40 Hz e 30 Hz.....	56
Figura 23. VECPs com filtragens passa baixa em 20 Hz e 10 Hz.....	57
Figura 24. Variação da amplitude de P100 em diferentes contrastes para cada freqüência de corte do filtro passa-baixa.....	58
Figura 25. Variação da latência de P100 em diferentes contrastes para cada freqüência de corte do filtro passa-baixa.....	59
Figura 26. Variação da sensibilidade ao contraste espacial de luminância para cada freqüência de corte do filtro passa-baixa.....	61
Figura 27. VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 0,4 (A) e 0,8 cpg (B).....	66
Figura 28. VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 2 (A) e 4 cpg (B).....	67
Figura 29. VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 8 (A) e 10 cpg (B).....	68
Figura 30. Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs mostrados nas Figuras 27-29 em função do logaritmo do contraste.....	70

Figura 31. Gráficos ilustrando a variação de amplitude do componente P100 dos VECPs mostrados na Figura 27 em função do logaritmo do contraste.....	72
Figura 32. Gráficos ilustrando a variação de amplitude do componente P100 dos VECPs mostrados na Figura 28 em função do logaritmo do contraste.....	74
Figura 33. Continuação da análise da Figura 32.....	77
Figura 34. Determinação do contraste limiar pelo procedimento 1 para as frequências espaciais 8 cpg, obtendo-se 7,6%, e 10 cpg, obtendo-se 11,34%.....	79
Figura 35. Determinação do contraste limiar pelo procedimento 2, obtendo-se 7,88% para 8 cpg e 12,58% para 10 cpg.....	80
Figura 36. CSF obtida eletrofisiologicamente através do registro do VECP.	82
Figura 37. CSF obtida por métodos psicofísicos.....	85
Figura 38. Comparação da CSF psicofísica dinâmica coma CSF ₁ eletrofisiológica (A) e a CSF ₂ eletrofisiológica (B).....	87
Figura 39. Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).....	89
Figura 40. Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF ₁ eletrofisiológica (A) e a CSF ₂ eletrofisiológica (B).....	92
Figura 41. Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método	

eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).....	94
Figura 42. Gráfico de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos estudados, da latência do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste.....	96
Figura 43. Gráficos de dispersão ilustrando, entre os indivíduos, da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste.....	99
Figura 44. Gráficos de dispersão ilustrando, entre os indivíduos, da amplitude relativa do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste.....	101
Figura 45. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos, dos valores de sensibilidade ao contraste obtidos eletrofisiologicamente, usando-se os dois procedimentos de estimativas dos contrastes limiares.....	103
Figura 46. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos, da CSF obtida pelos dois tipos de estimulação no paradigma psicofísico.....	106
Figura 47. Médias e desvios padrões da latência do componente P100 do VECP em função do contraste para os seis indivíduos testados.....	108
Figura 48. Variação da média da latência do componente P100 do VECP em função do contraste nas seis frequências espaciais.....	110
Figura 49. Médias e desvio padrões da amplitude do componente P100 do VECP em função do contraste.....	113

Figura 50. Variação da média da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do contraste para ilustrar, noutra forma de visualização gráfica, os diferentes comportamentos da resposta nas frequências espaciais testadas.....	115
Figura 51. Médias e desvio padrões da amplitude do componente P100 do VECP em função do contraste.....	117
Figura 52. Variação da média da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do contraste para ilustrar, noutra forma de visualização gráfica, os diferentes comportamentos da resposta nas frequências espaciais testadas.....	119
Figura 53. CSFs eletrofisiológica média.....	122
Figura 54. CSF psicofísica média.....	124
Figura 55. Comparação das CSF médias.....	126
Figura 56. Correlação entre as sensibilidades médias psicofísicas dinâmicas e eletrofisiológicas.....	128
Figura 57. Comparação das CSF médias.....	131
Figura 58. Correlação entre as sensibilidades médias psicofísicas dinâmicas e eletrofisiológicas.....	134
Figura 59. VECPs médios avaliado durante 4 minutos para o sujeito MGL041104.....	142
Figura 60. Avaliação da adaptação da amplitude e latência do componente P100 do VECP em diferentes contrastes.....	143

RESUMO

O presente trabalho comparou a função de sensibilidade ao contraste espacial de luminância (CSF) obtida eletrofisiologicamente através do potencial cortical provocado visual transiente (VECP) com a CSF psicofísica dinâmica e estática. Seis indivíduos hígidos foram testados monocularmente. Os estímulos utilizados foram circulares, 5° de campo visual, composto por redes senoidais horizontais, isocromáticas, luminância média de 40 cd/m². Os registros eletrofisiológicos foram obtidos a partir de estímulos com frequências espaciais de 0,4 cpg, 0,8 cpg, 2 cpg, 4 cpg, 8 cpg e 10 cpg, revertendo abruptamente em 180° de fase espacial com 1 Hz de frequência temporal. Para os testes psicofísicos foram mostrados estímulos com 0,4 cpg, 0,8 cpg, 1 cpg, 2 cpg, 4 cpg, 6 cpg, 8 cpg e 10 cpg, com a mesma configuração espaço-temporal da eletrofisiologia (dinâmica) e apresentação estática. A regressão linear variação da amplitude do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste do estímulo foi utilizada para estimar o contraste limiar, ou seja, a sensibilidade. Para estimar a sensibilidade psicofísica foi empregado o método do ajuste. A CSF obtida eletrofisiologicamente encontrou maior correlação com àquela obtida psicofisicamente de forma dinâmica, a qual mostrou diminuição da sintonia passa-banda quando comparada com a CSF psicofísica estática. Este trabalho conclui que a sensibilidade ao contraste espacial de luminância obtida eletrofisiologicamente e psicofisicamente mostram melhor correspondência quando obtidas com as mesmas condições espaciais e temporais do estímulo.

ABSTRACT

The present work compared luminance spatial contrast sensitivity function (CSF) obtained by transient visual evoked cortical potentials (VECP) with the dynamic and static psychophysical CSF. Six healthy subjects monocularly were tested. The stimuli were circulars with horizontal sine-wave gratings, 5° visual field, mean luminance 40 cd/m² and with the chromaticity. To VECP recordings, six spatial frequencies were used: 0.4 cpd, 0.8 cpd, 2 cpd, 4 cpd, 8 cpd e 10 cpd, reversal pattern at 1 Hz. The stimuli to psychophysics tests had spatial frequencies 0.4 cpd, 0.8 cpd, 1 cpd, 2 cpd, 4 cpd, 6 cpd, 8 cpd e 10 cpd, with same spatial-temporal configuration of VECP stimuli (dynamic presentation) and static presentation. To estimate the electrophysiological limiar contrast, a linear regression between P100 amplitude decreasing with log contrast was used. The adjustment method was used in psychophysics to determinate the contrast sensitivity. It was found that electrophysiological CSF was better correlated with dynamic psychophysical CSF, wich showed decreased band pass tuning when compared to static psychophysical CSF. This work concludes that luminance spatial contrast sensitivity obtained electrophysiologically and psychophysically show a closer correspondence when obtained with the same spatial and temporal stimulus conditions.

1. INTRODUÇÃO

1.1. SISTEMA VISUAL

O sistema visual é constituído de uma parte óptica e outra neural. Ele é sensível a uma faixa estreita da radiação eletromagnética, aproximadamente entre 430×10^{12} a 750×10^{12} Hz, limites que dependem do observador, da intensidade luminosa, da adaptação do olho e de vários outros fatores, e que correspondem no vácuo a faixa de comprimentos de onda indo de 400 a 700 nm (Nassau, 2001). Ele usa duas propriedades da luz incidente, intensidade e composição espectral, para retratar determinados aspectos do meio ambiente importantes para a sobrevivência do indivíduo. Desses, o mais significativo para a visão humana é a localização espaço-temporal dos objetos à nossa volta.

1.2. ÓPTICA DO OLHO

1.2.1. Camadas oculares

O olho é uma estrutura globular constituída por 3 camadas: externa, intermediária e interna (Tovee, 1996) (Figura 1). A camada externa compreende esclera e córnea. A esclera é a parte branca do olho, constituída principalmente por fibras inelásticas altamente entrelaçadas, funcionando para proteção e dar forma ao olho. A córnea é a parte transparente que se adapta anteriormente à esclera, em uma região denominada limbo, e possui suas fibras paralelas. A camada intermediária, denominada também úvea, é composta anteriormente pela íris e corpo ciliar, e posteriormente pela corióide. A íris é a parte colorida do olho, localizada atrás da córnea, possuindo em seu centro um orifício, a pupila, que permite a entrada de luz no globo ocular. O corpo ciliar secreta o humor aquoso e sustenta o cristalino.

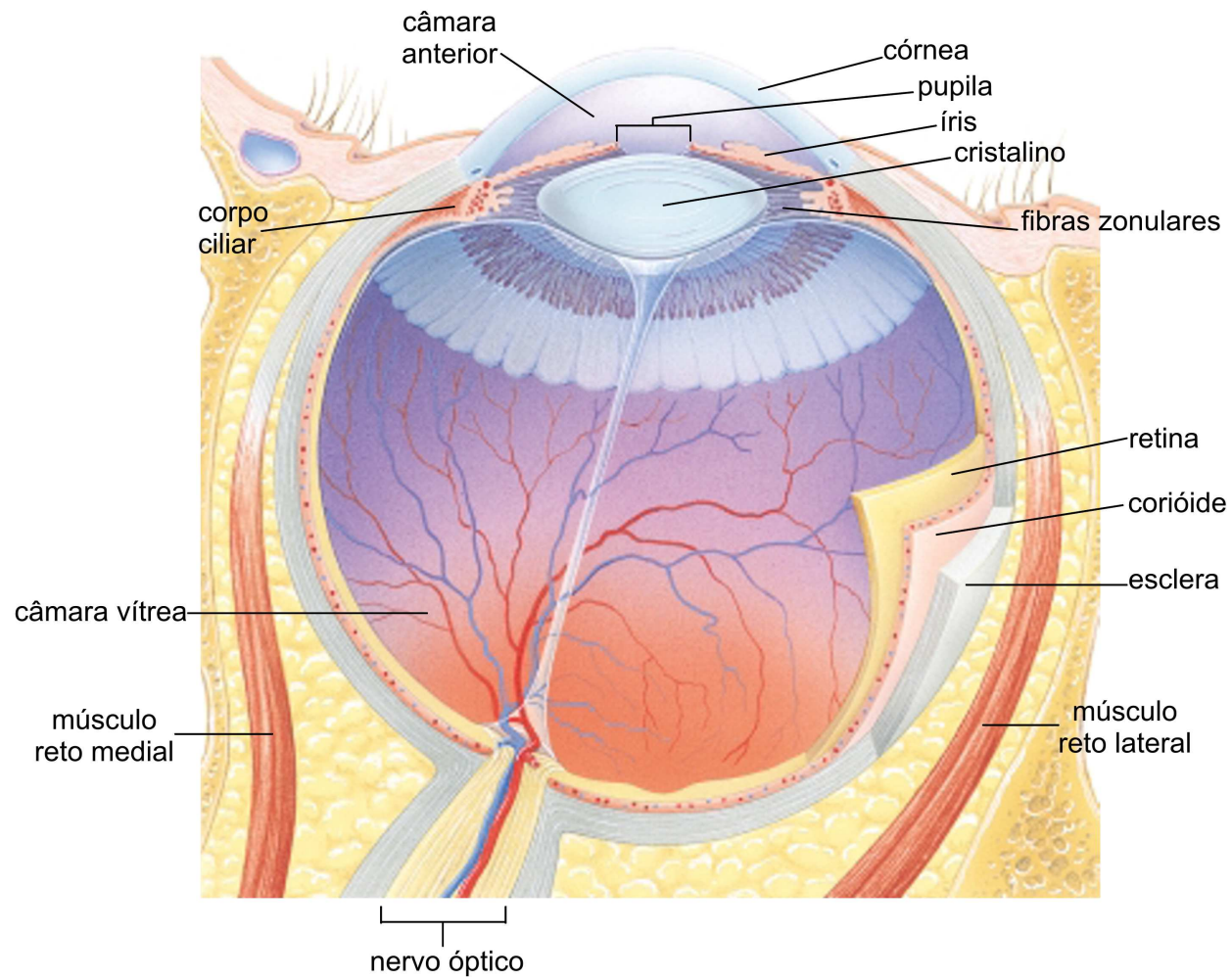


Figura 1. Vista dorsal de secção transversal do globo ocular direito humano. Modificado de Sherwood e Klandorf (2005).

A corióide está logo abaixo da esclera e é constituída principalmente por vasos sanguíneos. A retina é a camada interna do olho.

O olho possui três cavidades: câmara anterior, câmara posterior e câmara vítrea (Tovee, 1996). A câmara anterior fica entre a região posterior da córnea e a íris, preenchida pelo humor aquoso. A câmara posterior é a região entre a íris e o cristalino, preenchido também pelo humor aquoso. A câmara vítrea é maior que a câmara anterior, está localizada atrás do cristalino e anteriormente à retina, sendo preenchida pelo humor vítreo.

1.2.2. Meios ópticos

O sistema ocular possui duas lentes: a córnea e o cristalino, além do humor aquoso e humor vítreo, que funcionam como meios refratários à passagem da luz. O maior índice de refração encontra-se na interface ar/córnea (Tovee, 1996; Rodieck, 2001).

1.2.3. Musculatura intrínseca e sua inervação

Existem dois mecanismos que permitem ao olho controlar a quantidade de luz incidente e a focalização da imagem sobre a retina que são o controle do tamanho da pupila e a acomodação do cristalino. O tamanho da pupila varia de acordo com a incidência de luz no olho, caso a incidência aumente o tamanho da pupila diminui e vice-versa. O mecanismo de aumentar ou diminuir o diâmetro pupilar reside na musculatura lisa da íris, que se dispõem em fibras circulares (constritoras) e radiais (dilatadoras). Fibras nervosas parassimpáticas controlam a musculatura circular, enquanto a musculatura radial é inervada por fibras simpáticas. O mecanismo de acomodação do cristalino é a habilidade do cristalino mudar de

tamanho para manter a imagem em foco na retina. O cristalino tem sua forma alterada devido aos músculos ciliares e fibras zonulares. O músculo ciliar é parte do corpo ciliar e pode alterar a forma do cristalino através do tracionamento das fibras zonulares, que são ligamentos inseridos em uma ponta no corpo ciliar e a outra no cristalino. O músculo ciliar é innervado por fibras parassimpáticas responsáveis pela sua contração.

1.2.4. Musculatura extrínseca e sua inervação

O olho possui movimentos através da ação de seis pares de músculos esqueléticos extraoculares inseridos na esclera, que permitem a rotação do globo ocular com três graus de liberdade. Os músculos reto medial e lateral são responsáveis pela rotação horizontal, enquanto os músculos reto superior e inferior atuam na rotação vertical. O movimento de torção é realizado pelo músculo oblíquo superior e inferior. A inervação dos músculos reto superior, inferior, medial e oblíquo inferior é feita através do nervo óculo-motor, o terceiro par craniano. A inervação do músculo oblíquo superior é realizada pelo nervo troclear, quarto par craniano, enquanto o nervo abducente, sexto par craniano, é responsável pela inervação do reto lateral.

1.3. RETINA

1.3.1. Fototransdução

O primeiro passo do processamento neural da informação presente na imagem formada pelo sistema óptico ocular ocorre na retina. Inicialmente ocorre a chamada fototransdução, na qual a energia luminosa é convertida em variação do potencial de membrana de duas células fotorreceptoras: as células visuais

fotorreceptoras, também chamadas simplesmente de cones e bastonetes. Após atravessar toda a retina, a luz alcança a camada de fotorreceptores, ou seja, aquela que contém especializações celulares derivadas de cílios modificados, onde existem pilhas de dobras da membrana plasmática (Figura 2). Nessa região, a membrana plasmática é extremamente rica numa proteína integral fotossensível, a opsina. Em vertebrados, existem vários tipos de opsina, agrupados em rodopsinas e porfiropsinas, conforme contenham um grupo prostético derivado da vitamina A1 ou A2, respectivamente. Em mamíferos, todas as células fotorreceptoras contêm apenas rodopsinas e o grupo prostético é o retinaldeído ou retinal (Figura 3). O retinal é o composto químico que, efetivamente, absorve o fóton. Ocorre uma série de eventos bioquímicos e, finalmente, isso leva a uma alteração do potencial da membrana plasmática da célula fotorreceptora (Ahnelt & Kolb, 2000; Kolb 2003) (Figura 4).

Quando há incidência de luz sobre os fotorreceptores, o retinal altera sua configuração espacial, permanecendo ligado à rodopsina e ativando-a. A ativação da rodopsina ativa uma proteína G, transducina, a qual ativa a enzima fosfodiesterase que degrada um mensageiro químico, o GMP cíclico (GMPc), diminuindo a concentração deste segundo mensageiro no fotorreceptor. A membrana plasmática do segmento externo dos fotorreceptores possui canais de Na^+ que são ativados por GMPc. Com a diminuição da concentração do GMPc, ocorre diminuição do fluxo de cátions pelos canais, levando a uma hiperpolarização graduada, fechando canais de Ca^{++} no terminal sináptico, diminuindo a concentração de Ca^{++} neste local e em consequência há diminuição da liberação do neurotransmissor na sinapse.



Figura 2. Representação esquemática das três partes dos cones e bastonetes. Na extremidade externa há dobras da membrana plasmática formando discos ricos em moléculas do fotorreceptor. Modificado de Sherwood e Klandorf (2005).

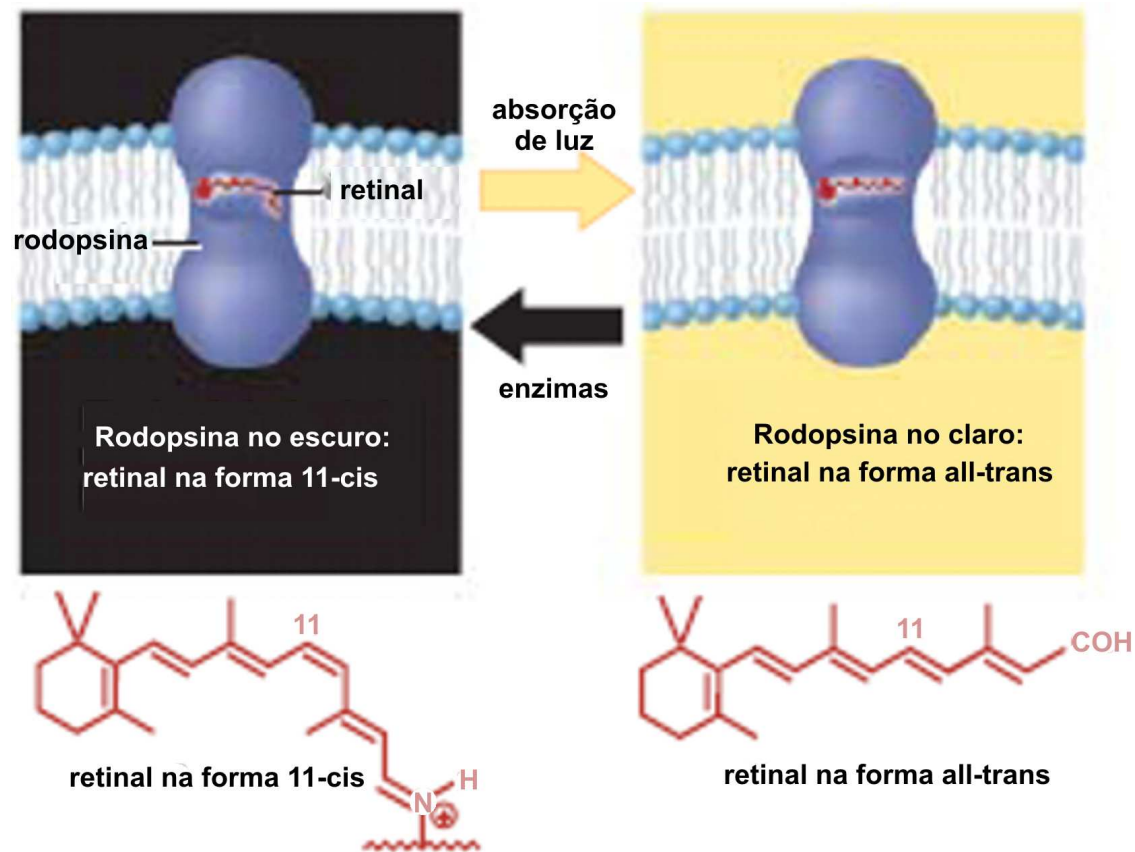


Figura 3. A rodopsina é uma proteína integral de membrana que se liga ao retinal. No escuro o retinal é encontrado na sua forma inativa (11-cis), enquanto no claro, ele assume sua forma trans e ativa a rodopsina. Modificado de Sherwood e Klandorf (2005).

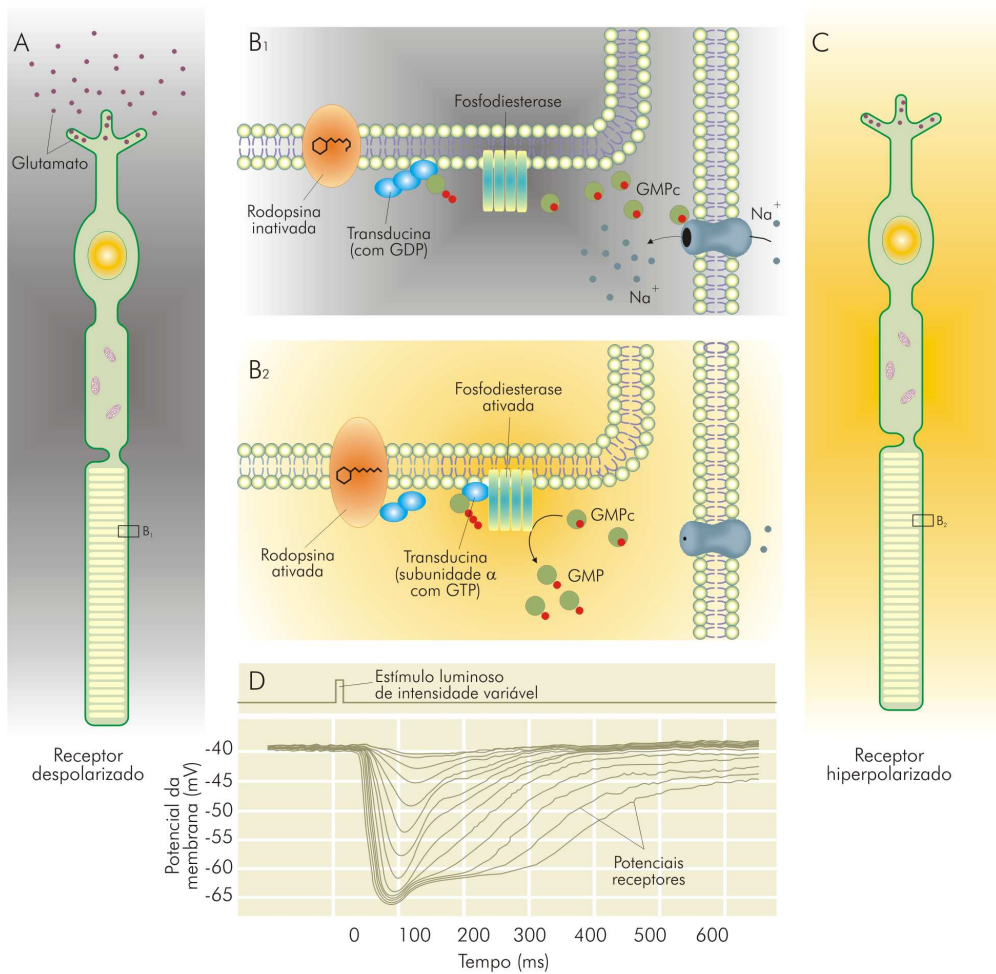


Figura 4. Fototransdução. **(A)** No escuro o fotorreceptor está despolarizado e liberando glutamato na fenda sináptica. **(B₁)** Rodopsina inativada no escuro e presença de corrente de cátions para o interior da célula. **(B₂)** Na presença de luz a rodopsina é ativada e inicia uma cascata de eventos que diminui a concentração de GMPC na célula, fechando os canais de cátions ligados a este segundo mensageiro. **(C)** No claro o fotorreceptor está hiperpolarizado, não liberando neurotransmissor. **(D)** A variação do potencial elétrico da célula é eletrotônica, dependente da intensidade da luz incidente. Retirado de Lent (2002).

Müller apud Ahnelt & Kolb (2000) relatou a existência de dois tipos de fotorreceptores, os cones e os bastonetes, que se diferenciam morfológica e fisiologicamente. Tanto os cones quanto os bastonetes são divididos em regiões distintas: o segmento externo, o segmento interno e o terminal sináptico (Bowmaker, 1984). Os segmentos externo e interno são conectados através de um cílio. É no segmento externo que ocorre o empilhamento de discos membranosos ricos em opsina. Nos bastonetes, tais discos estão livres da membrana formando verdadeiras membrana celular formando invaginações no citoplasma (Usukara & Obata, 1995).

Os bastonetes possuem mais rodopsina que os cones e isto lhes permite captar mais fótons e aumentar a probabilidade de captá-los em condições de baixa luminosidade, ou seja, em condições ditasp escotópicas, sendo necessário somente um único fóton para a geração de uma resposta neural. Nos cones, o sinal neural só é gerado a partir de níveis de luminosidades maiores, sendo chamada tal situação de condição fotópica. Em condições fotópicas, os bastonetes se adaptam e param de responder.

Os pigmentos dos bastonetes e cones absorvem luzes de diferentes comprimentos de onda, ou seja, possuem diferentes sensibilidades espectrais (Nathans *et al.*, 1986). A sensibilidade espectral é definida como a quantidade relativa de fótons de um comprimento de onda que deve ser absorvida para gerar um sinal neural (SurrIDGE *et al.*, 2003). A probabilidade de um fóton ser absorvido por um cone é dependente da energia associada a esse fóton, assim como da quantidade de fótons que chega até a retina (Dacey, 1999). Os cones da retina do ser humano com visão tricromática são classificados em três classes diferentes de acordo com sua sensibilidade espectral: sensíveis a curtos (S), médios (M) e a longos comprimentos de onda (cones L) (Nathans *et al.*, 1986; Neitz & Jacobs,

1991). Os picos de absorvência espectral, $\lambda_{\text{máx}}$, ficam em 420, 530 e 558 nm, quando estimados *in vitro*, e 440, 545 e 565 nm, quando estimados *in vivo*, enquanto os bastonetes têm um pico de sensibilidade espectral em 498 nm (Nathans *et al.*, 1986; Nathans, 1999; Sharpe *et al.*, 1999).

Os bastonetes não estão presentes na fovéola, começam a aparecer à uma certa distância dela e atingem sua maior densidade a 18° , caindo aos poucos em densidade mais periféricamente (Ahnelt & Kolb, 2000). A densidade dos cones é maior na fovéola, mas diminui dramaticamente em direção à periferia (Curcio *et al.*, 1991). Na fovéola só existem cones M e L, enquanto que os cones S começam a aparecer a uma certa distância do centro, atingindo o pico de densidade a $0,75^\circ$ - $1,5^\circ$ (De Monasterio *et al.*, 1985). A distribuição dos cones na fóvea humana mostra uma presença 3 vezes mais cones L do que M (Roorda & Williams, 1999). Além disso, ocorrem agrupamentos de um tipo específico de cones, ou seja, um cone L ou M é principalmente rodeado por outros cones do mesmo tipo.

De acordo com o princípio da univariância de Rushton, toda informação espectral é perdida após a conversão da energia eletromagnética em sinal neural, pois qualquer estimulação luminosa nos fotorreceptores gera sempre uma hiperpolarização gradativa de acordo com a quantidade de fótons absorvidos (Wässle, 2004). A hiperpolarização leva à diminuição da liberação do neurotransmissor glutamato nas sinapses que as células fotorreceptoras fazem com as células da camada nuclear externa, as células bipolares e horizontais (Masland, 2001; Wässle, 2004).

1.3.2. Processamento neural na retina

A retina é formada por 10 camadas, sendo que três delas contêm os pericários neuronais (camadas nucleares) e duas são de conexões neurais (camadas plexiformes) (Figura 5). Elas distribuem-se da mais externa para a mais interna na seguinte ordem: epitélio pigmentar, camada de fotorreceptores, membrana limitante externa, camada nuclear externa, camada plexiforme externa, membrana limitante interna, camada nuclear interna, camada plexiforme interna, camada de células ganglionares, fibras do nervo óptico (Polyak, 1940, Marc, 1998; Dacey, 1999; Kolb, 2003).

Após o sinal elétrico ser gerado, a informação visual é dividida em diversas vias paralelas. Essa segregação inicia nas células bipolares. As células bipolares são divididas em várias classes: células bipolares *midget* (MB), células bipolares difusas (DB), células bipolares do cone S (BB), células bipolares de bastonete (RB) (Boycott & Wässle, 1991; Dacey, 1999). As células MB fazem conexões com um único cone M ou L na região central e com 2-4 cones, possivelmente de ambas as classes, na periferia da retina (Silveira *et al.*, 2005). Sobre as demais classes de células bipolares essa informação existe para as regiões intermediária e periférica da retina: as células DB fazem sinapses com 5-10 cones M ou L, as células BB com 1-5 cones S e as células RB com 15-60 bastonetes (Silveira *et al.*, 2005).

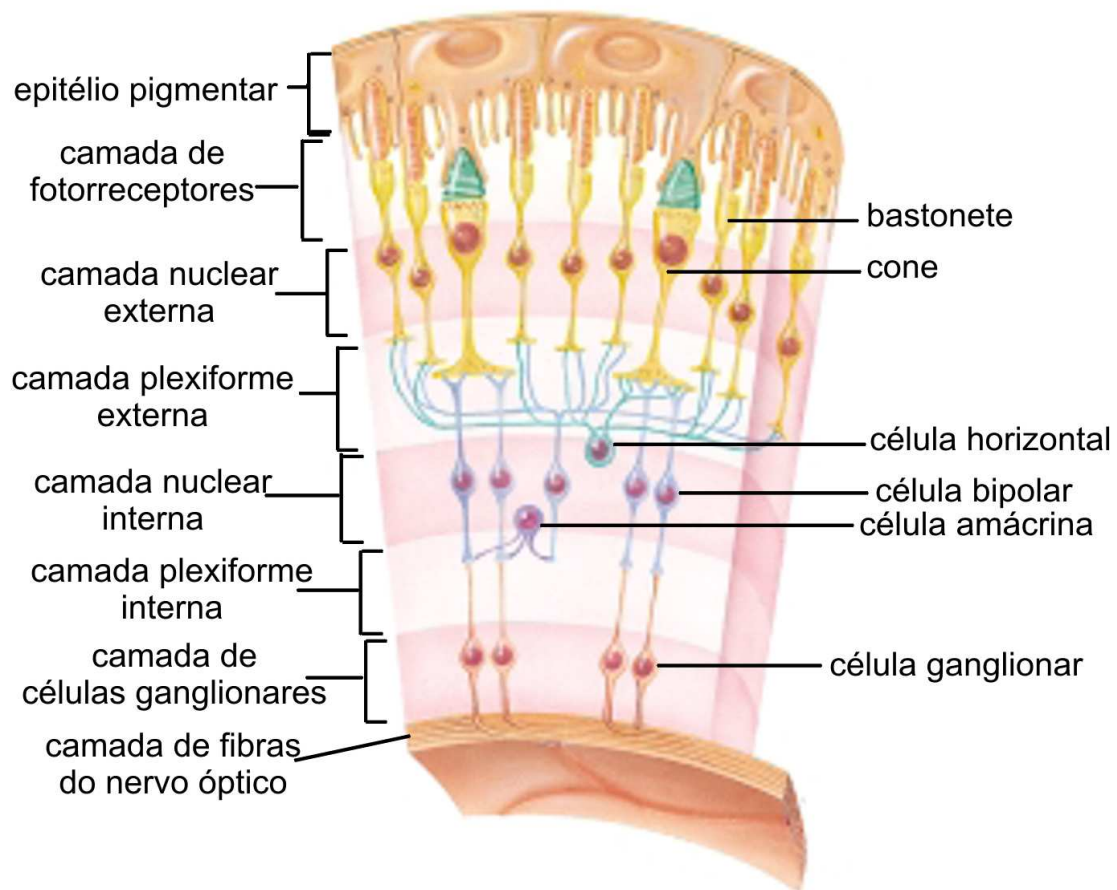


Figura 5. Estrutura laminar da retina humana e seus principais componentes celulares. Modificado de Sherwood e Klandorf (2005).

As respostas das células bipolares são dependentes dos tipos de receptores de glutamato presentes na membrana plasmática dessas células (DeVries, 2000;), podendo assim conservar ou inverter o sinal enviado pelo fotorreceptor (Werblin & Dowlin, 1969). Existem células bipolares que possuem receptores ionotrópicos de glutamato do tipo AMPA ou kainato, portanto receptores que, quando ativados pelo glutamato, permitem a passagem de cátions (Na^+ , K^+ e Ca^{++}) pela membrana. Quando a luz estimula os fotorreceptores, ocorre diminuição de glutamato na fenda sináptica, diminuição da permeabilidade dos canais de cátions e hiperpolarização das células bipolares desse tipo, uma resposta chamada *off* (Slaughter & Miller, 1983). Outras células bipolares possuem receptores metabotrópicos de glutamato mGluR6, que agem através de segundos mensageiros, os quais ativam canais de K^+ da membrana plasmática (Dhingra *et al.*, 1993; Vardi *et al.*, 2000). Os canais de K^+ quando ativados permitem o efluxo desse íon, aumentando a diferença de potencial entre os meios intracelular e extracelular. Sendo assim, quando o fotorreceptor é estimulado pela luz, há diminuição de glutamato na fenda sináptica, menor ativação de receptores metabotrópicos, diminuição da permeabilidade dos canais de K^+ , permitindo que esse tipo de célula bipolar se despolarize, uma resposta que inverte o sinal provindo dos fotorreceptores e é chamada resposta *on* (Slaughter & Miller, 1981; Nakajima *et al.*, 1993). Existem duas subclasses de células MB, uma *on* e outra *off*. Existem pelo menos seis subclasses de células DB, metade *on* e metade *off*. As células BB e RB são de uma única classe, *on*.

Os dendritos das células bipolares *off* localizam-se na sublâmina **a** (metade externa) da camada plexiforme interna, enquanto as arborizações dendríticas das células bipolares *on* encontram-se na sublâmina **b** (metade interna)

dessa (Famiglietti & Kolb, 1976; Nelson *et al.*, 1978). A resposta elétrica das células bipolares pode ser sustentada (tônica) ou transitória (fásica) a um estímulo luminoso mantido, podendo haver células bipolares *on* e *off* sustentadas ou transitórias, o que provavelmente é determinado parcial ou integralmente pelas características dos receptores de glutamato (Awatramani & Slaughter, 2000; DeVries, 2000). A informação oriunda das células bipolares é transmitida para as células ganglionares, cujos axônios formam o nervo óptico, a única via de saída retiniana da informação fototransduzida. Provavelmente, são as células bipolares que vão determinar a existência de células ganglionares *on* ou *off* (Kuffler, 1953), tônicas ou fásicas (Gouras, 1968), assim como várias outras de suas características (Silveira *et al.*, 2005).

Um conceito importante na fisiologia sensorial é o de campo receptor. Para o sistema visual, campo receptor é a região do espaço que uma célula está analisando (Kuffler, 1953; DeAngelis, 1995), ou seja, é a área do espaço visual que influencia a taxa de disparo da célula. Como as células ganglionares são geradoras do sinal de saída da retina, é necessária a compreensão do funcionamento de seu campo receptor. O campo receptor de várias classes de células ganglionares possui organização espacial antagônica centro-periferia, com um formato aproximadamente esférico. A resposta da célula é mediada principalmente pela diferença de quantidade de energia luminosa entre o centro e a periferia do campo receptor. Em um campo receptor com organização centro *on* e periferia *off*, a célula ganglionar apresenta maior taxa de disparo quando o centro de seu campo receptor for iluminado e não ocorrer estimulação na sua periferia.

A informação visual é processada por várias classes de células ganglionares retinianas, cada uma delas situando-se na saída de um microcircuito

neuronal que inclui classes específicas de células amácrinas, bipolares, horizontais e fotorreceptoras (Silveira *et al.*, 2004, 2005). Duas classes têm sido muito estudadas e são muito importantes para a visão fotópica monocromática: as células ganglionares M e P que constituem 90% das células ganglionares na retina (Silveira *et al.*, 2004, 2005). As células M são células com campo dendrítico maiores, respondendo a estímulos com disparo transitório de potenciais de ação (Gouras, 1968; de Monasterio & Gouras, 1975), com grande sensibilidade ao contraste de luminância (Kaplan & Shapley, 1986) e correspondem à cerca de 10 a 20% das células ganglionares retinianas (Perry *et al.*, 1984; Silveira & Perry, 1991; de Lima *et al.*, 1996) e projetam-se para as camadas magnocelulares do núcleo geniculado lateral (LGN) (Leventhal *et al.*, 1981; Perry *et al.*, 1984). As células P são células menores, respondem tonicamente a estímulos luminosos (Gouras, 1968), têm baixa sensibilidade ao contraste (Kaplan & Shapley, 1986) e apresentam otonomia cromática verde-vermelha (De Monasterio & Gouras, 1975; Lee *et al.*, 1989a, 1989b, 1989c; Dacey & Lee, 1994), correspondem à cerca de 60-70% das células ganglionares retinianas (Perry *et al.*, 1984) e projetam-se para as camadas parvocelulares do LGN (Leventhal *et al.*, 1981; Perry *et al.*, 1984). Além dessas células, existem várias outras classes de células ganglionares menos estudadas (Figura 6).

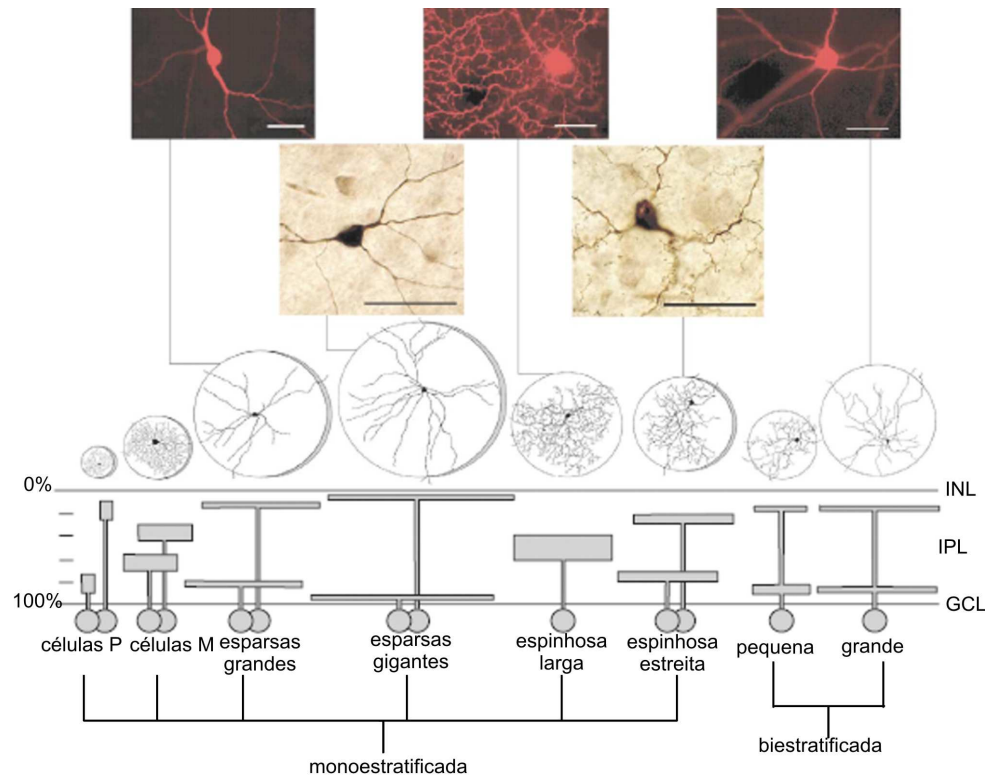


Figura 6. Resumo de 13 populações de células ganglionares que projetam axônios para o tálamo. INL: camada nuclear interna, IPL: camada plexiforme interna, CGL: camada de células ganglionares. A profundidade da estratificação dendrítica na IPL é estimada tomando como referência a espessura total da camada e considerando a profundidade da CGL como 100%. Modificado de Dacey & Packer (2003).

1.4. VIAS RETINO-GENÍCULO-CORTICAIS

O LGN é o principal alvo das projeções retinogeniculadas, embora não seja o único. Ele é dividido em diversas camadas, as quais são altamente específicas em relação à classe de células ganglionares que recebem, assim como à origem ocular dessa projeção – região nasal da retina contralateral ou temporal ipsilateral. As células ganglionares M enviam projeções para as camadas 1 e 2 do LGN, sendo que a camada 1 recebe as fibras da região retiniana nasal contralateral, enquanto a camada 2 da temporal ipsilateral. Por outro lado, as células ganglionares P enviam projeções para as camadas 3 (ipso), 4 (contra), 5 (ipso) e 6 (contralaterais) do LGN. Além disso, as camadas koniocelulares do LGN recebem projeções de um grupo heterogêneo de células ganglionares, compreendendo as células biestratificadas pequenas e diversas classes de células grandes e gigantes (Dacey & Parker, 2003). Essa camadas possivelmente podem ser divididas quanto à classe de células ganglionares K que estão relacionadas, assim como a origem contra ou ipsilateral das projeções (Hendry & Reid, 2000). As células do LGN apresentam propriedades semelhantes às suas correspondentes retinianas, pelo menos em relação ao formato e tamanho do campo receptor, características transientes/sustentadas da resposta e sensibilidade espectral (Wiesel & Hubel, 1966; Dreher *et al.*, 1976; Kaplan & Shapley, 1986; Hicks *et al.*, 1983; Derrington & Lennie, 1984).

O principal alvo das fibras do LGN é o córtex visual primário, também denominado de córtex estriado ou V1 (Benevento & Yoshida, 1981). Anatomicamente, V1 é estruturado em camadas 1, 2, 3, 4A, 4B, 4C α , 4C β , 5 e 6. A característica fundamental da organização de V1 é o agrupamento espacial de neurônios com funções semelhantes e isto ocorre tanto na forma de camadas

quanto de colunas (Hubel & Wiesel, 1968, 1974; Callaway, 1998). Neurônios próximos recebem informações de células vizinhas e enviam-nas para destinos semelhantes. Existe uma grande especificidade laminar para o destino das fibras do LGN. As fibras oriundas das camadas magnocelulares projetam-se principalmente para a camada 4C α e as propriedades funcionais dos neurônios da camada 4C α são semelhantes aos das células M da retina e do LGN (Hubel & Wiesel, 1972; Hendrickson *et al.*, 1978; Blasdel & Lund, 1983). Os neurônios das camadas parvocelulares, por sua vez, emitem axônios que se destinam principalmente para a camada 4C β , sendo que, novamente, as propriedades funcionais das células dessa camada mantêm-se relacionadas às propriedades das células P da retina e do LGN (Hubel & Wiesel, 1972; Hendrickson *et al.*, 1978; Blasdel & Lund, 1983). As camadas koniocelulares projetam-se para a camada 1, os blobs das camadas 2-3 e a camada 4A (Livingstone & Hubel, 1984; Hendry & Reid, 2000).

Os dois tipos celulares básicos de V1 são neurônios espinhosos e não espinhosos (Elston, 2003). As células espinhosas possuem o glutamato como neurotransmissor e são excitatórias (DeFelipe & Fariñas, 1992). O tipo mais comum de célula espinhosa é a célula piramidal, compreendendo quase 70% de todos os neurônios do córtex (Powel & Hendrickson, 1981; Elston, 2003). Os neurônios não espinhosos apresentam-se variados e em sua maioria são GABAérgicos (Hendry *et al.*, 1987; Jones, 1993), provavelmente envolvidos na modulação da atividade excitatória das células piramidais

As células de V1 podem possuir campos receptores circularmente simétricos, assemelhando-se àqueles do LGN e retina, ou alongados, formados por áreas excitatórias e inibitórias intercaladas ou sobrepostas (Alonso & Martinez, 1998, Martinez & Alonso, 2003). As células desse último tipo de campo receptor

classificam-se em células simples e complexas. As células simples respondem principalmente quando a energia luminosa estiver sobre as áreas excitatórias de seu campo receptor e as áreas inibitórias não estejam iluminadas, apresentando assim seletividade à orientação. Outro tipo celular comum no córtex visual primário é o de células complexas que possuem as regiões excitatórias e inibitórias sobrepostas respondendo da mesma forma, independente da localização do estímulo sobre o seu campo receptor (Hubel & Wiesel, 1962, 1968; Alonso & Martinez, 1998). Ainda não está bem esclarecida a função das células simples e complexas, mas uma hipótese muito popular na literatura, propugna que as células simples e complexas representam níveis de processamentos diferentes, onde um processamento primário estaria interessado nas orientações dos padrões luminosos, realizado pelas células simples, as quais enviariam seus axônios para as células complexas, que realizariam um processamento secundário, não importando mais a orientação do estímulo (Hubel & Wiesel, 1962).

1.5. SENSIBILIDADE AO CONTRASTE ESPACIAL DE LUMINÂNCIA

A visão espacial é o campo da fisiologia que estuda como as diferentes distribuições espaciais de luz são interpretadas pelo sistema visual. Graças à presença de células retinianas com antagonismo centro-periferia nos seus campos receptores é que podemos perceber objetos e superfícies. Caso esses neurônios não possuíssem este antagonismo espacial, todas as coisas poderiam ser interpretadas como um campo uniformemente iluminado, sendo possível apenas determinar a presença ou ausência de algo, nunca caracterizá-los quanto a formas ou outras características espaciais da imagem.

A luminância é uma medida fotométrica de luz por unidade de área. As medidas fotométricas levam em consideração o efeito do estímulo físico sobre o sistema visual (Brigell *et al.*, 1998). A sensibilidade ao contraste espacial de luminância é uma medida para avaliar a capacidade do sistema visual de discriminar padrões de luminância espacialmente distribuídos. Para o entendimento desse campo de estudo, é necessário o conhecimento dos conceitos de contraste e frequência espacial. O contraste espacial de luminância é a diferença de energia luminosa entre áreas adjacentes (Campbell & Maffei, 1974, Kaplan & Shapley, 1986), enquanto a frequência espacial é o número de vezes que um padrão espacial é repetido no espaço dentro de uma área fixa (Campbell & Maffei, 1974). A frequência espacial também pode ser definida como o inverso do espaçamento de áreas contrastantes, assim quanto menor for a distância entre áreas de contrastes diferentes, maior será a frequência espacial (Figura 7). A unidade de medida usada internacionalmente para a frequência espacial é ciclos por grau de ângulo visual (cpg).

Quando os objetos afastam-se de um observador, suas imagens tornam-se menores, ou seja, sua imagem ocupa menor espaço na retina, os detalhes com menor contraste tornam-se imperceptíveis. No entanto, isso não quer dizer que houve alteração no contraste da imagem; é o nosso sistema nervoso que apresenta uma diminuição na sensibilidade para a variação da frequência espacial.

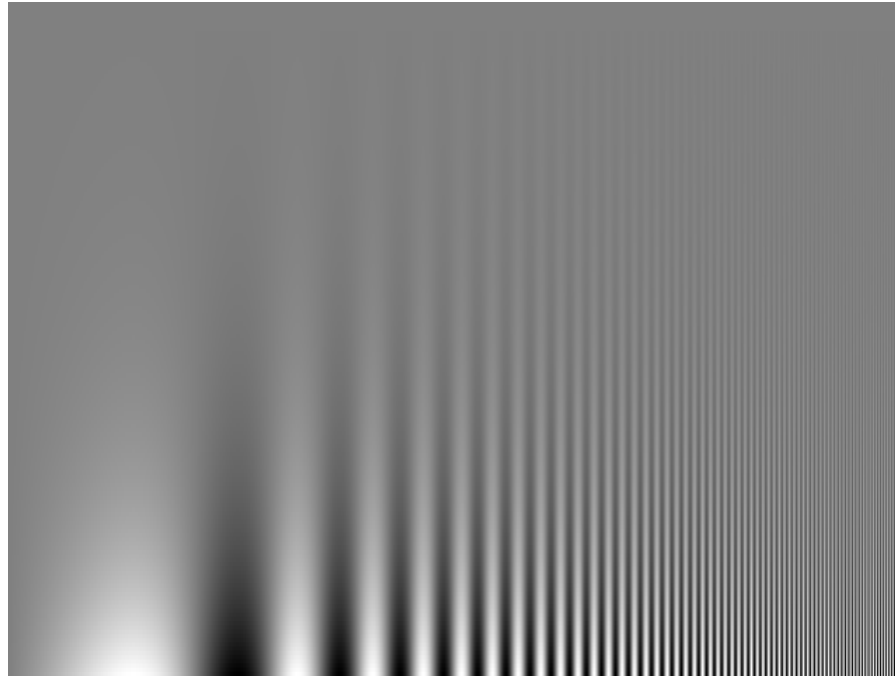


Figura 7. Contraste e frequência espacial. O contraste é a valor da diferença entre duas áreas vizinhas de diferentes intensidades luminosas. Na figura, o contraste entre duas áreas adjacentes diminui no sentido de inferior para superior. A frequência espacial é o inverso da distância entre duas áreas adjacentes contrastantes, sendo que na figura há um aumento da frequência espacial no sentido de esquerda para direita.

A função de sensibilidade ao contraste (CSF) espacial de luminância expressa a sensibilidade ao contraste (inverso do contraste limiar) em diferentes frequências espaciais. O contraste limiar é o contraste mínimo perceptível pelo sistema visual. Conseqüentemente, quanto menor o contraste limiar, maior a sensibilidade ao contraste espacial. Para se determinar a CSF espacial de luminância necessita-se apresentar padrões espaciais com diminuição do contraste em diferentes frequências espaciais, até que se determine o contraste limiar para cada frequência espacial.

Entre os primeiros estudos que mediram a CSF espacial de luminância humana estão os de Schade (1956), Westheimer (1960) e Campbell & Westheimer (1962). A partir desses estudos pioneiros, psicofísicos, uma série enorme de trabalhos foi feita no homem ao longo da década de sessenta e nas décadas subseqüentes, usando métodos psicofísicos (e.g. Campbell & Green, 1965; Robson, 1966; Campbell & Robson, 1968) e eletrofisiológicos não invasivos no homem (Campbell & Maffei, 1970; Campbell & Kulikowski, 1971). Outros animais também foram estudados com métodos comportamentais (e.g. gato, Bisti & Maffei, 1974; rato, Birch & Jacobs, 1979; macaco, De Valois *et al.*, 1974; macaco-da-noite, Jacobs, 1977), eletrofisiológicos não invasivos (e.g.: VECP no gato, Campbell *et al.*, 1973; VECP no gambá, Silveira *et al.*, 1982; VECP no rato, Silveira *et al.*, 1987), assim com registro neuronal unitário (e.g.: células ganglionares retinianas do gato, Enroth-Cugell & Robson, 1966; córtex visual de primatas, de Valois *et al.*, 1982).

Robson (1966), utilizando redes senoidais de luminância estáticas em uma tela de osciloscópio sob condições fotópicas, encontrou que a forma da CSF era uma função passa-banda, apresentando uma maior sensibilidade em frequências espaciais intermediárias entre 1 e 4 ciclos por grau de ângulo visual e

uma diminuição da sensibilidade para as freqüências espaciais maiores e menores. Com a introdução de freqüências temporais na estimulação, a função tornava-se passa-baixa; isto é, as sensibilidades nas freqüências espaciais intermediárias e baixas tornam-se mais próximas quanto maior for a freqüência temporal da estimulação (Figura 8).

A explicação para a diminuição da sensibilidade em freqüências espaciais maiores é dada pelo tamanho do próprio fotorreceptor, que limitaria o tamanho mínimo de uma barra à sua largura, além dos meios ópticos que, como qualquer lente, funcionam como filtros passa-baixa, ou seja, distorcem padrões apresentados com altas freqüências espaciais (Schade, 1956). A diminuição da sensibilidade para as freqüências espaciais menores, no caso da CSF estática, se dá pelo antagonismo centro-periferia do campo receptor (Schade, 1956).

A utilização de redes senoidais para o estudo da sensibilidade ao contraste justifica-se porque as luminâncias máxima e mínima variam em torno de um valor médio. Além disso, a imagem do objeto após atravessar os meios constituintes do olho permanece senoidal, e os estudos desse assunto vêm mostrando que o sistema visual poderia separar a imagem em padrões senoidais de freqüências espaciais diferentes (Campbell & Robson, 1968; Blakemore & Campbell, 1969; de Valois *et al.*, 1982).

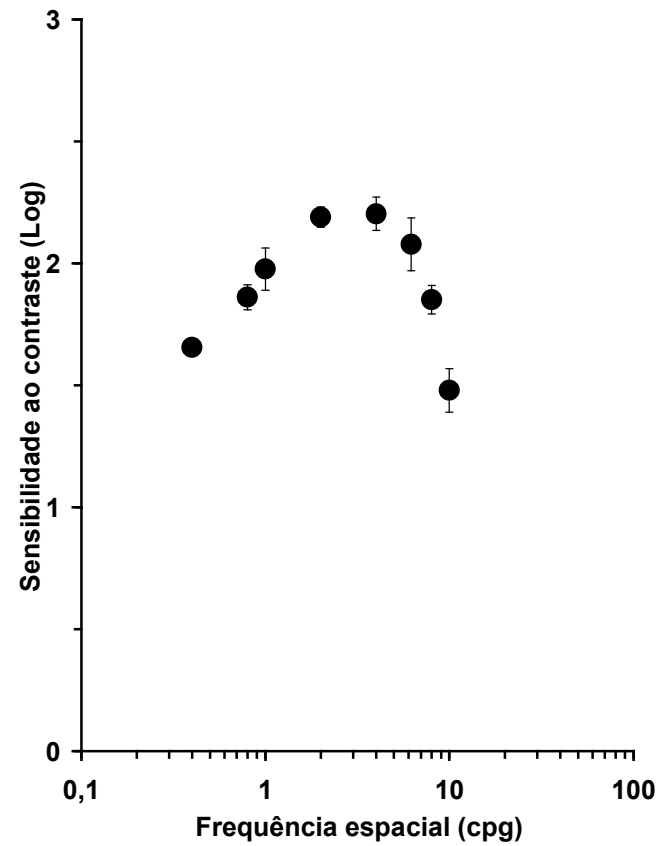


Figura 8. CSF humana. Com estimulação estática, a CSF apresenta caráter passa-banda, ou seja, maior sensibilidade em uma faixa das frequências espaciais. Com a introdução de frequência temporal no estímulo há aumento da sensibilidade nas frequências espaciais baixas, tornando a CSF uma função passa-baixa.

1.6. POTENCIAL CORTICAL PROVOCADO VISUAL (VECP)

O potencial cortical provocado é a resultante da atividade dos potenciais pós-sinápticos de neurônios piramidais localizados em áreas corticais primárias que são suscitados na presença de estímulos adequados (Whittaker & Siegfried 1983). Apresentam perfil e latência característicos, relativos a cada área cortical. No córtex são gerados na escala de milivolt, no entanto são reduzidos a amplitudes na ordem de microvolt quando captados por eletródios sobre o couro cabeludo. A perda de energia dá-se devido aos diversos meios (meninges, osso, músculo, pele) que se interpõem entre a origem da alteração do potencial e o local de registro, funcionando como resistência à passagem do sinal. Devido aos baixos valores de amplitudes, os registros desses potenciais exigem o emprego de equipamentos eletrônicos suficientemente sensíveis, capazes de amplificar sinais elétricos dessa ordem de magnitude, assim como de filtros e processos de *averaging* (tirar a média), para melhorar a relação sinal-ruído.

Quando obtido através de estimulação visual e colhido com eletródios sobre o couro cabeludo acima do córtex occipital (ou sobre a superfície cortical occipital) é chamado de potencial cortical provocado visual (VECP) (Figura 9). O registro eletrofisiológico do VECP em seres humanos é uma variação do eletroencefalograma (EEG) e é feito usando-se eletródios de superfície com resistência de contato de aproximadamente 5 KOhms, colocados em pontos estratégicos na superfície do crânio. A diferença de potencial entre os eletródios é enviada para amplificadores que apresentam entradas diferenciais de elevada resistência (até 10^{14} Ohms).

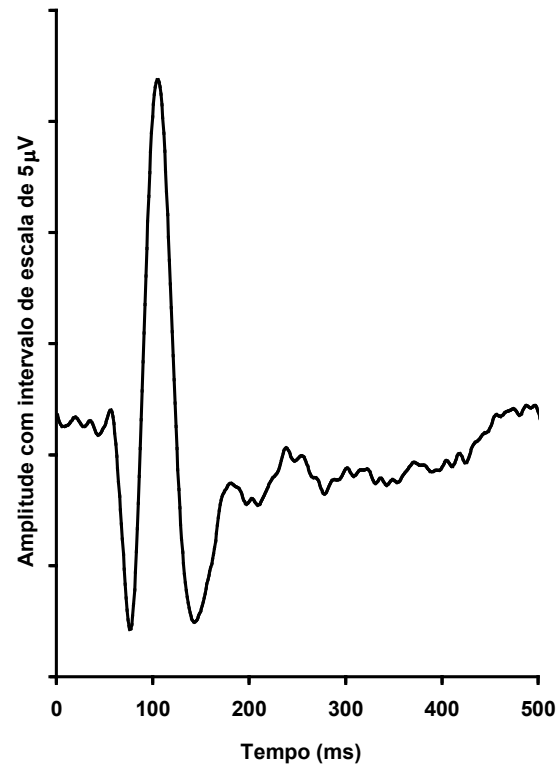


Figura 9. Registro de potencial cortical provocado visual (VECP). O registro final representa a média (averaging) da somatória de diversos outros registros. O averaging é necessário para eliminar os diferentes ruídos, no qual o VECP encontra-se misturado, devido eles não serem periódicos, aumentando a probabilidade de se anularem no averaging.

Em virtude da reduzida amplitude dos potenciais elétricos, eles estão sempre contaminados por ruído elétrico sintonizado na frequência temporal da rede elétrica de 110 V que é de 60 Hz. Outra fonte de ruído para o sinal do VECP é o ruído bioelétrico, como o ritmo alfa (8 – 14 Hz), omnipresente no córtex occipital. A origem deste ritmo está em debate na literatura mas estudos indicam que o mesmo está associado a estados de vigília cognitivos e sensoriais, dependendo do estímulo usado (Quiroga & Schurmann, 1999). Para reduzir esses ruídos indesejáveis, utilizam-se condicionadores de sinais que incorporam filtros em seus circuitos eletrônicos.

Uma vez que o sinal esteja devidamente filtrado, é enviado ao sistema de aquisição de sinais. Tal sistema é um conversor analógico/digital que converte a informação analógica filtrada em sinais digitais capazes de serem armazenados por um microcomputador. Sob a forma digital, as varreduras do VECP podem ser processadas para diminuir a interferência do ruído, realizando-se o *averaging* das mesmas. Como o ruído externo é independente da estimulação, a média aritmética de várias varreduras com um baixo sinal provocado envolto em ruído aleatório, favorece o aparecimento do sinal do VECP e diminui o ruído associado a cada varredura, melhorando a relação sinal-ruído no registro médio. Como é um processo estatístico, quanto maior o número de varreduras usado no *averaging*, melhor será a relação sinal-ruído do registro.

Em estudos de VECPs, a estimulação pode ser realizada de diferentes formas e duas são bastante empregadas em estudos com VECP: *onset-offset* e apresentação reversa de fase espacial (padrão reverso) (Kulikowski, 1977). Quando ocorre o aparecimento abrupto do estímulo durante um período e em seguida há o desaparecimento dele também de forma abrupta restando um fundo espacialmente

uniforme, chama-se a esta forma de apresentação de *onset-offset*. A outra forma de apresentação do estímulo é chamada de padrão reverso, onde os componentes espaciais do estímulo alternam-se em fase espacial de 180° a cada período de estimulação.

Os VECPs podem ser estimulados em uma baixa frequência temporal, resultando em respostas neurais individualizadas sincronizadas para cada estímulo. Esse tipo de resposta é denominado de VECp transiente (Silveira, 1980). Para estímulos que possuem variação espacial senoidal de luminância sob a apresentação reversa, a resposta transiente do VECp é caracterizada por uma onda negativo-positivo-negativo, na qual a latência e amplitude dos componentes variam de acordo com as características do estímulo (Plant *et al.*, 1984).

Quando a estimulação ocorre em uma frequência temporal alta, acima de 2 Hz, diversas respostas neurais se sobrepõem, pois o sistema nervoso não tem tempo para responder isoladamente para cada estímulo, resultando em uma resposta lembrando uma senóide, na qual a amplitude e fase da resposta podem variar de acordo com o estímulo. Tal resposta é denominada de VECp de estado estacionário (Campbell & Maffei, 1970; Campbell & Kulikowski, 1972; Regan, 1977; Bijl, 1984, Tobimatsu *et al.*, 2002). Uma variante desta configuração é VECp de varredura (*sweep VEP*), que consiste na modulação de diferentes contrastes em uma mesma frequência espacial ou na modulação de diferentes frequências espaciais em um mesmo contraste na mesma sessão de registro.

O registro do VECp é uma importante ferramenta usada na clínica médica e pesquisa científica para avaliar a integridade do sistema visual do indivíduo e discutir acerca da fisiologia das células envolvidas no processamento visual de maneira não invasiva. (eg.:Stojkovic *et al.*, 2000; Fotiou *et al.*, 2003, da Costa *et al.*,

2004), sendo mais uma técnica disponível para podermos entender os mecanismos fisiológicos da visão, complementando os resultados eletrofisiológicos, como os de eletrorretinograma, registros unitários e psicofísicos (Plant *et al.*, 1986; Langheinrich *et al.*, 2000).

1.7. O VECP NA DETERMINAÇÃO DA CSF ESPACIAL DE LUMINÂNCIA

O VECP é uma ferramenta pela qual também pode se avaliar a sensibilidade ao contraste, já que a amplitude da resposta é diretamente proporcional ao logaritmo do contraste do padrão apresentado, sendo que o contraste limiar é usualmente considerado como aquele em que a resposta eletrofisiológica tiver amplitude zero.

A linearidade do sistema visual pode não ser verdadeira em todos os níveis de contrastes nas diferentes freqüências espaciais, devido à presença de não linearidades no decaimento da amplitude, como a saturação e/ou a uma dupla tendência do decaimento da amplitude. A saturação ocorre em altos contrastes quando o aumento do contraste não é acompanhado por um aumento proporcional da amplitude, havendo estagnação ou *plateu* da amplitude em altos contrastes. Tal fenômeno tem sido observado em registros unitários e em VECP de primatas não humanos e humanos (Campbell & Maffei, 1970; Kulikowski, 1977; Spekreijse *et al.*, 1977; Jones & Keck, 1978; Tyler *et al.*, 1978; Snyder *et al.*, 1979; Kaplan & Shapley, 1982, 1986; Katsumi *et al.*, 1985; Bonds *et al.*, 1987; Strasburger *et al.*, 1988; Kremers *et al.*, 2001). A dupla tendência de decaimento ocorre quando há mudança na tendência da diminuição da amplitude em função do contraste, principalmente, em baixos contrastes. Isso foi visto desde o trabalho de Campbell e Maffei (1970) e explicado de diferentes formas que vão desde contribuição seletiva de diferentes

áreas retinianas (fóvea e parafóvea), mecanismos de adaptação do sistema visual e, mais recentemente, contribuição seletiva das diferentes vias paralelas do sistema visual (Campbell & Maffei, 1970; Nelson *et al.*, 1984; Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000).

Nos últimos 30 anos, a CSF humana foi medida através do VECP em diferentes condições de iluminação retiniana: escotópicas (Benedek *et al.*, 2003) e fotópicas (Cannon Jr., 1983; Katsumi *et al.*, 1985; Norcia *et al.*, 1989; Seiple *et al.*, 1995; Lopes de Faria *et al.*, 1998) e em diferentes faixas etárias, como em recém-nascidos (Oliveira *et al.*, 2004) e crianças (Harris *et al.*, 1976; Pirchio *et al.*, 1978).

O primeiro estudo de CSF humana obtida através do VECP foi com estado estacionário (8 Hz) feito por Campbell e Maffei (1970), obtendo uma CSF espacial de luminância com caráter passa-baixa; no entanto, tais autores utilizaram uma frequência espacial mínima de 2 cpg. Os trabalhos posteriores, em geral, utilizaram também o VECP de estado estacionário, porém em diferentes frequências temporais e obtiveram resultados semelhantes entre si, ou seja, uma CSF com pico em frequências espaciais intermediárias e diminuição nas frequências espaciais menores e maiores. Essa forma passa-banda também foi encontrada no único estudo que adotou a configuração transiente do VECP (2 Hz) para obter a CSF humana (Katsumi *et al.*, 1985). Quando esses resultados são comparados com as CSFs psicofísicas apresentaram boa correlação quanto à sintonia mas discrepâncias quanto aos valores de sensibilidade. Essa diferença pode ser devido às metodologias na estimativa do contraste limiar eletrofisiológico e/ou estimulação visual diferente empregados nos procedimentos eletrofisiológicos e psicofísicos. A Tabela 1 traz o resumo dos parâmetros dos trabalhos dos trabalhos que utilizaram o VECP para a obtenção da CSF humana.

Estudo	Tipo de VECP	Modo de apresentação	Frequência de estimulação	Amostra
Campbell & Maffei, 1970	Estado estacionário	Padrão reverso	8 Hz	1 adulto
Harris <i>et al.</i> , 1976	Estado estacionário	Padrão reverso	10 Hz	1 adulto 1 criança
Cannon Jr., 1982	Estado estacionário	Padrão reverso e <i>onset-offset</i>	6,6 Hz 10 Hz 20Hz	6 adultos
Cannon Jr., 1983	Estado estacionário	Padrão reverso	13,5 Hz	4 adultos
Katsumi <i>et al.</i> , 1985	Transiente	Padrão reverso	2 Hz	4 adultos
Norcia <i>et al.</i> , 1989	Varredura	Padrão reverso	12 Hz	1 adulto 1 criança
Strasburger <i>et al.</i> , 1996	Varredura	Padrão reverso e <i>onset-offset</i>	8 Hz 16 Hz	5 adultos
Lopes de Faria <i>et al.</i> , 1998	Varredura	Padrão reverso	6 Hz	10 adultos
Benedek <i>et al.</i> , 2003	Estado estacionário	-	4 Hz	10 adultos
Oliveira <i>et al.</i> , 2004	Varredura	Padrão reverso	6 Hz	16 recém-nascidos

Tabela 1. Resumo dos parâmetros dos trabalhos que obtiveram a CSF espacial de luminância através do VECP.

1.8. OBJETIVOS

1.8.1. Geral

Avaliar a função de sensibilidade ao contraste (CSF) espacial de luminância humana em condições fotópicas, usando o potencial cortical provocado visual transiente (VECP transiente).

1.8.2. Específicos

Estudar os efeitos da variação da frequência espacial e do contraste espacial de luminância na resposta cortical obtida pelo VECP transiente.

Comparar a CSF espacial de luminância obtida eletrofisiologicamente com àquela obtida pela psicofísica dinâmica e estática.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. SUJEITOS

Todos os participantes deste trabalho foram esclarecidos sobre os objetivos do estudo e concordaram com a divulgação dos resultados. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Núcleo de Medicina Tropical da Universidade Federal do Pará, especializado na análise de projetos de pesquisa envolvendo seres humanos (ANEXO I).

Foram estudados seis sujeitos (três homens e três mulheres), com idade entre 20 e 25 anos (21 ± 2 anos). Estudos psicofísicos anteriores não mostraram diferenças entre os sexos quanto às normas populacionais de sensibilidade ao contraste espacial de luminância (Rodrigues, 2003). Além disso, a acuidade dos indivíduos foi aferida pelo autorrefratômetro (Humphrey Systems, ZEISS) e, quando necessária, corrigida por lentes dióptricas para o valor de 20/20 (CAMBRIDGE RESEARCH SYSTEM). Nenhum dos sujeitos possuía história antecedente de doenças vasculares, visuais e neurodegenerativas. Antes do início dos registros eletrofisiológicos, os sujeitos foram instruídos da necessidade de ficarem imóveis e atentos durante a aquisição do VECF.

2.2. ESTIMULAÇÃO VISUAL

Tanto para o experimento eletrofisiológico quanto para o psicofísico, o estímulo visual usado tinha a forma de um campo circular, com diâmetro de 5° de ângulo visual a 1 m de distância e era composto por uma rede horizontal isocromática (coordenadas da CIE – *Commission Internationale de L'Eclairage*, 1976: $u' = 0,215$ e $v' = 0,480$), variando senoidalmente em luminância no espaço. A

luminância média dos estímulos, bem como do fundo em que estava inserido, foi de 40 cd/m² e permaneceu constante durante todos os experimentos.

Esses estímulos foram gerados por um programa para microcomputador IBM compatível (Psycho v. 2.6, CAMBRIDGE RESEARCH SYSTEM) e mostrado em um monitor colorido de 20" (Flexscan T662-t, EIZO), com alta resolução espacial e temporal. A resolução temporal da taxa de atualização do monitor era de 100 Hz e a resolução espacial de 800 X 600 linhas. A correção gama foi feita por um outro programa para microcomputador IBM compatível (Config, CAMBRIDGE RESEARCH SYSTEM) para os canhões verde, vermelho e azul do monitor, a fim de tornar linear a relação entre a voltagem aplicada ao monitor e a luminância emitida.

Para quantificar os níveis de contraste, usou-se a definição de Michelson para essa grandeza, a qual considera a diferença de luminância em áreas adjacentes, de acordo com a fórmula:

$$C = \left(\frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} \right) \times 100 ,$$

onde L_{\min} e L_{\max} são, respectivamente, a luminância mínima e máxima da modulação senoidal e C é o valor do contraste de Michelson. Neste estudo, em um contraste de 100% a rede foi composta por uma luminância máxima de 80 cd/m² e uma mínima de 0 cd/m², e à medida que o contraste era diminuído, os valores de luminância máxima e mínima se aproximavam do valor da luminância média. O uso do contraste de Michelson é o mais indicado, pois não há alteração da luminância média do estímulo durante o decorrer dos testes, seja variando o contraste ou a frequência espacial. Desta forma, a CSF foi obtida para cada frequência espacial testada sob condição de constante adaptação visual.

2.2.1. Estímulo para obter a CSF eletrofisiológica

O estímulo foi apresentado nas freqüências espaciais de 0,4 cpg, 0,8 cpg, 2 cpg, 4 cpg, 8 cpg e 10 cpg. Em cada uma das freqüências espaciais o contraste foi mudado de modo descendente. Para as freqüências espaciais de 0,4 cpg, 0,8 cpg, 2 cpg e 4 cpg, os seguintes contrastes de Michelson foram apresentados: 100%, 50%, 25%, 20%, 16%, 12,5%, 8%, 5%, 2,5%, 1,25%. Para as freqüências espaciais de 8 cpg e 10 cpg foram usados contrastes de 100%, 80%, 50%, 40%, 25%, 20%, 16% e, quando houve uma boa relação sinal-ruído, utilizou-se 12,5%, 8% e 5% (Figura 10).

A eletroencefalografia de eventos, que compreende o VECP transiente, como utilizado no presente trabalho, baseia-se na súbita alteração em um ou mais parâmetros de estimulação, de tal forma a produzir um sinal bioelétrico cortical sincrônico de grande amplitude, capaz de ser captado por eletrodos de superfície. No presente trabalho, com o intuito de eliciar o VECP transiente, foi usada a reversão de fase espacial de 180° da onda senoidal que constituía o estímulo, modulada por uma onda quadrada de 1 Hz.

2.2.2. Estímulo para obter a CSF psicofísica

O estímulo foi apresentado nas freqüências espaciais de 0,4 cpg, 0,8 cpg, 1, cpg, 2 cpg, 4 cpg, 6 cpg, 8 cpg, 10 cpg em duas freqüências temporais diferentes: 0 Hz (estático) e 1 Hz. Na estimulação de 1 Hz, foi realizada a apresentação reversa do padrão análoga àquela empregada no registro do VECP.

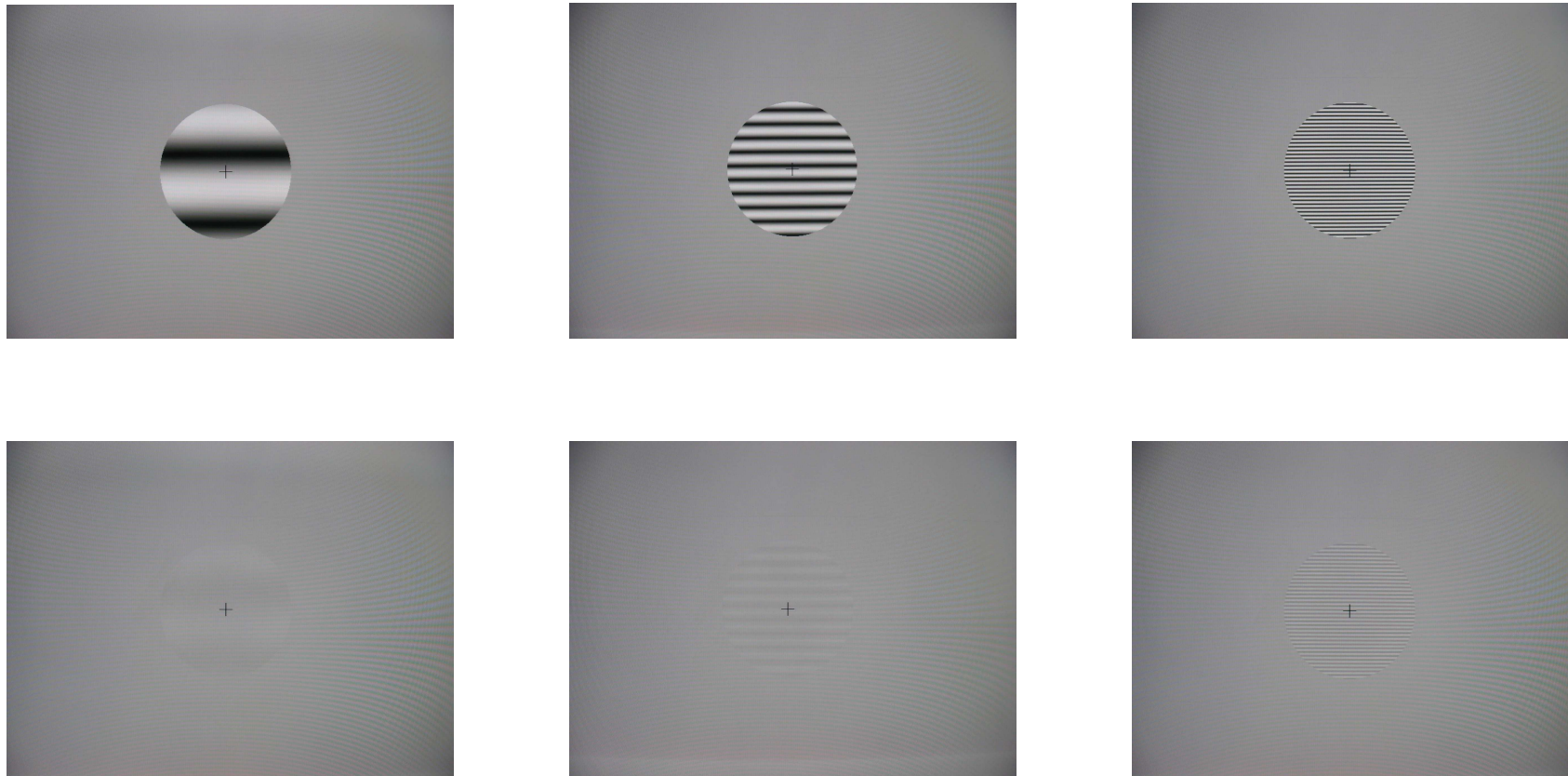


Figura 10. Exemplos dos estímulos empregados neste trabalho. Na esquerda, estímulos com frequência espacial de 0,4 cpd em alto contraste (superior) e baixo contraste (inferior). No centro, estímulos com frequência espacial de 2 cpd em alto contraste (superior) e baixo contraste (inferior). Na direita, estímulos com frequência espacial de 8 cpd em alto contraste (superior) e baixo contraste (inferior).

2.3. PROCEDIMENTO ELETROFISIOLÓGICO

O teste foi realizado monocularmente e a escolha do olho a ser testado foi de acordo com o menor erro dióptrico encontrado. O registro foi obtido em uma sala cuja única fonte de luz era o monitor.

2.3.1. Posicionamento dos eletrodos de superfície

Foram colocados três eletrodos de superfície, de ouro e com 10 mm de diâmetro (BIO-MEDICAL), nos pontos Oz (ativo), Fz (referência) e Fpz (terra), de acordo com o Sistema Internacional 10/20 adotado pela *International Society of Clinical Electrophysiology of Vision* (ISCEV) (Odom *et al.*, 2004) (Figura 11). O Sistema Internacional 10/20 utiliza dois pontos de referência no crânio, o násion ou glabella, e o ínton ou protuberância occipital, para determinar os demais pontos.

A partir de 10% e 20% da medida ântero-posterior entre o násion e ínton, pelo plano sagital do crânio, determinam-se os pontos Fz e Fpz, que equivalem a 30% e 10% desta distância a partir do násion sobre a linha sagital, respectivamente. Usando 10% da distância ântero-posterior entre o násion e o ínton encontra-se o ponto Oz, a partir do ínton. Os locais onde foram colocados os eletrodos foram previamente esfoliados com gel abrasivo cutâneo NuPrep (D.O. WEAVER) e lavados com álcool diluído para diminuir a impedância elétrica do couro cabeludo. Os eletrodos foram colocados no couro cabeludo usando um gel eletrolítico (Ten20, D.O. WEAVER).

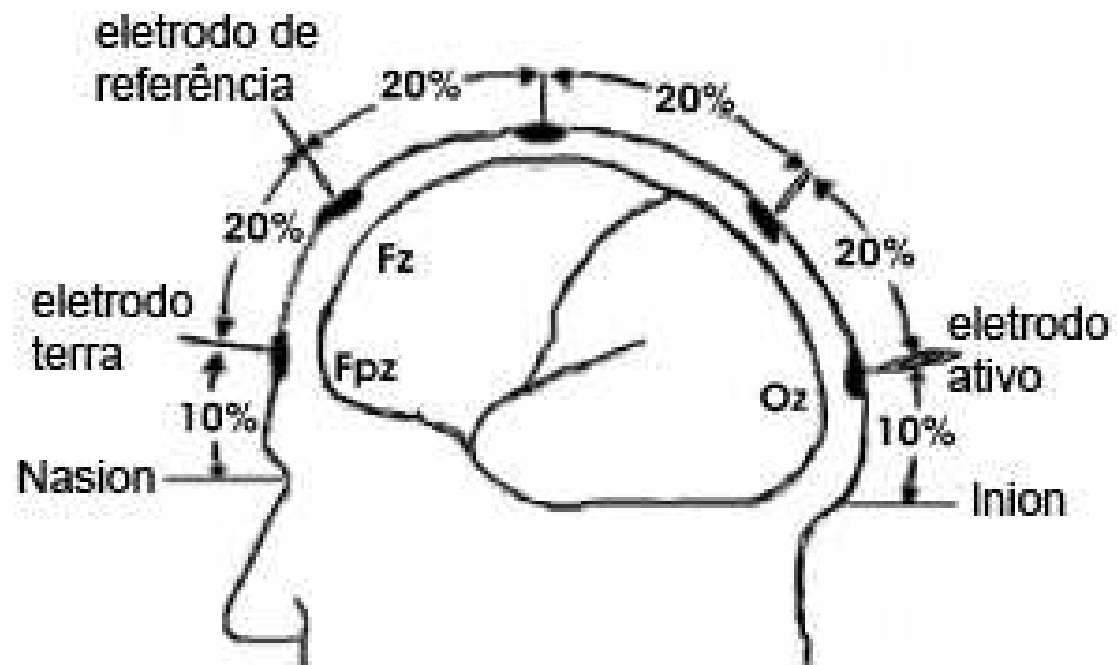


Figura 11. Posicionamento dos eletródios para o registro do VECP de acordo com o sistema internacional 10/20. Modificado de Odom et al.(2004).

2.3.2. Sistema de aquisição de sinais bioelétricos

A diferença de potencial elétrico captada pelos eletródios foi direcionada para um amplificador diferencial (MAS800, CAMBRIGE RESEARCH SYSTEM). A amplificação total do sinal foi de 50.000 vezes, filtrado com um filtro passa-banda de 0,5 a 100 Hz, rejeição analógica mínima de $\pm 5\%$ e máxima $\pm 90\%$ e exclusão on-line do componente DC. Uma placa de aquisição de dados AS-1 (CAMBRIGE RESEARCH SYSTEM) converteu o sinal analógico amplificado para sinal digital, usando para isso uma taxa de amostragem de 1 KHz e resolução de 12 bits. O sinal digital foi armazenado em um microcomputador IBM compatível. Esses procedimentos foram automatizados usando o programa Optima v.1.4 (CAMBRIGE RESEARCH SYSTEM) (Figura 12).

Para cada um dos contrastes de cada uma das freqüências espaciais supracitadas foi colhido um conjunto de 4 a 16 registros, composto por 60 varreduras de 950 ms cada uma. O tempo total de registro eletrofisiológico para cada contraste foi de 4 minutos.

2.3.3. Análise do VECP transiente

O VECP obtido compreendia uma variação cíclica com periodicidade de 1 Hz, porém com composto por duas metades semelhantes, embora não idênticas, provocadas pelas duas reversões de fase, uma no início do ciclo e a outra 500 ms depois, para a freqüência temporal de estimulação de 1 Hz (Figura 13).

Duas formas de análise off-line são possíveis, uma no registro bruto, no domínio do tempo (e. g., Silveira *et al.*, 1982) e outra, movendo-se entre os domínios do tempo e das freqüências temporais (e. g., Silveira *et al.*, 1987). No presente trabalho, optamos pelo segundo procedimento.

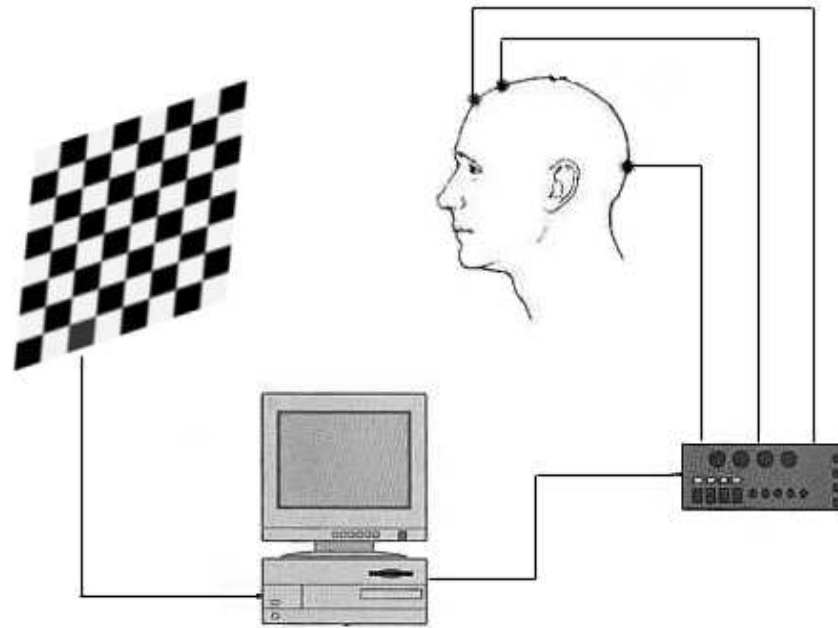


Figura 12. Esquema do sistema de aquisição de sinais bioelétricos. O sinal captado pelos eletrodos é direcionado para o amplificador diferencial que o processa, repassando ao sinal amplificado para uma placa de aquisição em um microcomputador que converte o sinal analógico em digital, para poder ser lido e armazenado por um programa de computador. O microcomputador também controla os parâmetros de estimulação no monitor.

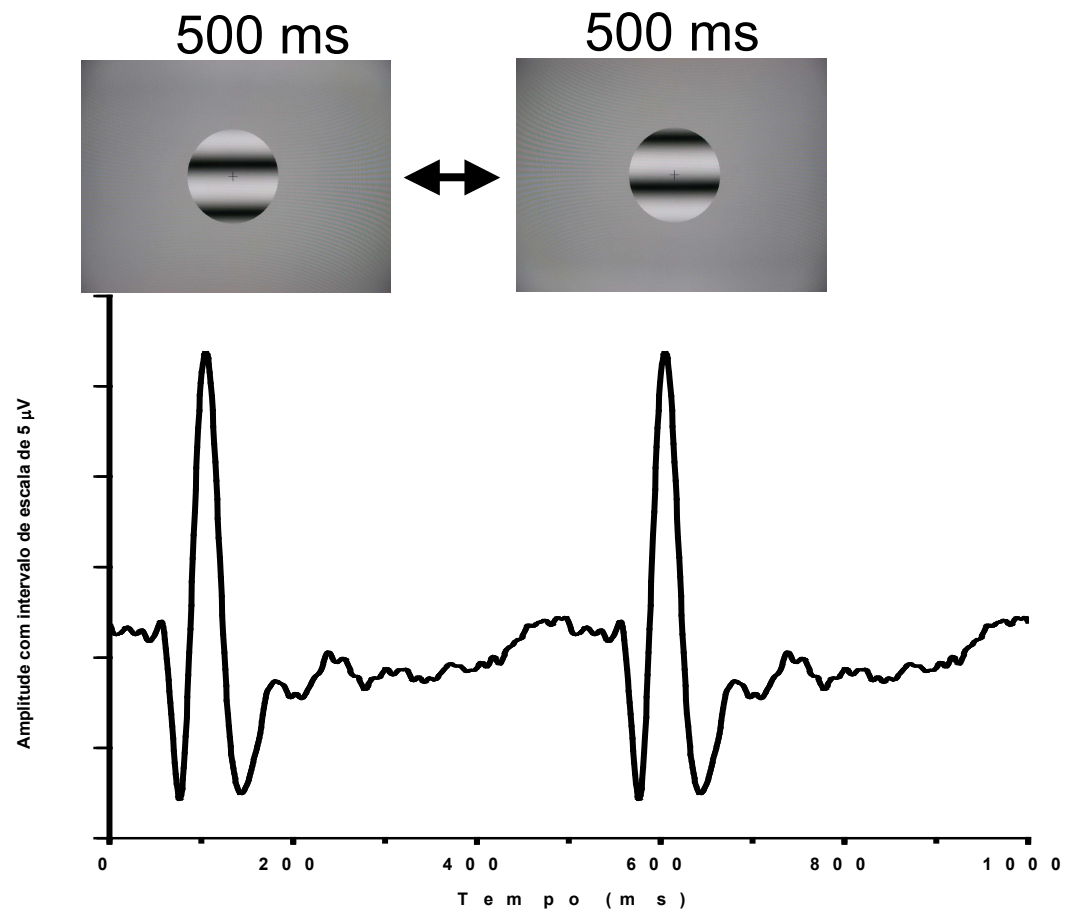


Figura 13. VECP obtido por estimulação reversa de 1 Hz. No intervalo de 1000 ms, o registro compreende duas respostas referentes a reversão do estímulo a cada 500 ms.

Os registros foram analisados usando a transformada de Fourier (Bracewell, 1986). A transformada de Fourier é uma ferramenta matemática que permite expandir uma função em somas de senos e co-senos, denominados harmônicos, de frequência e energia específicas. O processo é bidirecional, de tal forma que pode ser usada para decompor ou reconstituir um sinal, o que é chamado de análise ou síntese de Fourier, respectivamente. Inicialmente, o VECP foi decomposto em seus harmônicos e para cada harmônico foi avaliada a sua contribuição energética ao sinal. O objetivo dessa avaliação era observar as frequências que contribuíam com mais energia para o VECP. Como esperado, foi encontrado que os harmônicos pares eram os que principalmente contribuíam para o VECP (Figuras 14-15).

O procedimento *off-line* de síntese do VECP foi realizado após a decomposição de cada uma das varreduras em seus harmônicos senoidais e reconstituída usando somente os harmônicos pares. Dessa forma, cada varredura de 1 s ficou com duas respostas simétricas de 500 ms cada (Figura 16). Os resultados eletrofisiológicos apresentados no presente trabalho foram analisados a partir dos registros resultantes da média das 240-960 varreduras sintetizadas, em cada condição testada. O número de varreduras foi variável devido as diferentes relações de sinal-ruído dos registros, sendo que tal inserção de varreduras adicional serviu para melhorar a relação sinal-ruído.

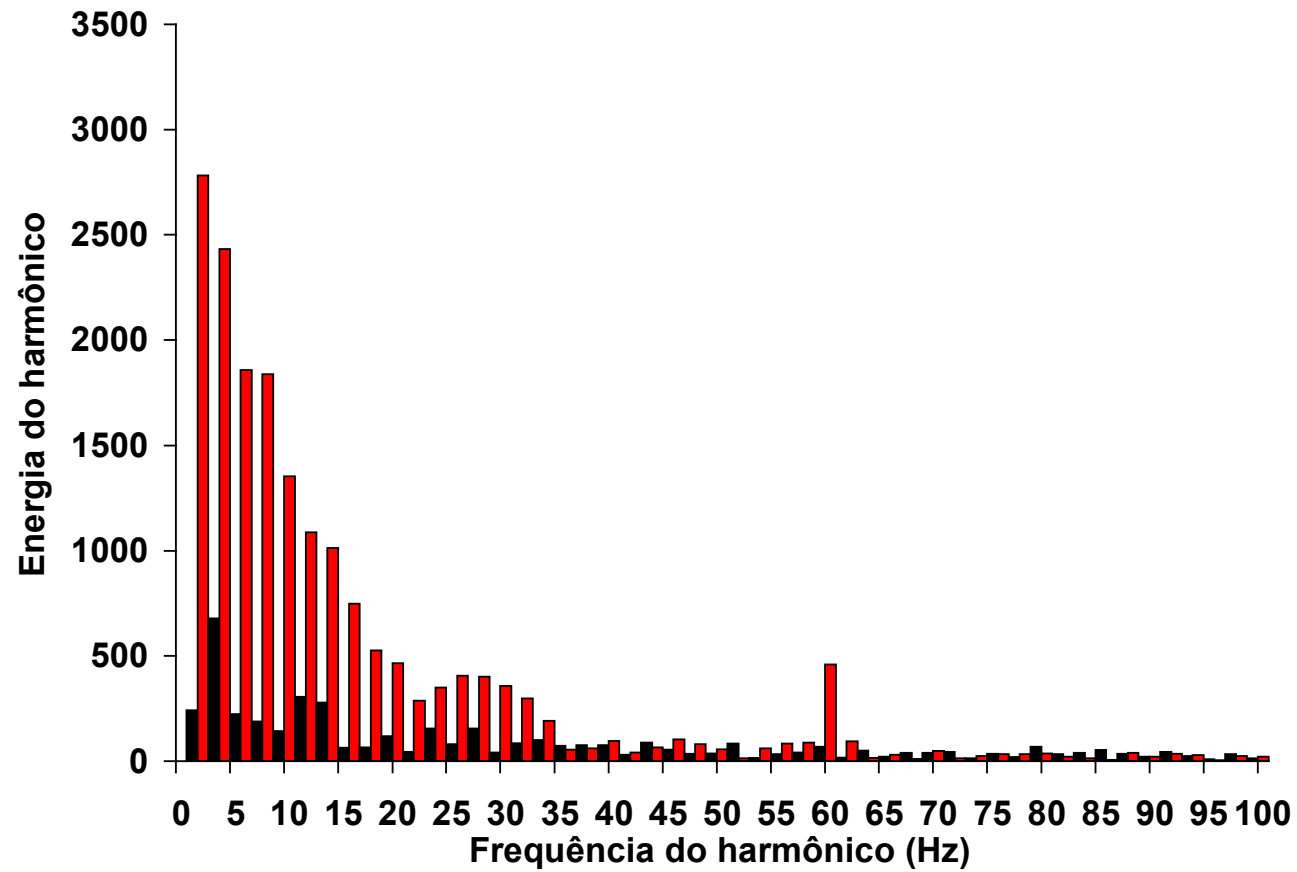


Figura 14. Análise espectral do VECP a partir de um estímulo com 100% de contraste, em 0,8 cpg. Nota-se que os harmônicos pares (em vermelho) contribuem com maior energia para o VECP estudado que os harmônicos ímpares (em preto).

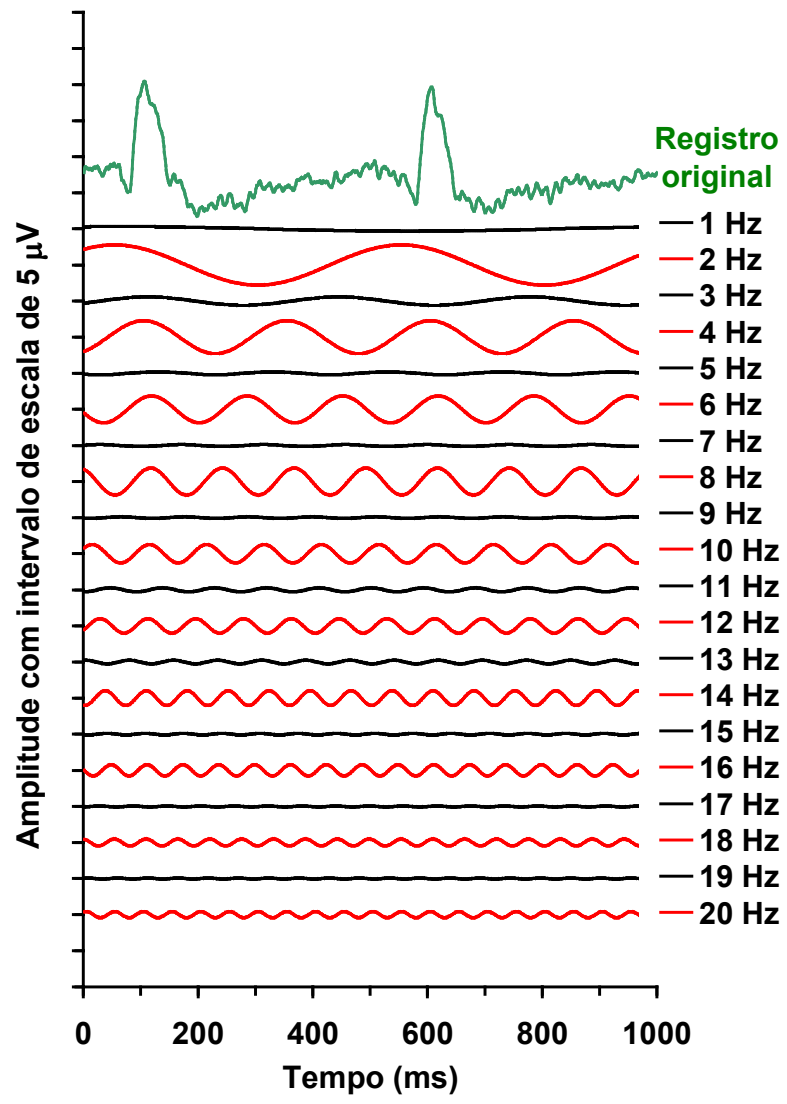


Figura 15. Decomposição do VECP médio (bruto) nos 20 primeiros harmônicos (harmônicos pares em vermelho, harmônicos ímpares em preto) com frequência, fase e energia características. Nesta análise, assim como àquela feita na Figura 14, é possível notar que os harmônicos pares contribuem com mais energia para o VECP produzido pela apresentação reversa de 180° de fase espacial em 1 Hz (frequência fundamental).

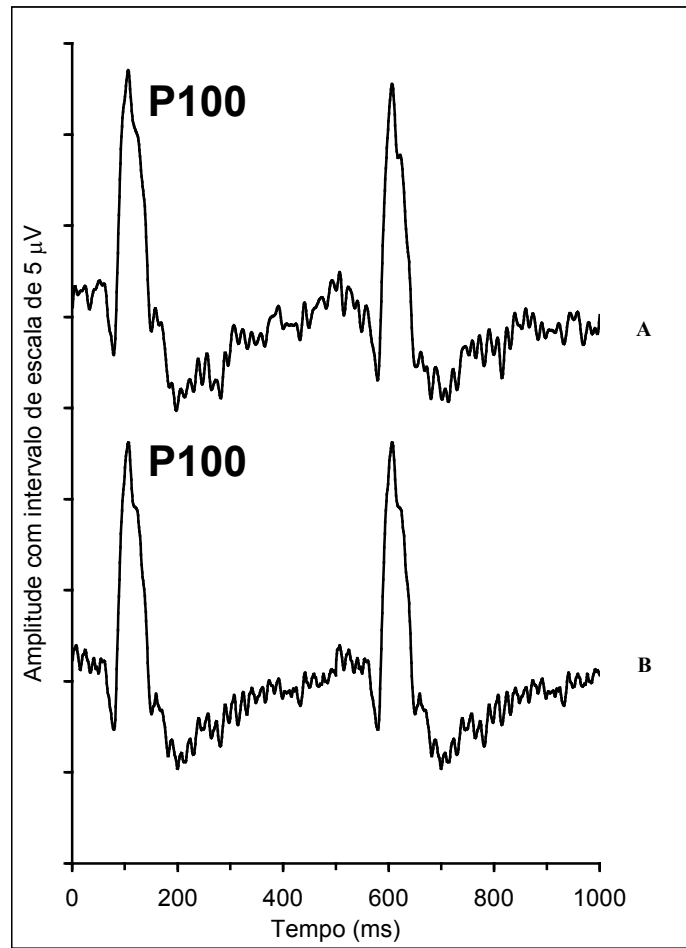


Figura 16. Resposta de um VECP médio de 480 varreduras. **(A)** VECP bruto, ou seja, composto pelos harmônicos pares e ímpares. **(B)** VECP reconstruído apenas com os harmônicos pares. A resposta bruta, em 1000 ms, é assimétrica, mas após a FFT e reconstrução com os harmônicos pares torna-se simétrica.

Os registros eletrofisiológicos médios foram analisados através da identificação do componente que se repetia, diminuía de amplitude e aumentava de latência à medida que o contraste espacial de luminância diminuía. A amplitude desse componente foi medida pelo valor do pico positivo (P100) em relação à amplitude zero. A sua latência foi determinada pelo tempo da ocorrência do pico de resposta medida a partir da apresentação do estímulo (Figura 17). Dessa forma, para cada condição de estimulação foram obtidas medidas de amplitude e de latência do VECP, desde que houvesse a presença de uma resposta mensurável.

2.3.4. Determinação do contraste limiar e da sensibilidade ao contraste

Quando os valores da amplitude do VECP são relacionados com o logaritmo do contraste, decaem de maneira linear com a diminuição do contraste (Campbell & Maffei, 1970; Campbell et al., 1973). É possível então, interpolar uma função logarítmica do tipo $y = m \cdot \ln(x) + h$, para os pontos de amplitude obtidos, que assumem a forma de uma reta, visto que o eixo dos contrastes está em uma escala logarítmica. O contraste limiar do indivíduo para a frequência espacial testada será o valor em que a função interpolada intercepta o eixo dos contrastes, correspondendo a um contraste no qual a amplitude do VECP é zero (Figura 18).

O valor do coeficiente de correlação linear (r^2) é um valor adimensional entre 0 e 1 que indica o quanto da variação do eixo y (amplitude) pode ser explicada pela variação do eixo x (contraste), ou seja, o grau de adequação da função matemática aos pontos amostrais. Quanto mais próximo de 1, mais relacionados estão os pontos de amplitude e contraste. A sensibilidade ao contraste espaço-temporal de luminância foi calculada através do valor inverso do contraste limiar encontrado em cada frequência espacial testada.

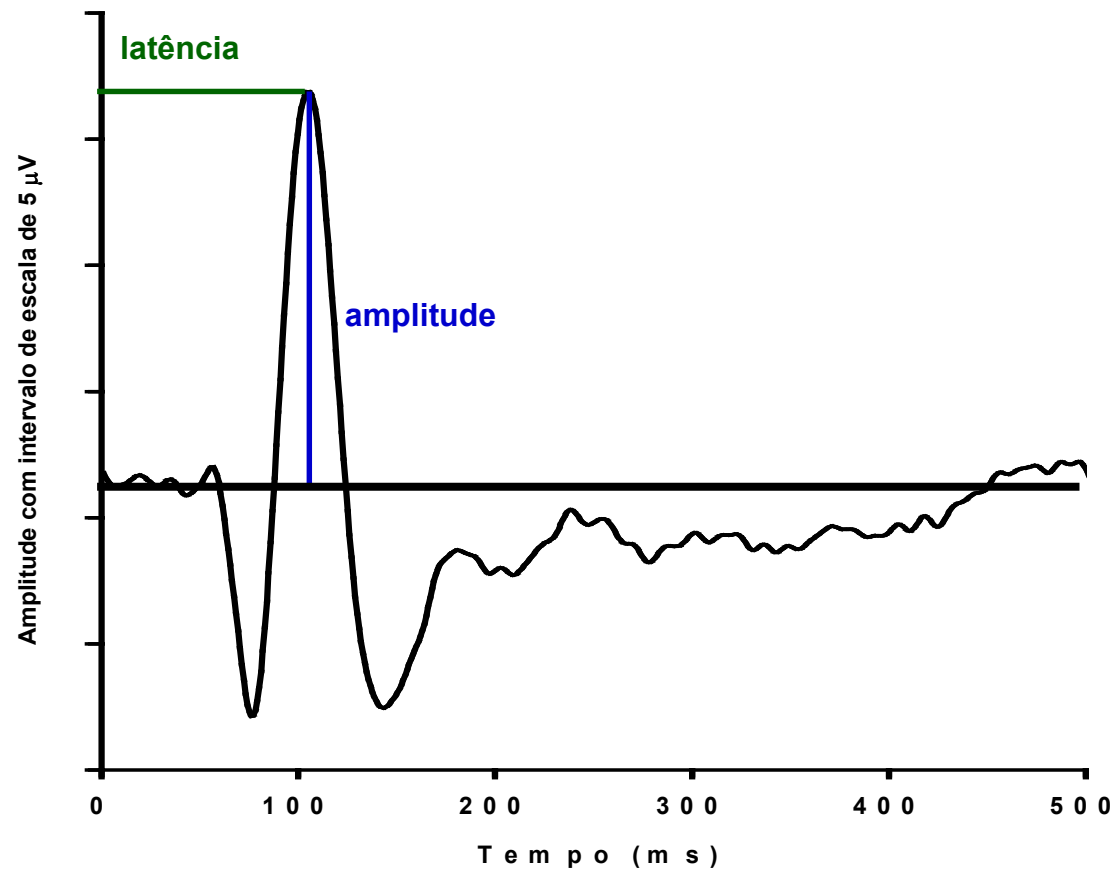


Figura 17. Medida da amplitude e latência do componente P100 do VECP transiente. A amplitude, medida em μV , é o valor máximo atingido pelo componente à partir de zero μV . A latência é o tempo, em ms, desde a estimulação (tempo zero segundo) até o componente P100 atingir seu valor de amplitude de pico ou máximo.

Determinação do contraste limiar

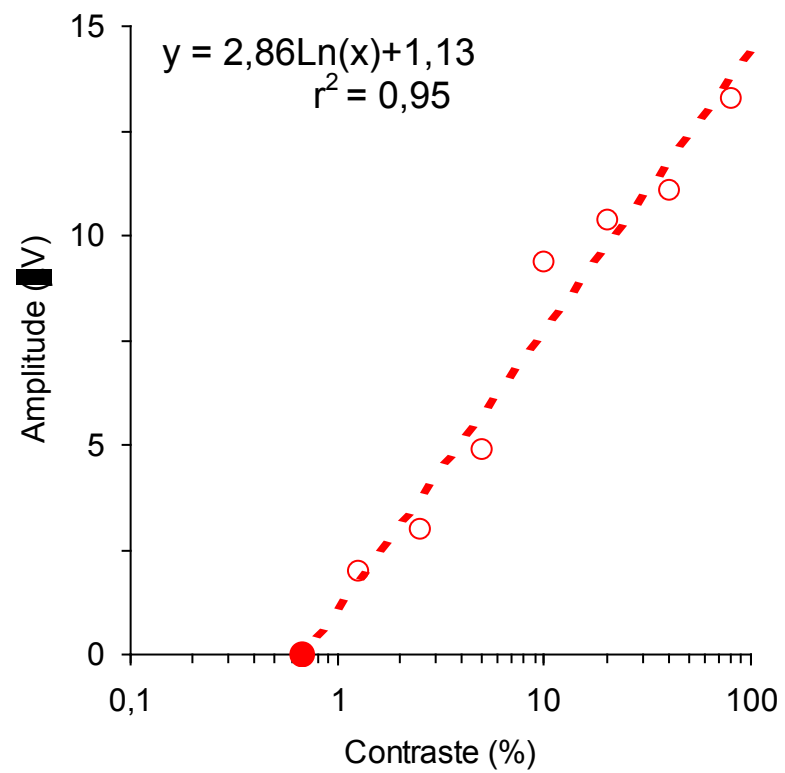


Figura 18. Exemplo fictício de como foi determinado o contraste limiar. Os valores das amplitudes obtidos pelos VECs para seus respectivos contrastes (círculos vermelhos cheios) foram usados para proceder a regressão do tipo $y = m \times \ln(x) + h$. O contraste limiar é o valor de x onde y for igual a zero. No exemplo acima o contraste limiar vale 0,67%, o que corresponde a uma sensibilidade ao contraste de 148,45.

2.3.5. Determinação do filtro passa-baixa *off-line*

Visto que o VECP possui uma banda de frequências, tornou-se necessário estudar qual seria a frequência para o filtro passa-baixa *off-line* que estabelecesse a melhor relação de sinal / ruído sem comprometer a amplitude, a latência e a sensibilidade ao contraste. Para a determinação da filtragem passa-baixa *off-line*, os registros do VECP em diferentes contrastes em uma mesma frequência espacial foram reconstruídos somente com os harmônicos pares até 10 Hz, 20 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz, 60 Hz, 70 Hz, 80 Hz, 90 Hz e 100 Hz (Figura 19-23). Em cada uma dessas situações, foram analisadas as amplitudes e latências do componente positivo P100, variando com o contraste, para a determinação do contraste limiar.

Os valores de amplitude para a maioria dos contrastes mostraram que, abaixo da frequência de corte de 30 Hz, a resposta apresenta-se diminuída, enquanto que de 30 Hz a 100 Hz, os valores de amplitude são semelhantes (Figura 24). A análise da latência em diferentes contrastes e filtragens passa-baixa mostra que, na maioria dos casos, a frequência de corte de 40 Hz atinge um *plateau* (Figura 25).

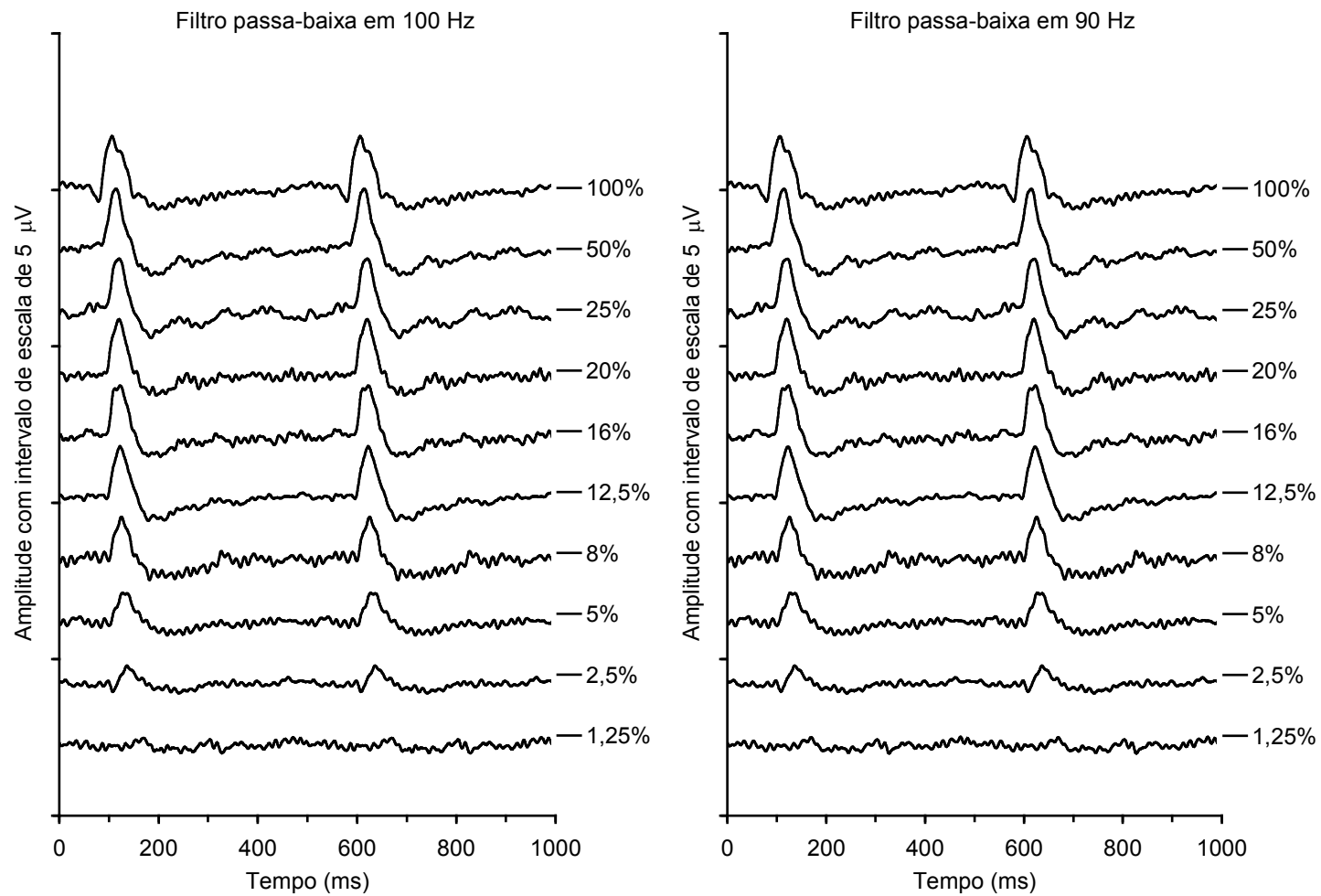


Figura 19. VECPs com filtragens passa-baixa em 100 Hz e 90 Hz. Ao lado do registro, o contraste do estímulo utilizado.

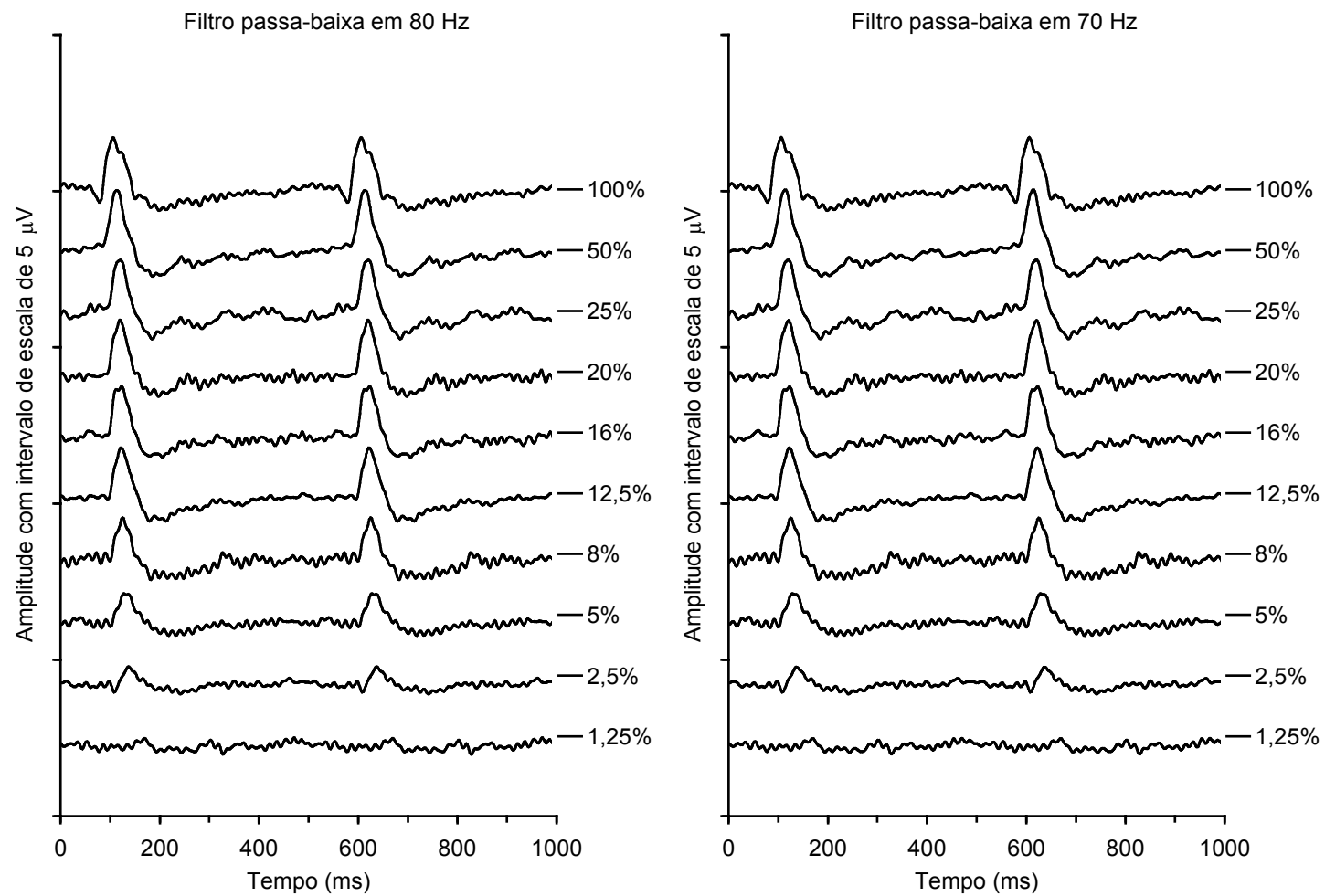


Figura 20. VECPs com filtragens passa-baixa em 80 Hz e 70 Hz. Ao lado do registro, o contraste do estímulo utilizado.

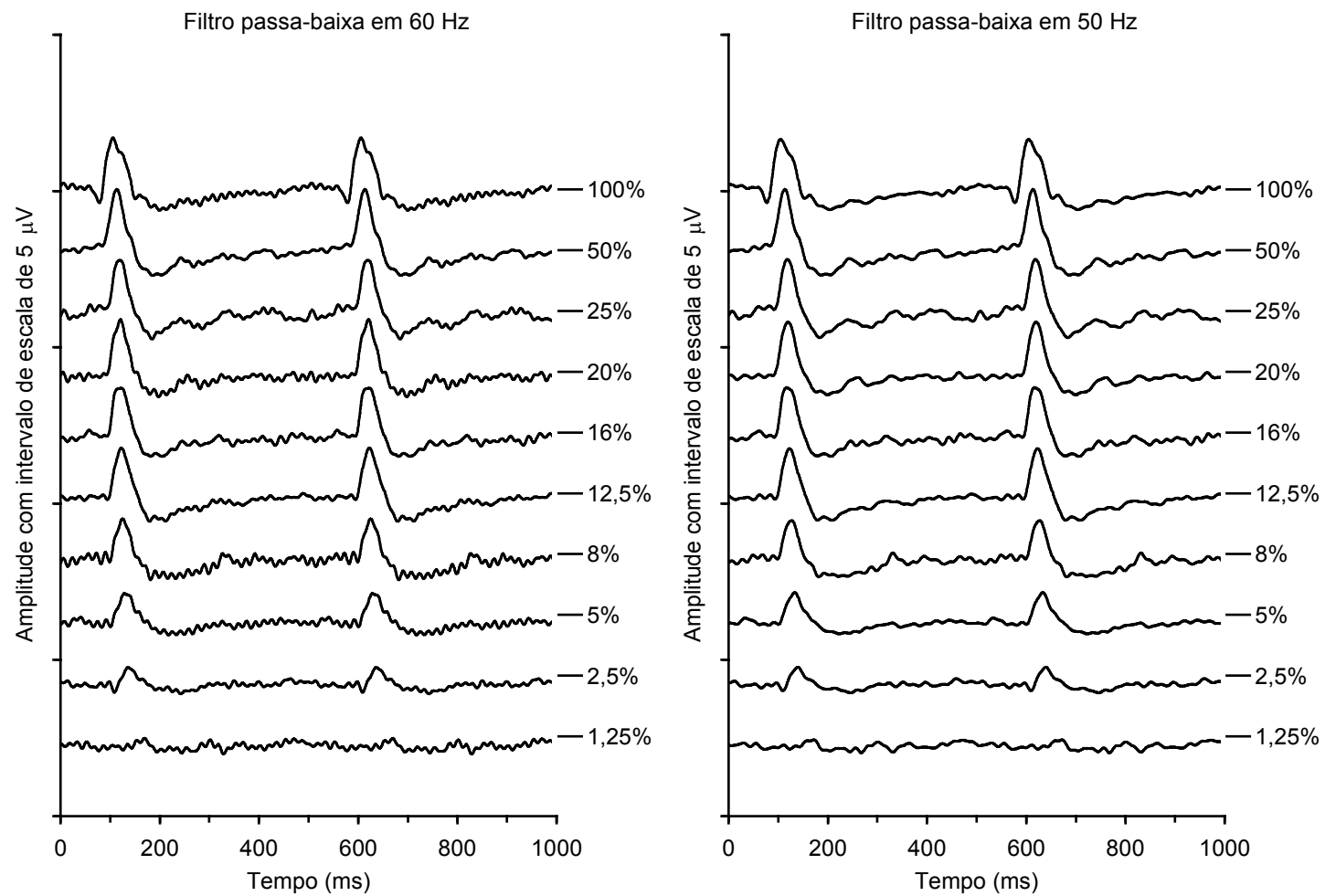


Figura 21. VECPs com filtragens passa-baixa em 60 Hz e 50 Hz. Ao lado do registro, o contraste do estímulo utilizado.

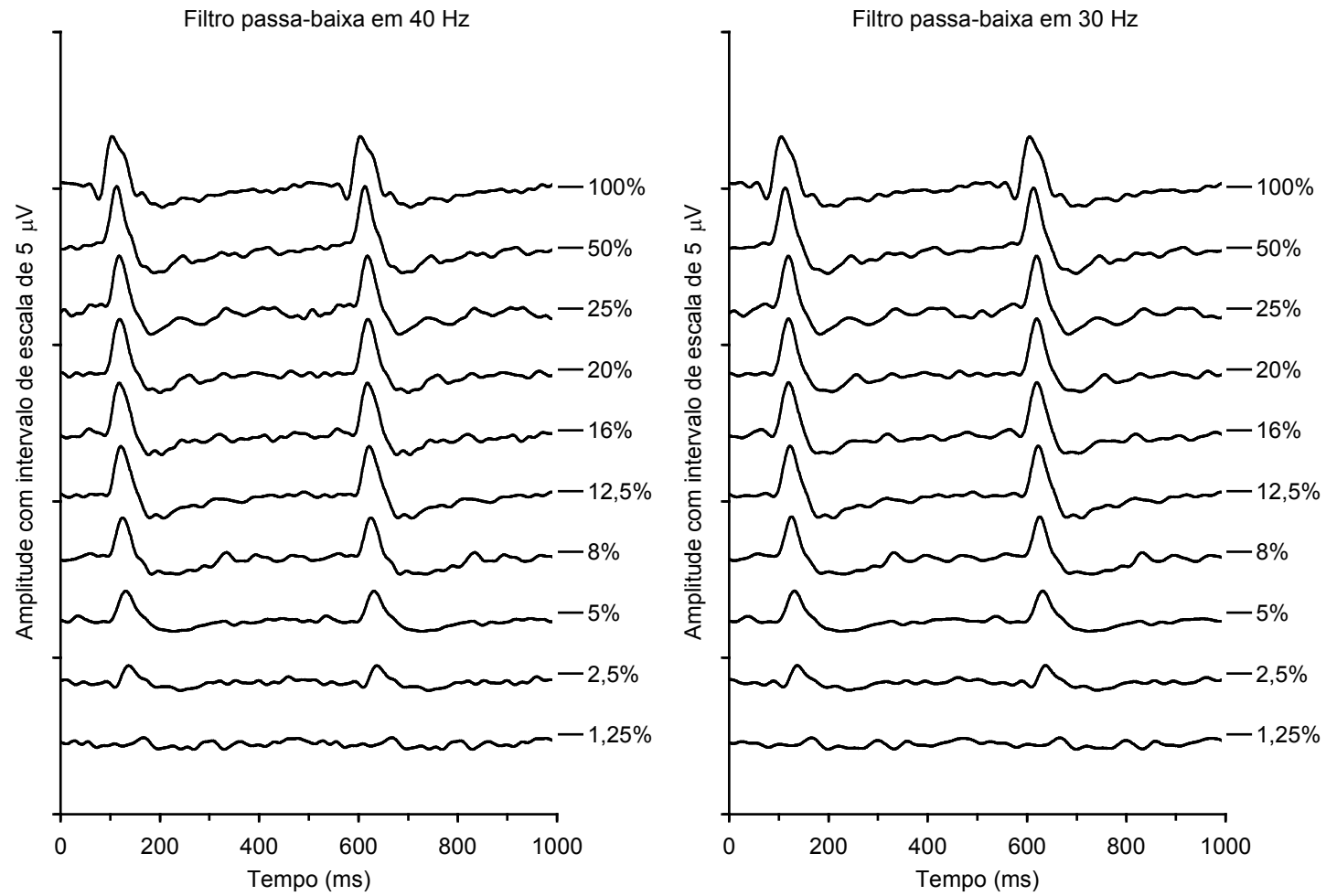


Figura 22. VECPs com filtragens passa-baixa em 40 Hz e 30 Hz. Ao lado do registro, o contraste do estímulo utilizado.

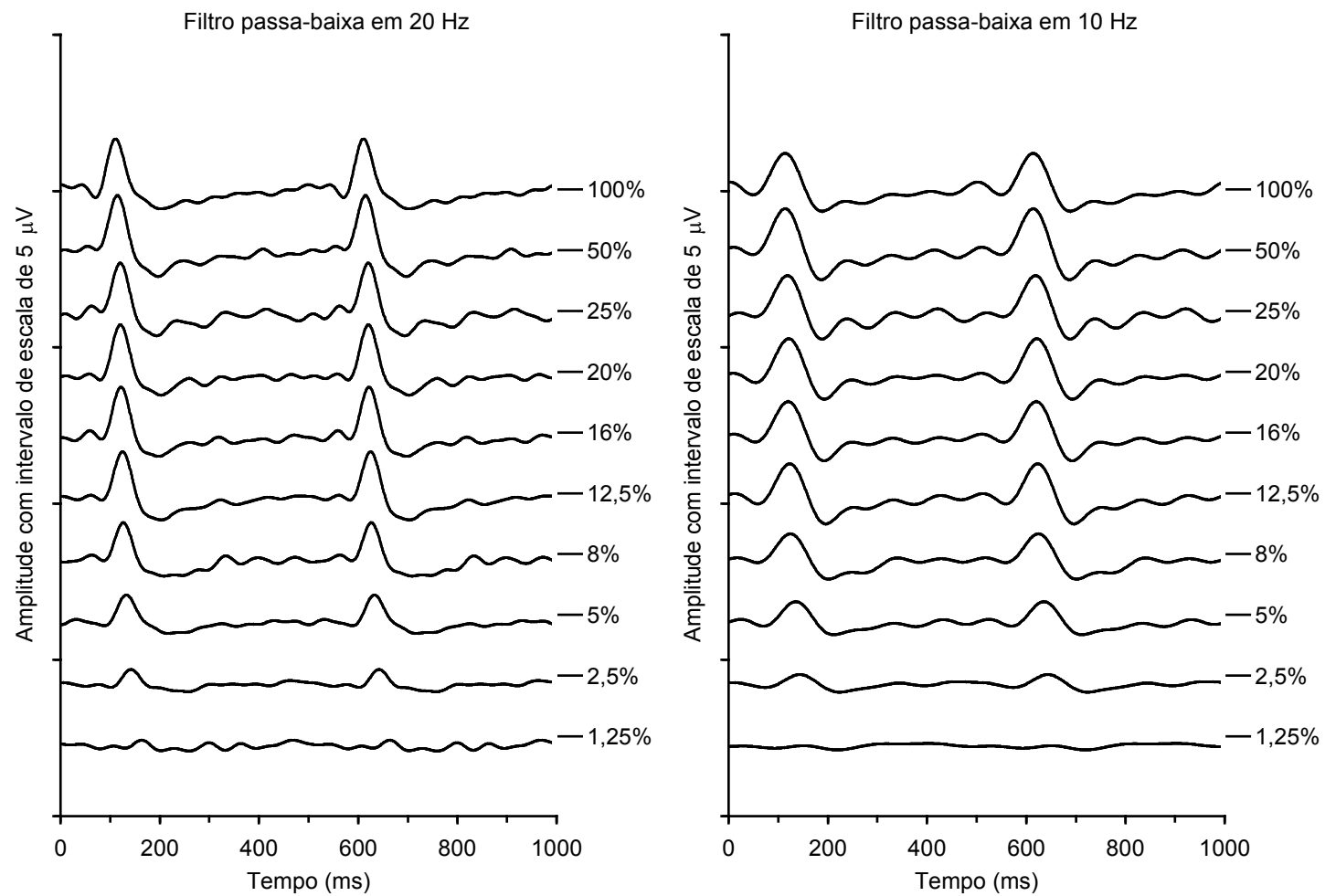


Figura 23. VECPs com filtragens passa-baixa em 20 Hz e 10 Hz. Ao lado do registro, o contraste do estímulo utilizado.

Variação da amplitude em diferentes filtragens passa-baixa

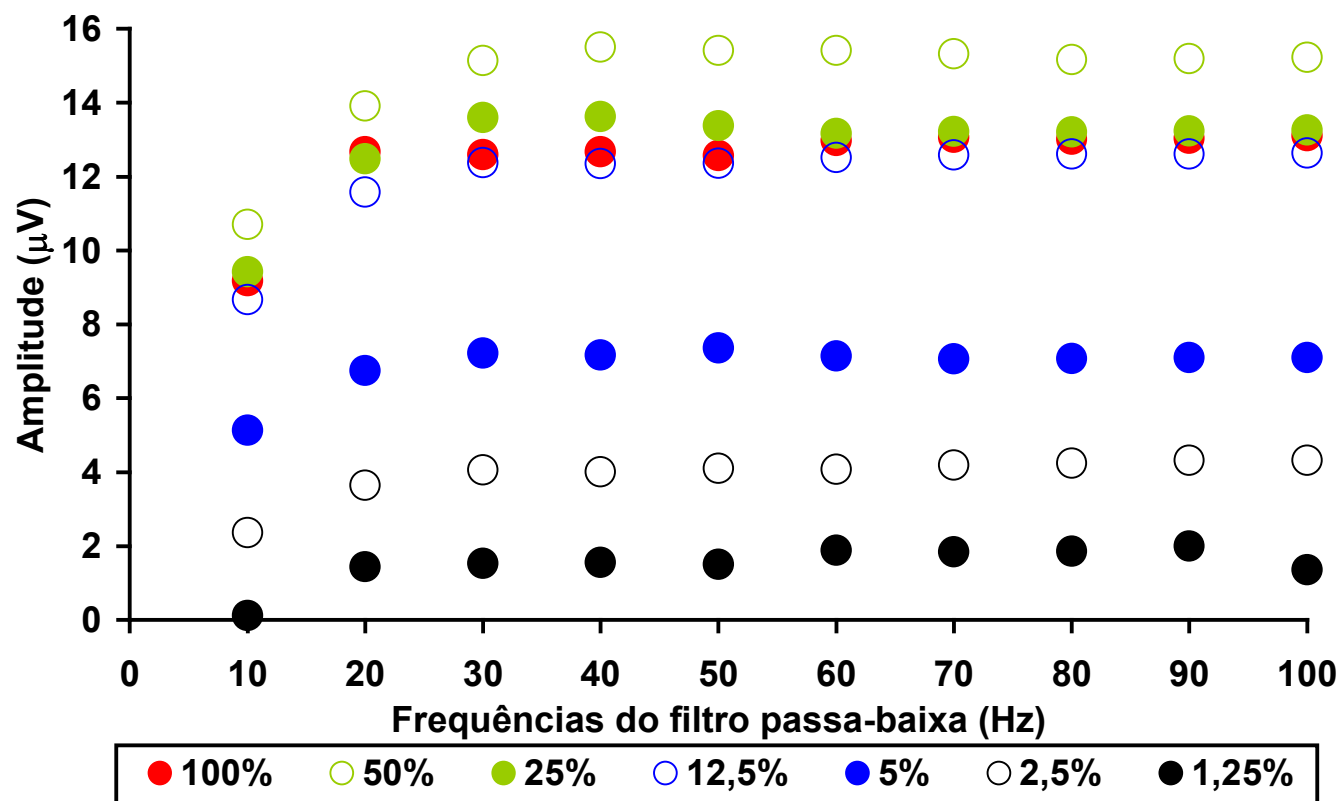


Figura 24. Variação da amplitude de P100 em diferentes contrastes para cada frequência de corte do filtro passa-baixa. A estabilidade dos valores na maioria dos contrastes inicia em 30 Hz

Variação da latência em diferentes filtragens passa-baixa

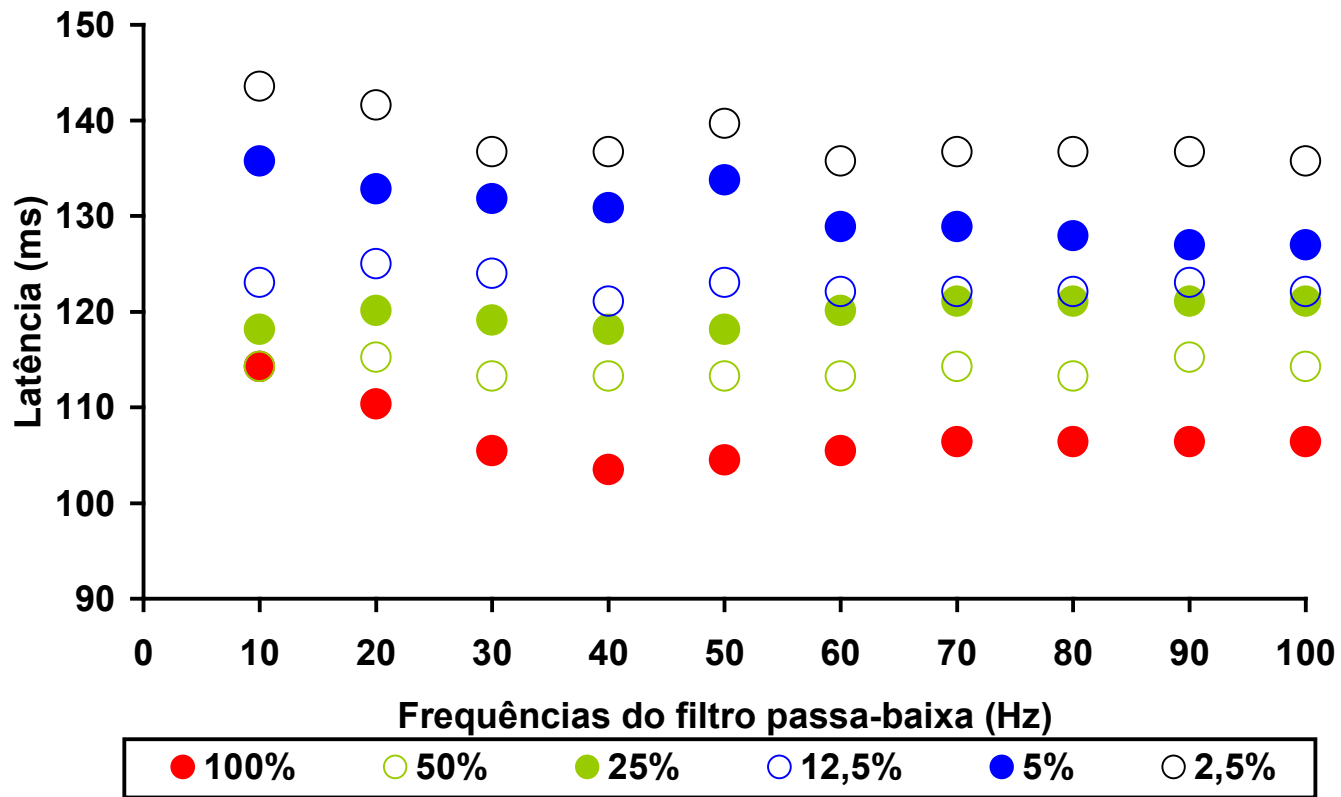


Figura 25. Variação da latência de P100 em diferentes contrastes para cada frequência de corte do filtro passa-baixa. A estabilidade dos valores na maioria dos contrastes inicia em 40 Hz

A avaliação da sensibilidade ao contraste para as diversas filtragens (Figura 26), mostrou que em 10 Hz há um grande comprometimento, visto que nesse filtro estão sendo retiradas frequências do próprio VECP. Entre 20 e 30 Hz a sensibilidade esteve mais alta que 40 e 50 Hz possivelmente devido à filtragem de componentes da banda de frequência gama, os quais são padrões de atividade provocados pelo estímulo que respondem em diferentes frequências com o pico de energia entre 40 a 50 Hz e aparecem principalmente em alto contraste (Sannita *et al.*, 1995). A partir de 60 Hz até 90 Hz ocorreu um aumento na sensibilidade e, em 100 Hz, a sensibilidade voltou a diminuir. Sabendo-se que a rede elétrica é 60 Hz, e que filtragens *off-line* passa-baixa maiores ou iguais a 60 Hz, não retiram o ruído elétrico do registro, o aumento da sensibilidade ao contraste nas filtragens passa-baixa de 60 a 90 Hz pode ser devido à introdução do ruído elétrico no registro, principalmente em baixos contrastes, onde a relação sinal-ruído é menor.

Depois da avaliação da amplitude, latência e sensibilidade ao contraste, relação sinal/ruído nos gráficos dos registros em diferentes condições de filtragens, optou-se pela filtragem passa-baixa *off-line* de 40 Hz, por apresentar os melhores resultados em todos os critérios utilizados.

**Variação da sensibilidade ao contraste em diferentes
filtragens passa-baixa**

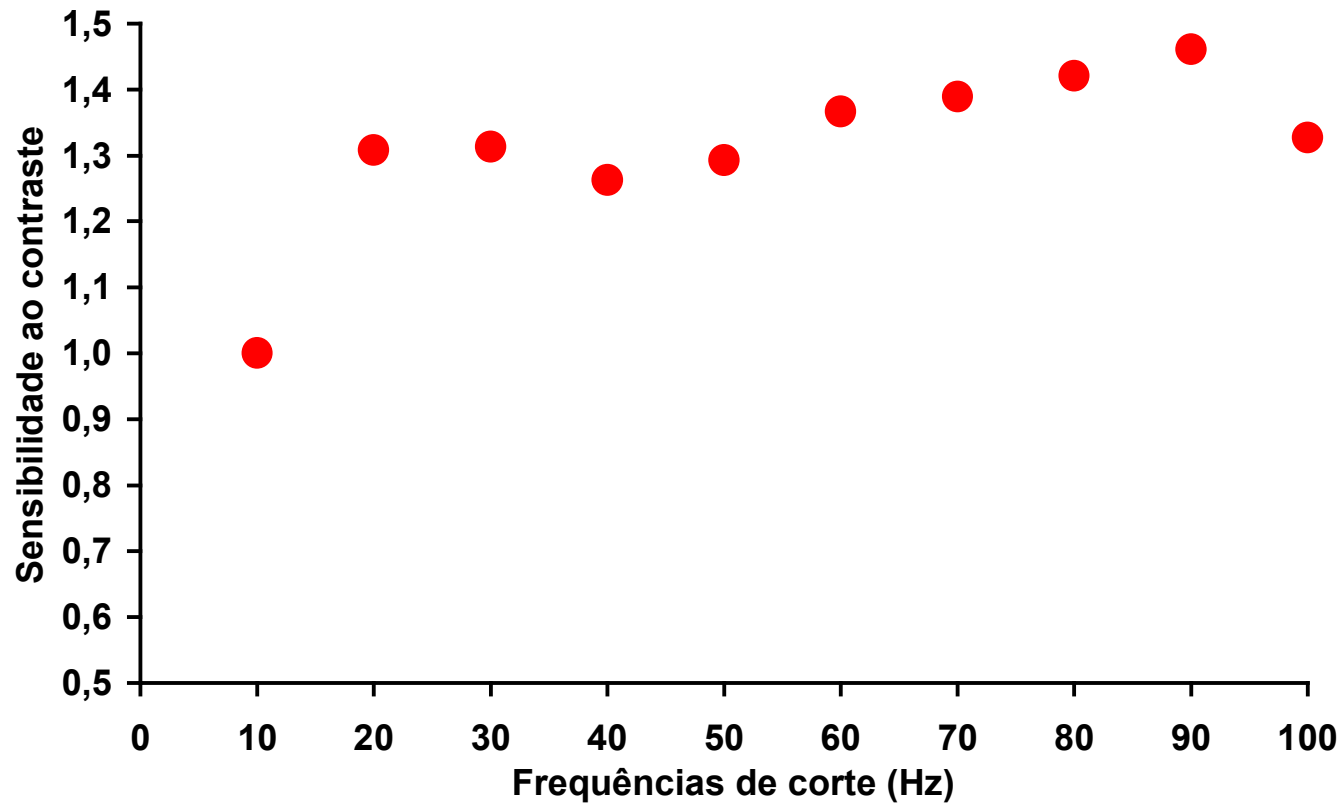


Figura 26. Variação da sensibilidade ao contraste espacial de luminância para cada frequência de corte do filtro passa-baixa. Em 10 Hz há um grande comprometimento, visto que nesse filtro estão sendo retiradas frequências do próprio VECF. Entre 20 e 30 Hz a sensibilidade esteve mais alta que 40 e 50 Hz possivelmente devido à filtragem de componentes da banda de frequência gama, os quais são padrões de atividade provocados pelo estímulo que respondem em diferentes frequências com o pico de energia entre 40 a 50 Hz e aparecem principalmente em altos contrastes (Sannita *et al.*, 1995). O aumento da sensibilidade nas frequências de corte iguais e superiores a 60 Hz, deve-se a introdução da frequência da rede elétrica no registro, principalmente em baixos contrastes, onde a relação sinal-ruído é menor.

2.4. PROCEDIMENTO PSICOFÍSICO

A apresentação do estímulo, bem como o cálculo da sensibilidade ao contraste foi feito pelo programa *Psycho V2.6* (CAMBRIDGE RESEARCH SYSTEM). O controle do contraste da rede apresentada foi realizado pelo sujeito através de uma interface CB1 (CAMBRIDGE RESEARCH SYSTEM) conectada a um microcomputador compatível com o padrão IBM-PC. As freqüências espaciais foram apresentadas de forma semi-aleatória para cada indivíduo a partir dos valores supracitados. O contraste limiar foi obtido pelo método do ajuste, onde o indivíduo foi instruído a diminuir gradualmente, em passos de 1,15% de contraste de Michelson, o contraste da rede até o ponto em que não fosse mais possível distinguir qualquer padrão espacial na tela do monitor. Em seguida, ele deveria elevar o contraste até perceber o padrão e diminuí-lo novamente até deixar de perceber novamente, confirmando assim o ponto mínimo no qual ele deixaria de ver o estímulo. Após isso, o programa *Psycho V2.6*, aleatoriamente escolheu outra freqüência espacial, a partir dos valores supracitados, para estimar o contraste limiar e assim é feito até que cada freqüência espacial seja testada. Este procedimento foi realizado 6 vezes para cada freqüência espacial, sendo que na primeira tentativa de cada freqüência espacial, inicia-se com o contraste máximo e nas cinco restantes o programa adiciona um valor aleatório de contraste ao limiar encontrado na tentativa anterior, tornando a rede perceptível novamente em cada nova estimativa do contraste limiar. O contraste limiar médio (seis tentativas) para cada freqüência espacial foi usado para o cálculo da sensibilidade ao contraste. Recomendou-se que os sujeitos piscassem freqüentemente.

2.5. INTERPOLAÇÃO DE UM MODELO MATEMÁTICO PARA A FUNÇÃO DE SENSIBILIDADE AO CONTRASTE ESPACIAL DE LUMINÂNCIA

A partir da obtenção dos valores da sensibilidade ao contraste espacial de luminância foi feita a interpolação do seguinte modelo matemático para aproximação da CSF espacial de luminância:

$$SC = a \times (\alpha \times b)^d \times e^{(-c \times \alpha \times b)}$$

onde SC é a sensibilidade ao contraste na frequência espacial α e a , b , c e d são parâmetros livres do modelo proposto e e é o número de Euler. O parâmetro a escala a CSF verticalmente; o parâmetro b desvia a função no eixo das frequências espaciais; o parâmetro c determina a frequência de corte da CSF (a acuidade visual) e o parâmetro d está relacionado à forma da CSF em frequências espaciais baixas. Esse modelo foi originalmente empregado por Wilson (1978) para modelar CSF espaciais e é um modelo empírico baseado em uma função exponencial dupla.

3. RESULTADOS

Os resultados estão apresentados em quatro níveis de análise, descritos a seguir.

Nível 1. A análise dos resultados eletrofisiológicos e psicofísicos foi feita separadamente para cada indivíduo testado. Para ilustração, é mostrado o resultado de um indivíduo (Figuras 27-41). Os resultados dos demais estão no Anexo II.

Nível 2. Os resultados obtidos com todos os seis indivíduos testados foram agrupados em gráficos de dispersão, de forma a visualizar-se a variabilidade da amostra (Figuras 42-46). Isso foi feito para os mesmos parâmetros das ilustrações do nível 1.

Nível 3. Foram calculados as médias e os desvios padrões, sendo os resultados obtidos mostrados nessa série de gráficos para os mesmos parâmetros das ilustrações dos níveis 1 e 2 (Figuras 47-54).

Nível 4. Comparação das médias dos resultados obtidos eletrofisiológica e psicofisicamente (Figuras 55-58).

3.1 ANÁLISE NÍVEL 1: RESULTADOS INDIVIDUAIS

3.1.1. Análise eletrofisiológica

Foi escolhido o indivíduo MGL041104 para exemplificar o método de análise. Ele apresentou resposta eletrofisiológica com o componente positivo P100 variando em amplitude e latência em função do contraste e da frequência espacial (Figuras 27-29).

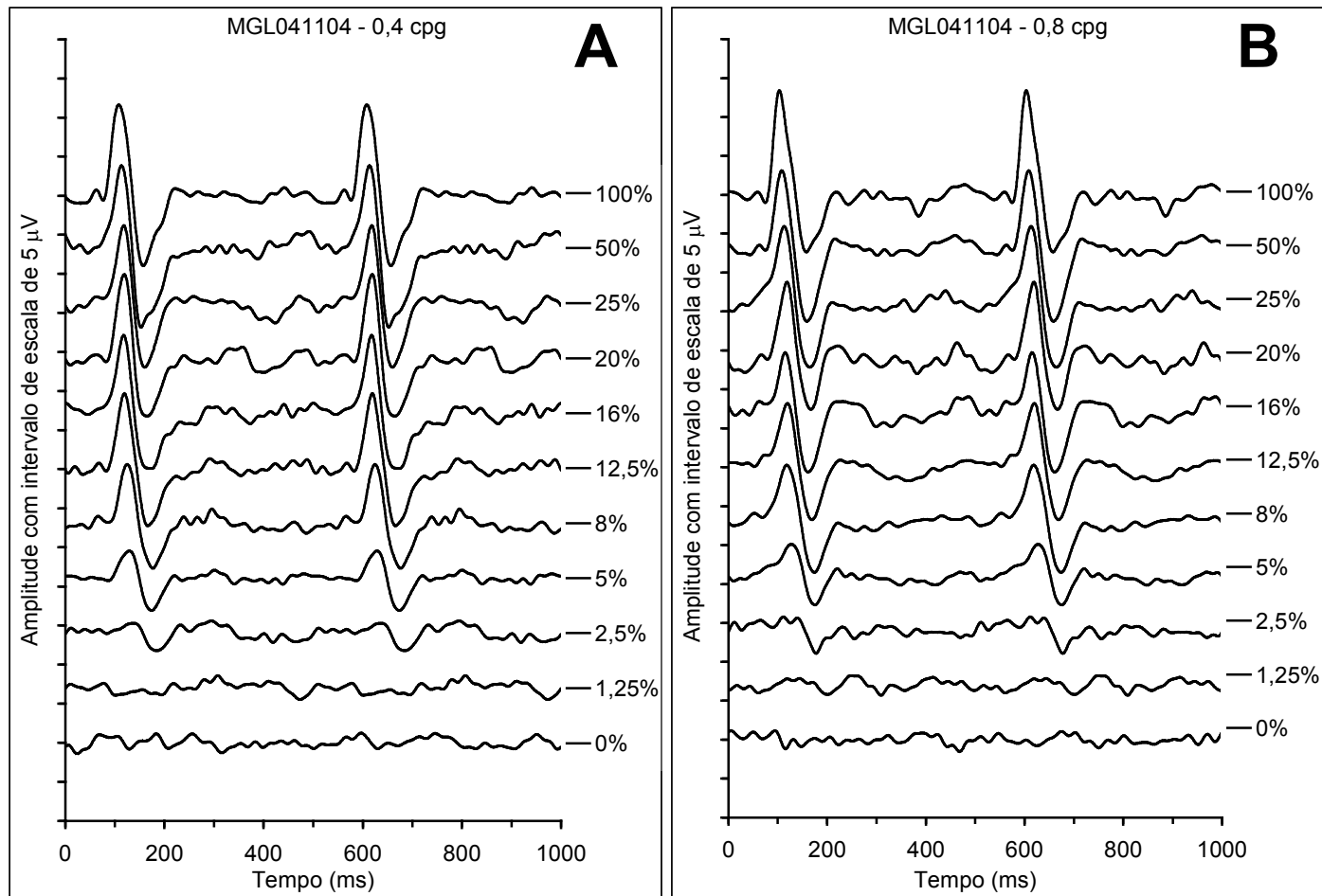


Figura 27. VEPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 0,4 (A) e 0,8 cpg (B). Registros obtidos de MGL041104, um dos sujeitos estudados no presente trabalho.

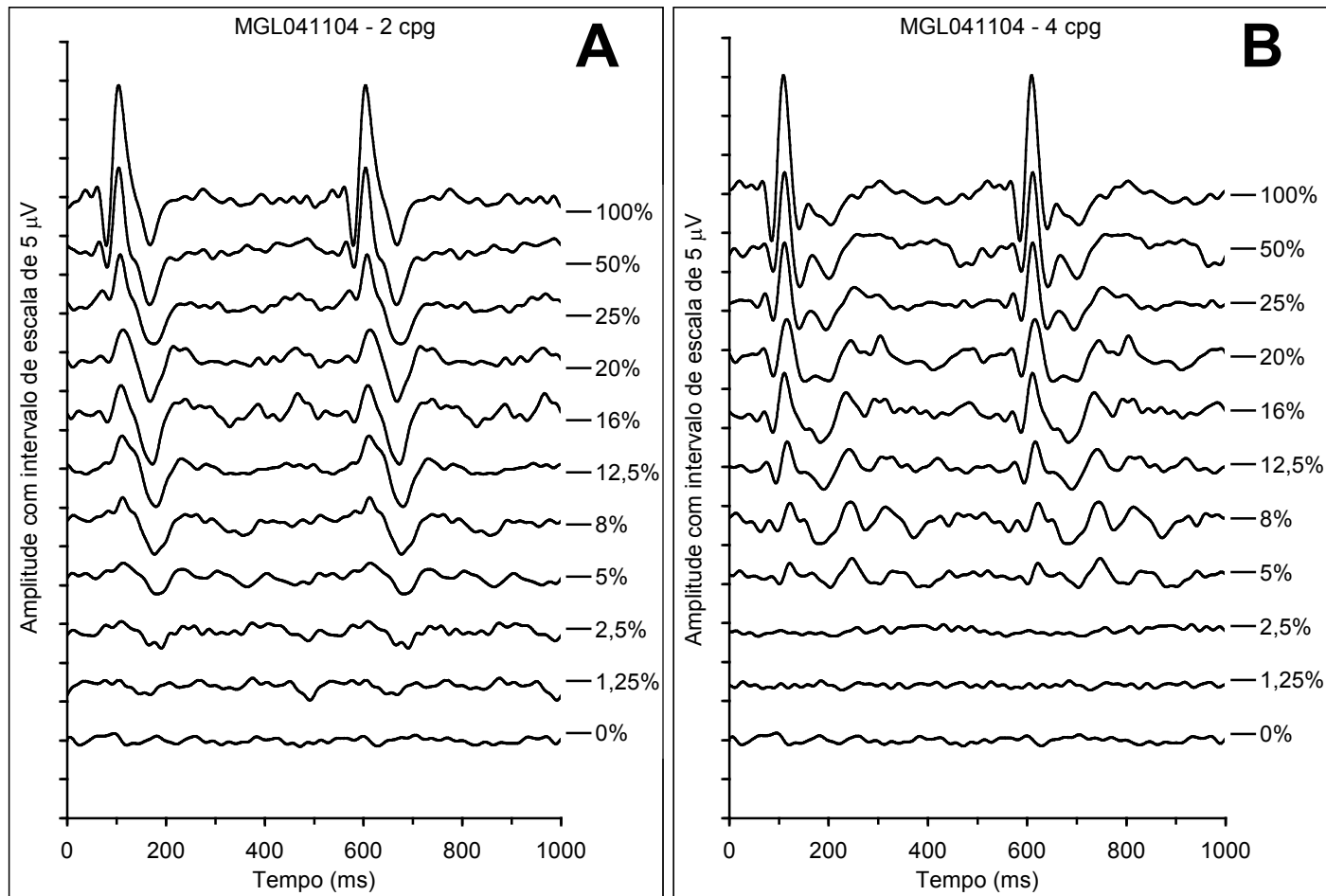


Figura 28. VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 2 (A) e 4 cpG (B). Registros obtidos de MGL041104, um dos sujeitos estudados no presente trabalho.

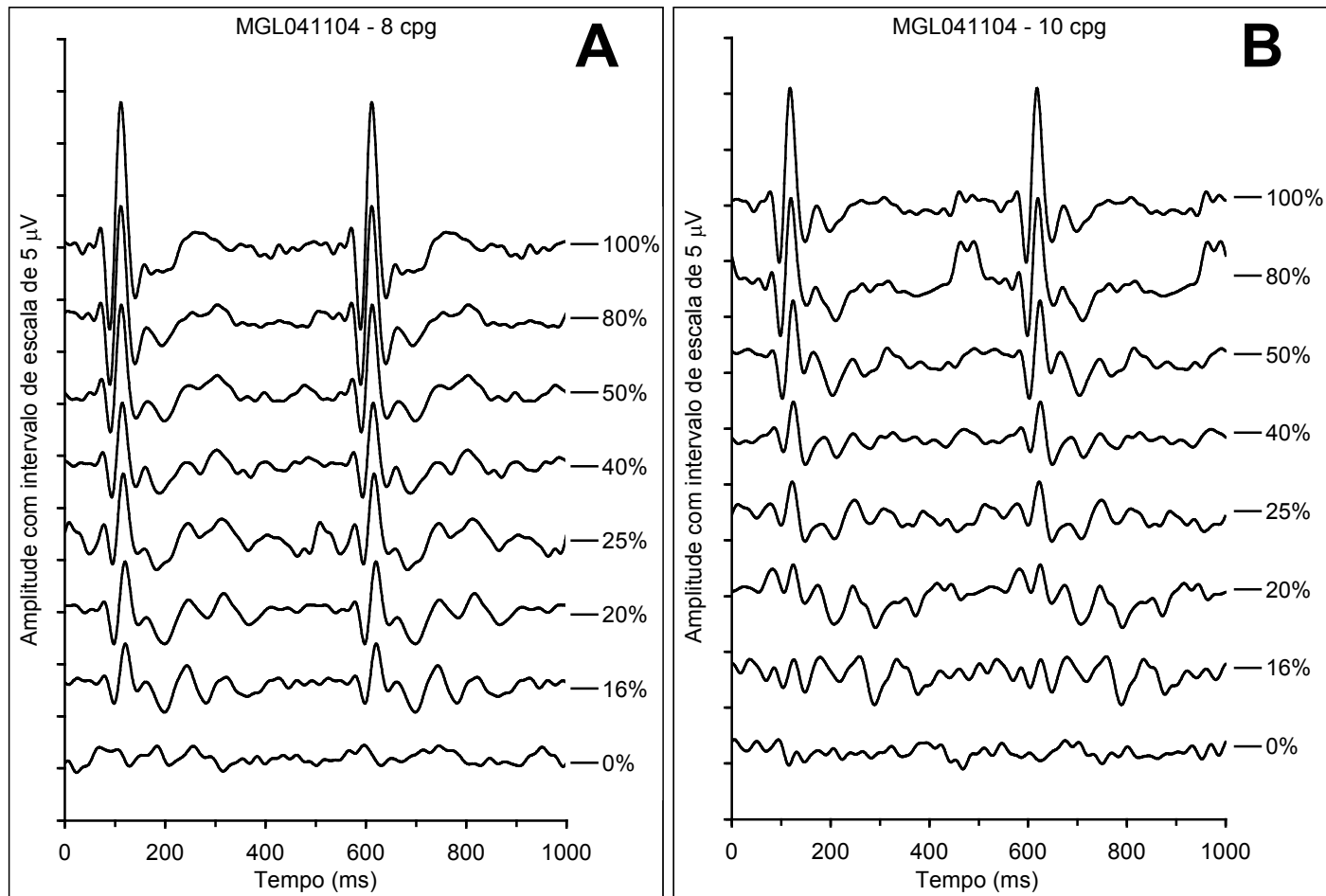


Figura 29. VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 8 (A) e 10 cpG (B). Registros obtidos de MGL041104, um dos sujeitos estudados no presente trabalho.

A latência do componente P100 do VECP, de uma forma geral, diminuiu com o aumento do contraste, sendo menor nas freqüências espaciais intermediárias – 2 e 4 cpq – e aumentando nas freqüências espaciais menores e maiores do que isso (Figura 30A-F).

Na freqüência espacial de 0,4 cpq (Figura 31A) a amplitude de P100 saturou em altos contrastes, não ocorrendo o mesmo nas demais freqüências espaciais. Entre os indivíduos foi comum a saturação da resposta nas freqüências espaciais mais baixas com o aumento do contraste. Para a estimativa do contraste limiar, os valores que saturaram foram excluídos da regressão. Nos dados do indivíduo escolhido para ilustração, foram encontrados contrastes limiares de 2,01% e 0,99% para as freqüências espaciais de 0,4 (Figura 31A) e 0,8 cpq (Figura 31B), respectivamente.

Nas freqüências espaciais médias, 2 e 4 cpq, a diminuição da amplitude do P100 do VECP com o decréscimo do contraste ocorreu em duas tendências, havendo claramente uma descontinuidade na função. A primeira tendência ocorreu nos contrastes mais altos e a segunda apareceu em contrastes médios e baixos (Figura 32A-B). Esse comportamento da resposta foi visto na maioria dos indivíduos nessas freqüências espaciais. Esse fenômeno tem sido atribuído por outros autores à associação de mais de um canal visual nos contrastes altos, enquanto nos contrastes médios e baixos apenas o canal de maior sensibilidade está operando (Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000). Tal fenômeno será chamado nesta dissertação de “Efeito Valberg”.

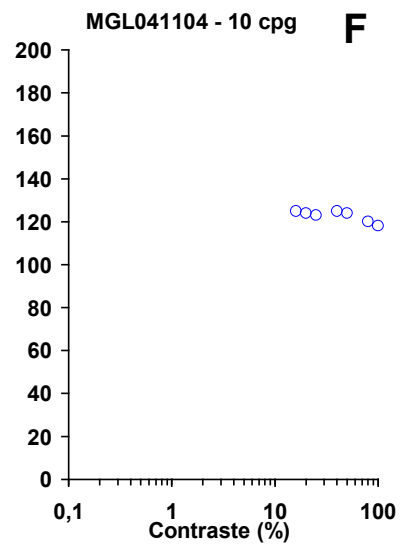
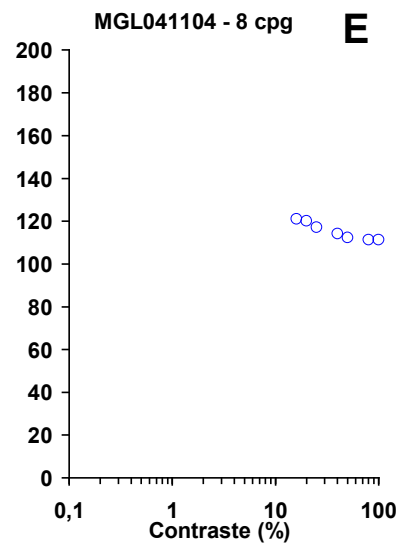
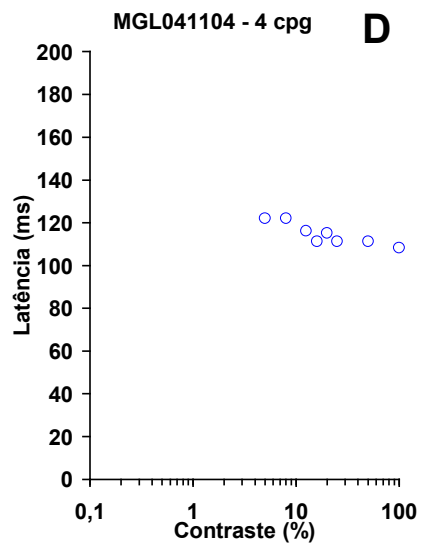
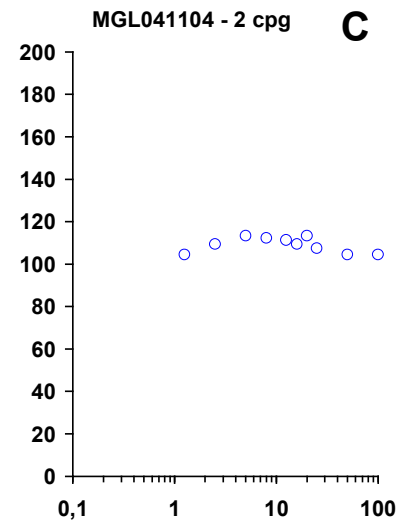
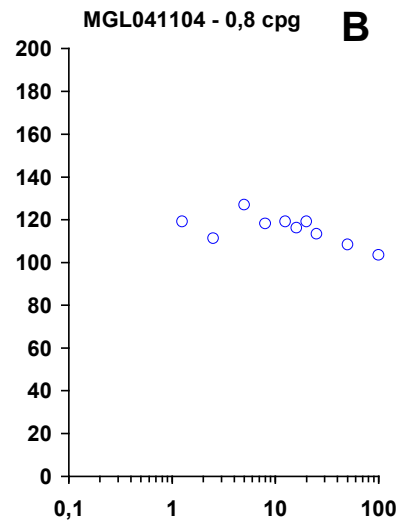
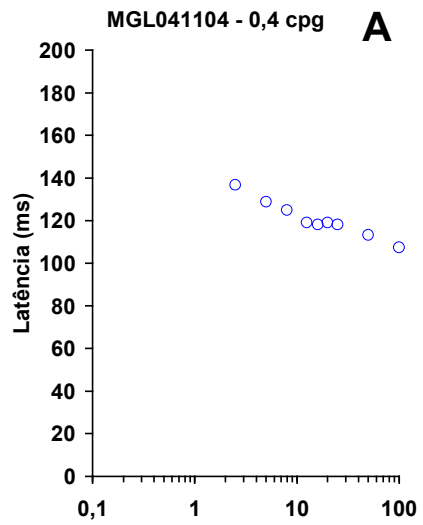


Figura 30. Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs mostrados nas Figuras 27-29 em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg.

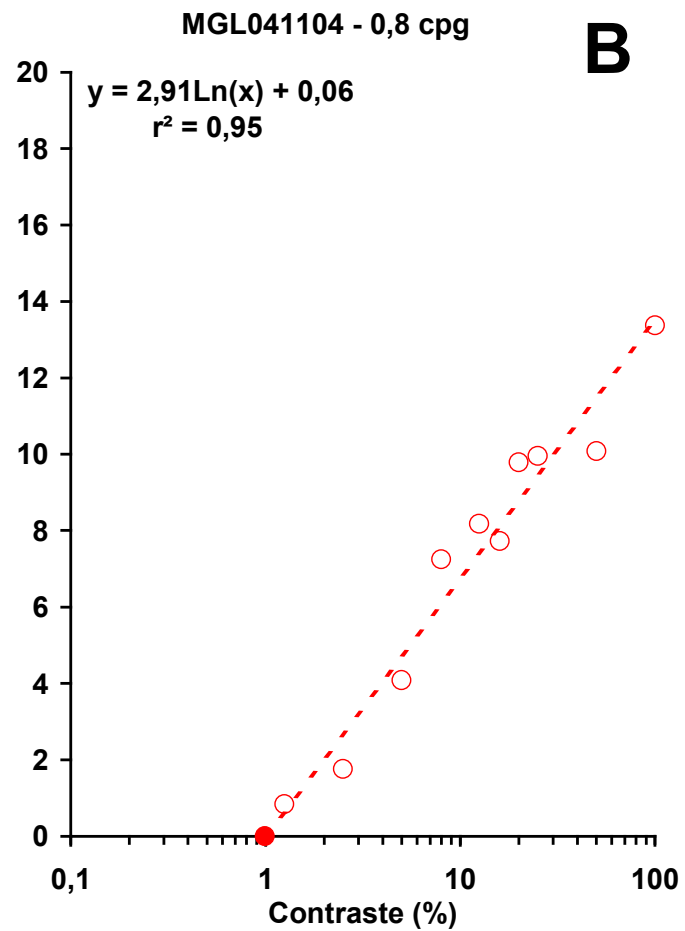
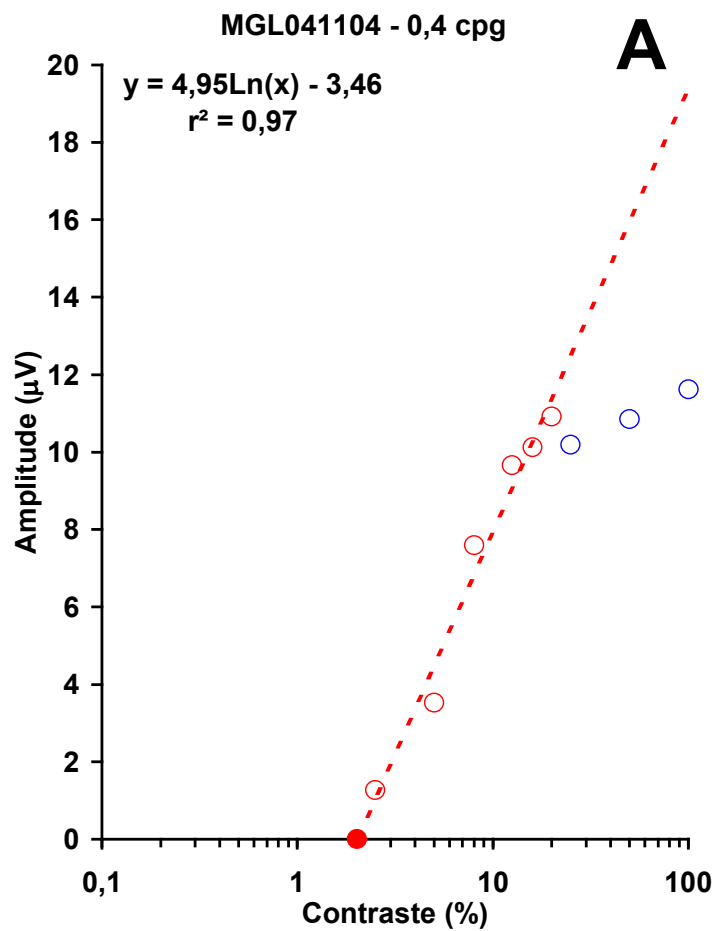


Figura 31. Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs mostrados na Figura 27 em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. Na menor freqüência testada, 0,4 cpg, a amplitude saturou nos contrastes mais altos e esses pontos foram excluídos da estimativa do contraste limiar (círculos azuis vazios). Os demais pontos nessa freqüência e todos os pontos na freqüência de 0,8 cpg (círculos vermelhos vazios) foram então usados para proceder à regressão do tipo $y = m \times \ln(x) + h$. O contraste limiar foi estimado encontrando-se a intersecção dessa função com a abscissa, obtendo-se os valores de 2,01% para 0,4 cpg e 0,99% para 0,8 cpg, respectivamente (círculos vermelhos cheios).

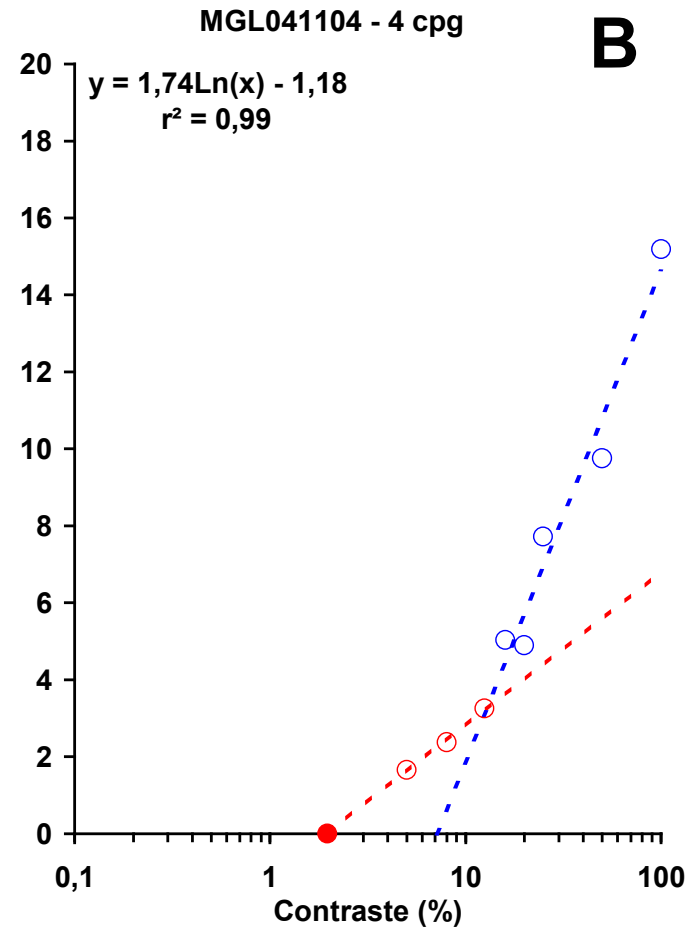
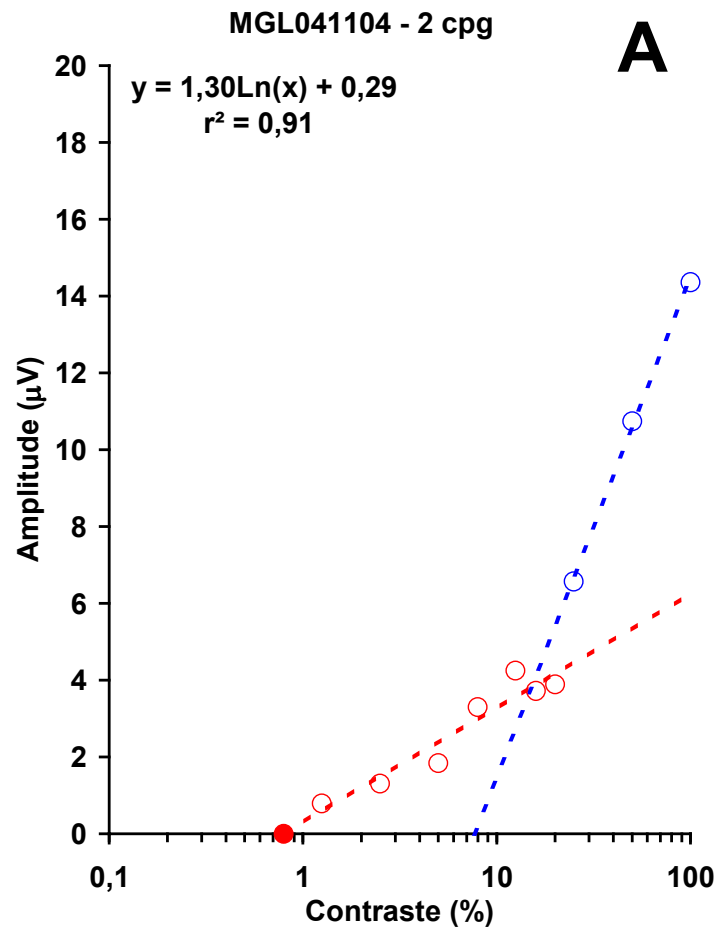


Figura 32. Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs mostrados na Figura 28 em função do logaritmo do contraste. Nessas frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**), assim como nas duas mais altas testadas, 8 cpg e 10 cpg (Figuras 34-35), observou-se que a variação de amplitude com o contraste ocorria em duas tendências, uma nos contrastes mais alta (linha azul tracejada) e outras nos contrastes mais baixos (linha vermelha tracejada). Nesta dissertação tal fenômeno será denominado de “Efeito Valberg”, devido ter sido observado entre outros pesquisadores, no grupo de pesquisa do pesquisador norueguês Arne Valberg (Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin et al., 2000). A interpretação mais aceita para explicar o Efeito Valberg é que nos contrastes baixos apenas o canal visual mais sensível (canal M) está contribuindo para o VECP. Nos contrastes mais altos, mais de um canal (M, P e, possivelmente, K) contribuem para a amplitude do VECP e, assim, esses pontos foram excluídos da análise (círculos azuis vazios). O contraste limiar desta figura foi encontrado usando-se para a regressão apenas os valores de amplitude nos contrastes mais baixos (círculos vermelhos vazios) (procedimento 1). Os valores de contraste limiar obtidos por esse procedimento foi de 0,8% para 2 cpg e 1,96% para 4 cpg (círculos vermelhos cheios).

Visto isso, foram realizados dois cálculos para encontrar o contraste limiar. Um considerando apenas os valores de amplitude da segunda tendência de decaimento, ou seja, considerando o Efeito Valberg. Nos contrastes médios e baixos, obteve-se valores de contraste limiar de 0,8% e 1,96% para 2 e 4 cpg (Figura 32A-B), respectivamente. No outro cálculo de contraste limiar, todos os pontos em que a amplitude decresceu em função do contraste foram considerados, sendo encontrados valores de contraste limiar para 2 cpg de 2,15% (Figura 33A) e para 4 cpg de 4,91% (Figura 33B). Ao longo da dissertação esses procedimentos de estimativa do contraste limiar foram chamados de procedimento 1 e procedimento 2, respectivamente.

Para as freqüências espaciais mais altas, 8 e 10 cpg, foi visto o mesmo comportamento das freqüências espaciais anteriormente analisadas, com duas tendências de decaimento, mas desta vez ela é menos perceptível possivelmente devido à menor quantidade de respostas com boa relação sinal-ruído em baixos contrastes. Quando foi possível notar o Efeito Valberg, os dois métodos de encontrar os contrastes descritos anteriormente também foram realizados para as freqüências espaciais de 8 e 10 cpg; caso contrário, apenas o procedimento 2 foi adotado para estimar o limiar. Quando foi considerada somente a segunda tendência o contraste limiar para 8 cpg foi de 7,6% (Figura 34A) e para 10 cpg foi de 11,34% (Figura 34B). Quando foram considerados todos os valores, admitindo-se que só há uma tendência de decaimento, foram encontrados os valores de 7,88% e 12,58% para os contrastes limiares nas freqüências espaciais de 8 e 10 cpg (Figura 35A-B), respectivamente.

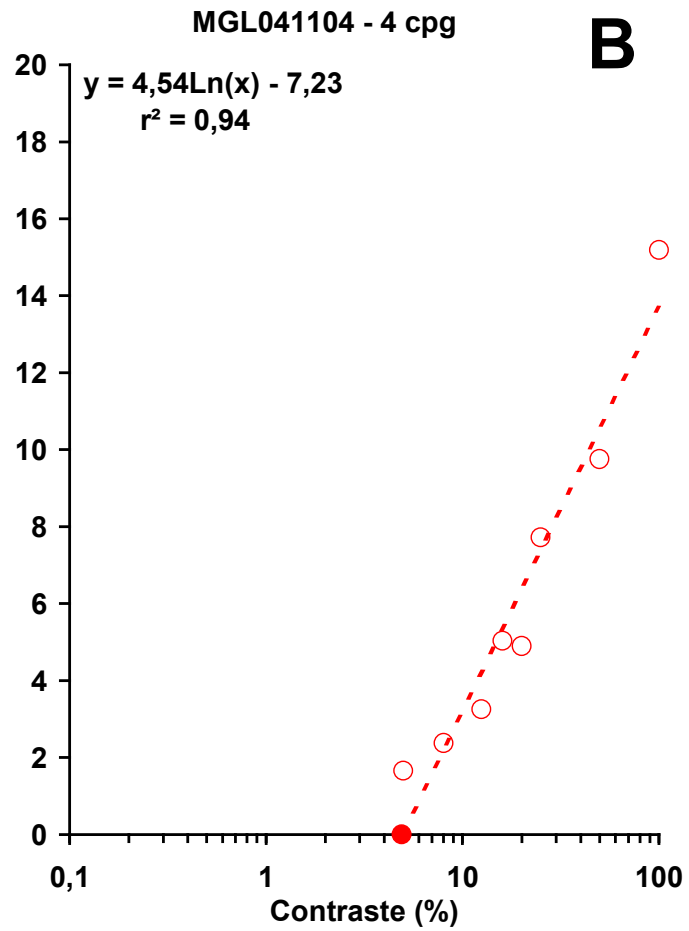
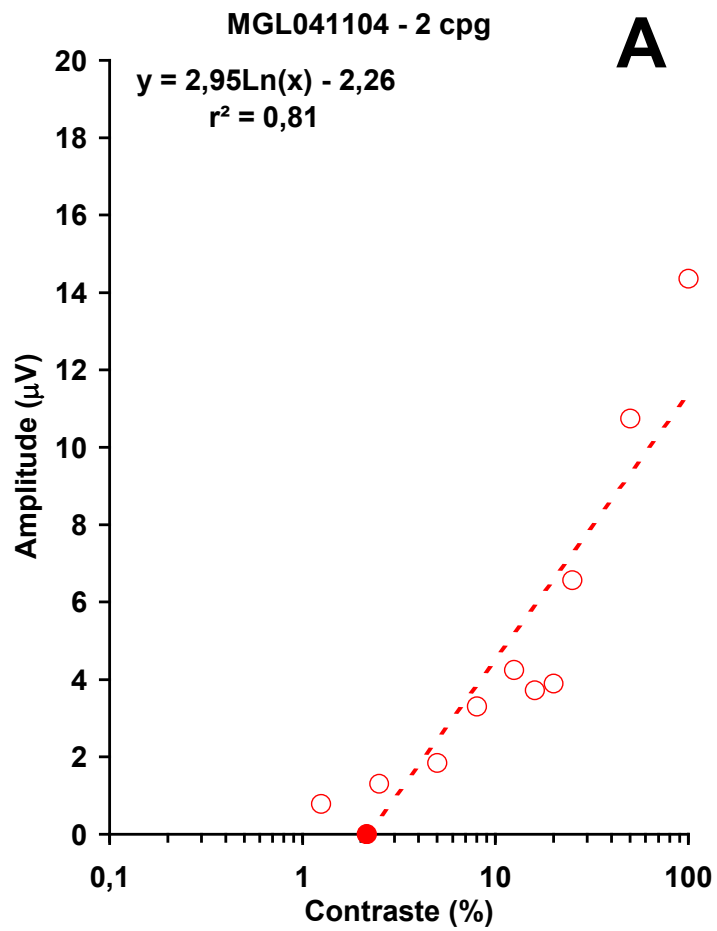


Figura 33. Continuação da análise da Figura 32. No segundo procedimento de estimativa da sensibilidade, o contraste limiar foi encontrado usando-se para a regressão todos os valores de amplitude em função do contraste, ou seja, ignorando o Efeito Valberg (círculos vermelhos vazios) (procedimento 2). Os valores de contraste limiar obtidos por esse procedimento foi de 2,15% para 2 cpg e 4,91% para 4 cpg (círculos vermelhos cheios).

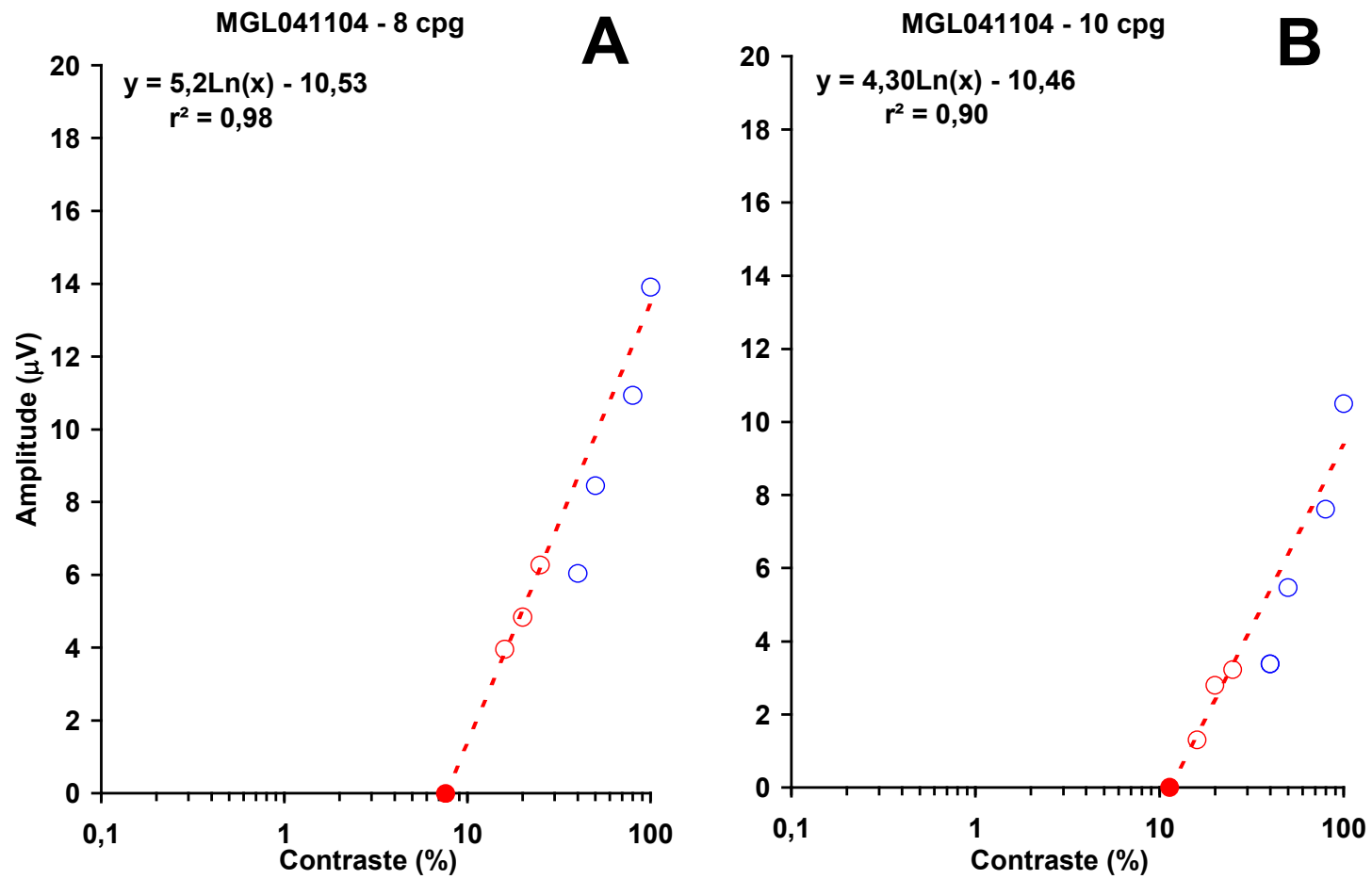


Figura 34. Determinação do contraste limiar pelo procedimento 1 para as freqüências espaciais 8 cpg, obtendo-se 7,6%, e 10 cpg, obtendo-se 11,34%. Símbolos como na Figura 32.

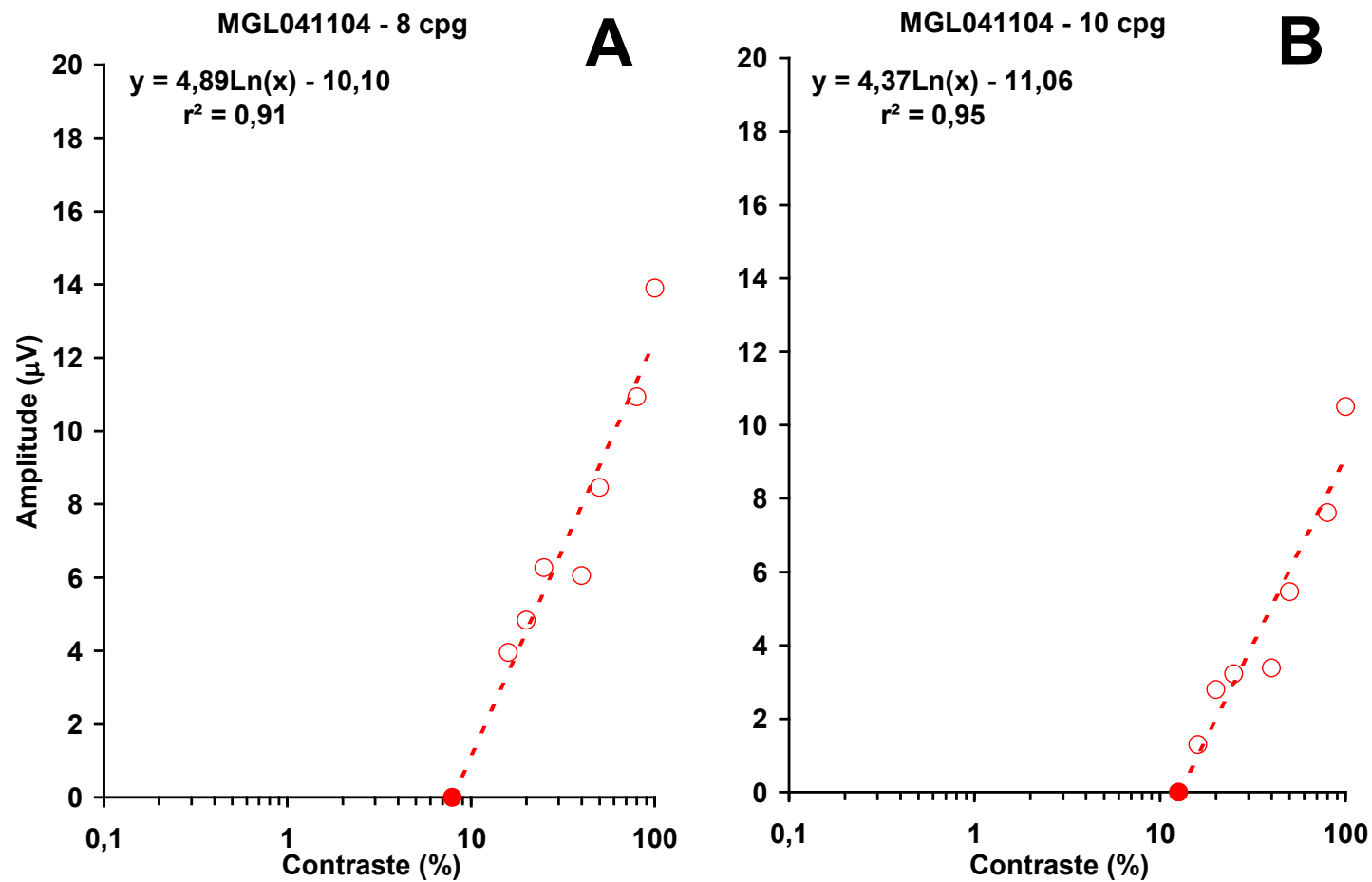


Figura 35. Determinação do contraste limiar pelo procedimento 2, obtendo-se 7,88% para 8 cpg e 12,58% para 10 cpg. Símbolos como na Figura 33.

Os valores de sensibilidade ao contraste para cada frequência espacial do indivíduo MGL041104 foram obtidos à partir do inverso do contraste limiar (Campbell & Maffei, 1973). Duas CSFs foram construídas, uma para cada procedimento de estimativa dos contrastes limiares. Na CSF com contrastes limiares obtidos pelo procedimento 1 (CSF_1), o pico de amplitude foi encontrado em 2 cpg com valor de 2,1 log (unidades logarítmicas), com diminuição da sensibilidade nas frequências espaciais maiores e menores (Figura 36A). Na CSF com contrastes limiares obtidos pelo procedimento 2 (CSF_2), observou-se maior sensibilidade em 0,8 cpg com valor de 2 log e diminuição significativa nas frequências espaciais maiores (Figura 36B). A comparação entre a CSF_1 e a CSF_2 (Figura 36C) mostra que em frequências espaciais médias e altas, a CSF_1 apresenta valores de sensibilidade ao contraste maiores que a CSF_2 .

Foi estimado também a sintonia da CSF, através da razão valor da CSF no pico / valor da CSF em 0,4 cpg. Quanto maior essa razão, maior sintonia tem a função, apresentando caráter passa-banda. Quanto menor o valor, ou seja, mais próximo de um, menos sintonia tem a CSF, apresentando caráter passa-baixa. A sintonia da CSF_1 eletrofisiológica foi de 1,24 e da CSF_2 foi de 1,18, portanto o primeiro procedimento de análise, o qual leva a menores valores de contraste limiar nas frequências intermediárias principalmente, tende a retornar funções com maior sintonia.

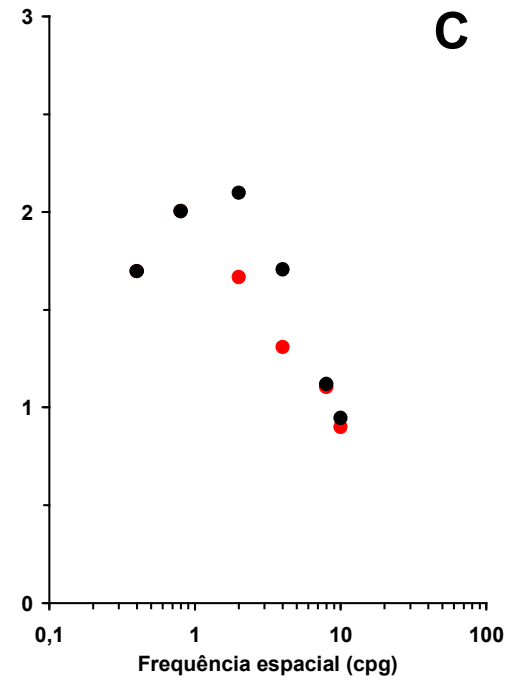
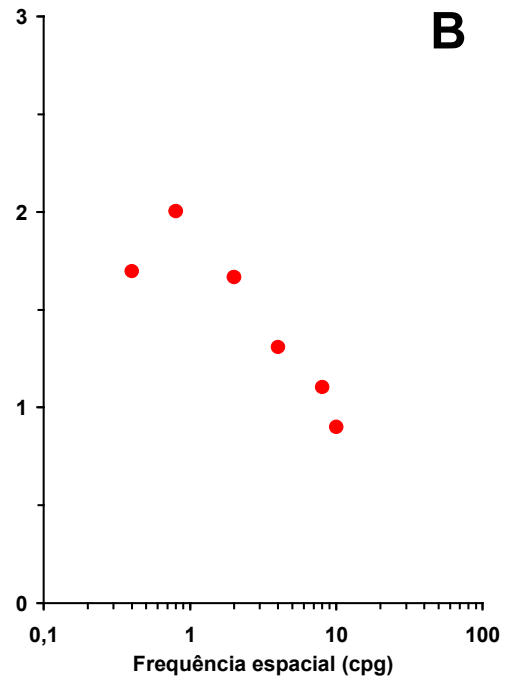
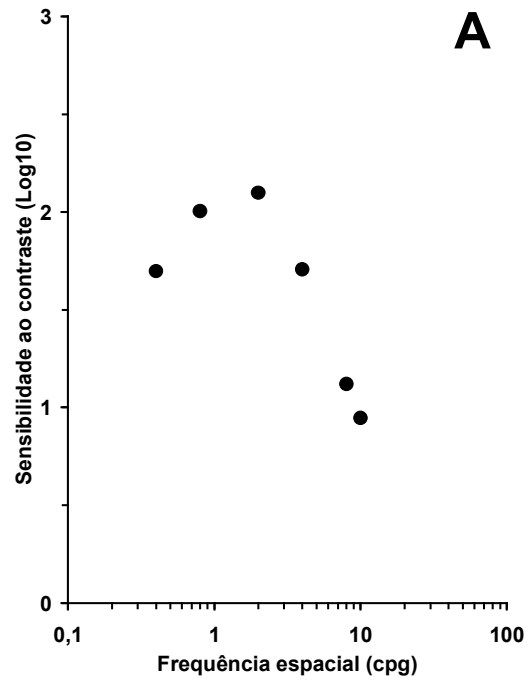


Figura 36. CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECP. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica, em que os valores de sensibilidade ao contraste nas freqüências médias e altas foram obtidos a partir de contrastes limiares estimados pelo procedimento 1. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica, em que os valores de sensibilidade ao contraste nas freqüências médias e altas foram obtidos a partir de contrastes limiares estimados pelo procedimento 2. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar para as freqüências espaciais médias e altas (círculos pretos cheios, CSF₁; círculos vermelhos cheios, CSF₂). Quando se leva em consideração o Efeito Valberg, os valores de sensibilidade ao contraste são mais altos. Notar que para a freqüência espacial mais baixa testada, as respostas a contrastes altos freqüentemente saturaram e foram desconsideradas na estimativa do contraste limiar (Figura 31).

3.1.2. Análise psicofísica

A CSF psicofísica dinâmica apresentou pico de sensibilidade ao contraste em 4 cpg com valor de 2,37 log (Figura 37A) e a CSF psicofísica estática apresentou o pico de sensibilidade ao contraste em 2 cpg com valor de 2,48 log (Figura 37B). A CSF estática mostrou comportamento passa-banda mais acentuado, devido à maior queda de sensibilidade nas frequências espaciais baixas (Figura 37C). A sintonia da CSF psicofísica dinâmica foi de 1,11 e da CSF psicofísica estática foi de 1,31. Esse efeito é bem conhecido na literatura, refletindo uma diminuição da sensibilidade em frequências espaciais baixas quando a estimulação é estática (Robson, 1966).

3.1.3. Comparação da análise eletrofisiológica e psicofísica

As CSF eletrofisiológicas foram comparadas com a CSF psicofísica dinâmica na Figura 31. Tanto a CSF₁ (Figura 38A) quanto a CSF₂ (Figura 38B) mostraram sensibilidade ao contraste menor que a CSF psicofísica dinâmica em todas as frequências espaciais testadas. Para a comparação das CSF eletrofisiológicas e psicofísica dinâmica foi estimado o coeficiente de correlação linear (r^2), obtendo-se entre a CSF₁ e a CSF psicofísica dinâmica para o indivíduo MGL041104 o valor de 0,53 (Figura 39A) e entre a CSF₂ eletrofisiológica e a CSF psicofísica dinâmica, 0,21 (Figura 39B).

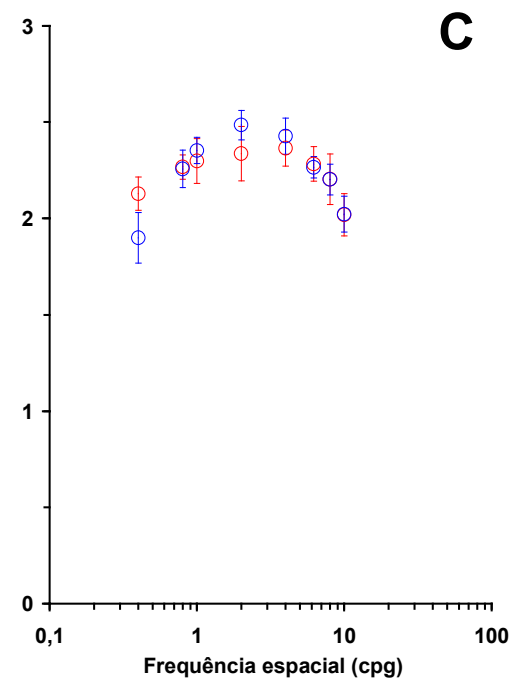
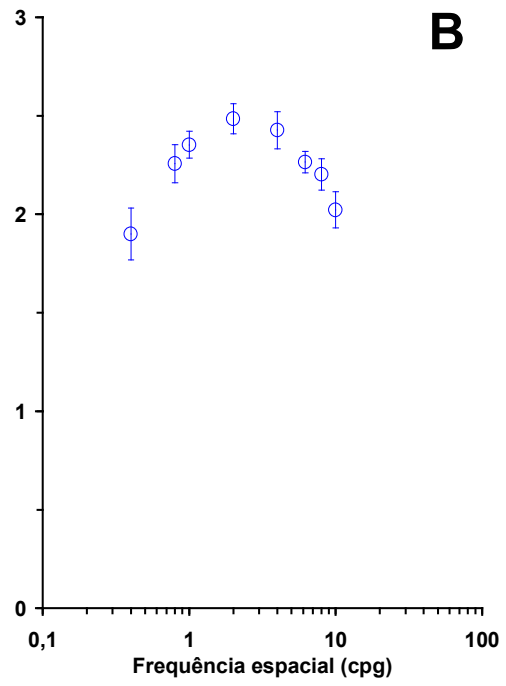
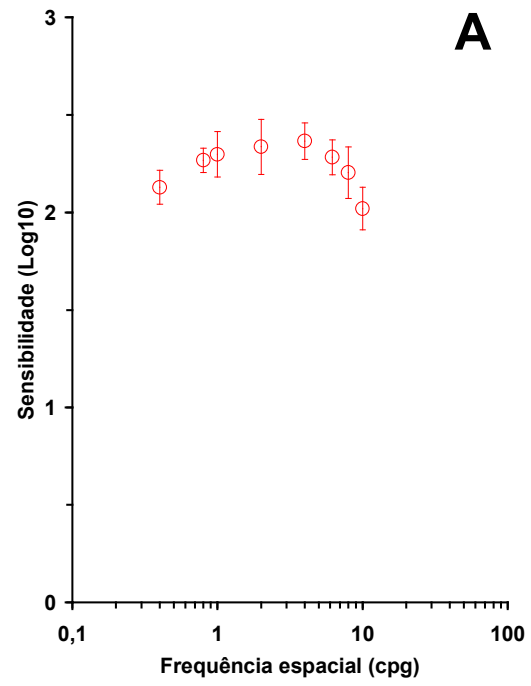


Figura 37. CSF obtida por métodos psicofísicos. Círculos e barras são, respectivamente, médias e desvios padrões para seis limiares encontrados em cada frequência espacial. **(A)** CSF dinâmica, obtida com estímulo alternando de fase por 180° na frequência temporal de 1 Hz (frequência do fundamental; notar, porém, que a forma de onda temporal é quadrada e, assim, compreende harmônicos ímpares de ordem maior do que a fundamental). Esse estímulo é semelhante ao usado eletrofisiologicamente para obter as CSFs da Figura 36. **(B)** CSF estática, obtida com estímulos estáticos na tela (porém, como o indivíduo é livre para movimentar os olhos, é sempre possível que algum elemento dinâmico do movimento da imagem na retina influencie os valores de sensibilidade ao contraste estimados). **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos (círculos vermelhos vazios, CSF psicofísica dinâmica; círculos azuis vazios, CSF psicofísica estática). Observar que nas frequências espaciais baixas, a CSF psicofísica dinâmica apresenta valores de sensibilidade ao contraste maiores do que a estática.

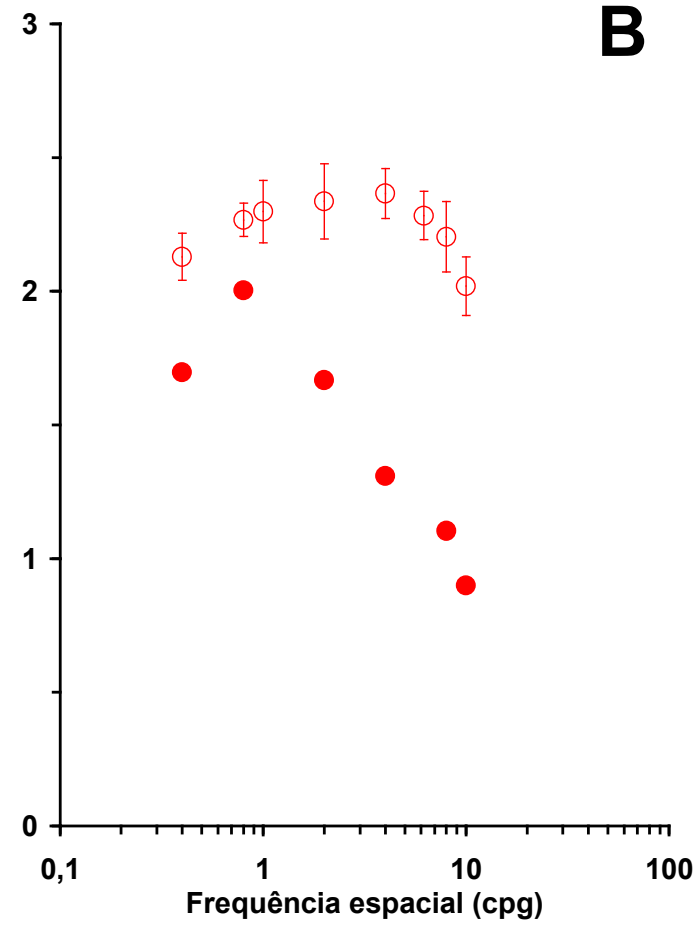
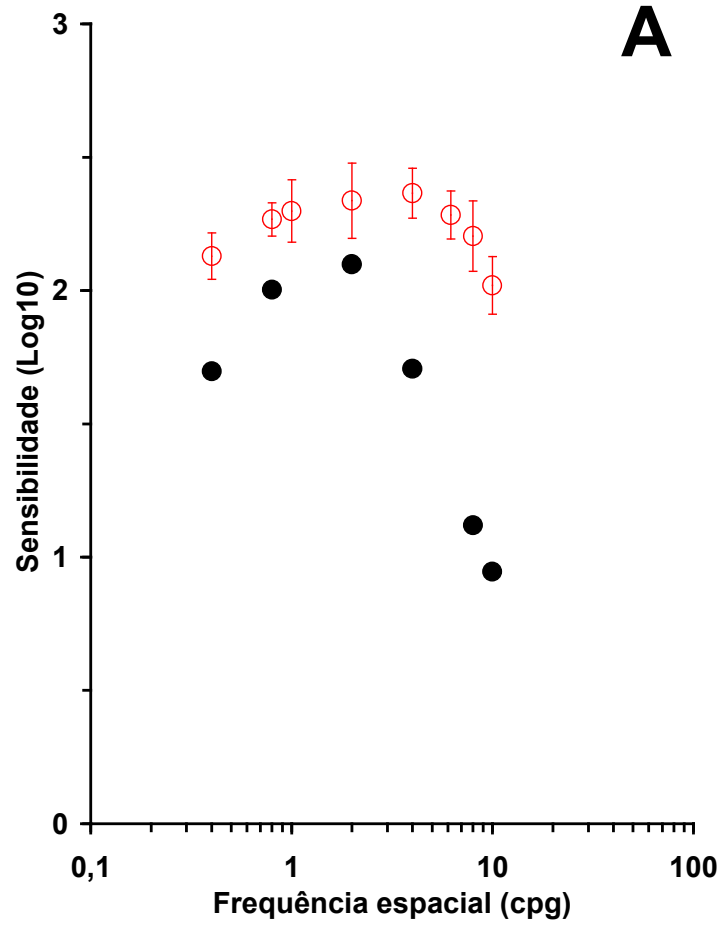


Figura 38. Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**). Uma questão importante na eletroencefalografia de eventos consiste na correlação dos resultados obtidos com aqueles provindos de experimentos psicofísicos. (**A**) Comparação da CSF psicofísica dinâmica (círculos vermelhos vazios) com a CSF₁ eletrofisiológica (círculos pretos cheios). (**B**) Comparação da CSF psicofísica dinâmica (círculos vermelhos vazios) com a CSF₂ eletrofisiológica (círculos vermelhos cheios). Para o indivíduo escolhido nessas ilustrações (Figuras 31-37), a CSF psicofísica apresentou valores mais altos que os da CSF eletrofisiológica obtida em ambos os procedimentos de análise, embora a CSF₁ eletrofisiológica esteja mais próxima da psicofísica dinâmica. Entretanto, resultados diferentes foram obtidos com outros sujeitos, mostrando uma maior correlação entre os valores da psicofísica dinâmica e do VECP (ver valores médios dos seis indivíduos estudados, os resultados dos quais estão ilustrados nas Figura 55). Círculos e barras são, respectivamente, médias e desvios padrões para seis limiares encontrados em cada frequência espacial no paradigma psicofísico.

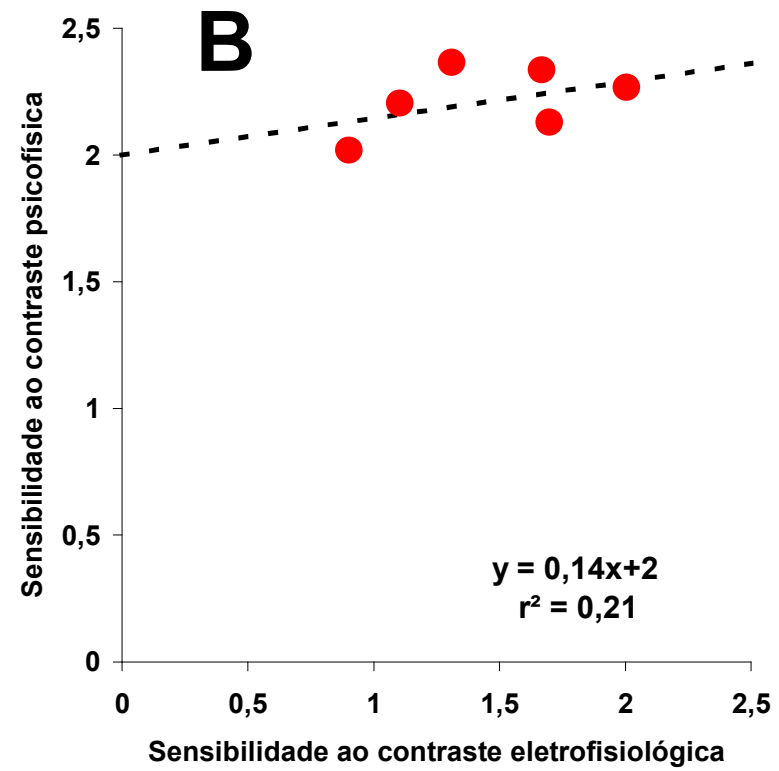
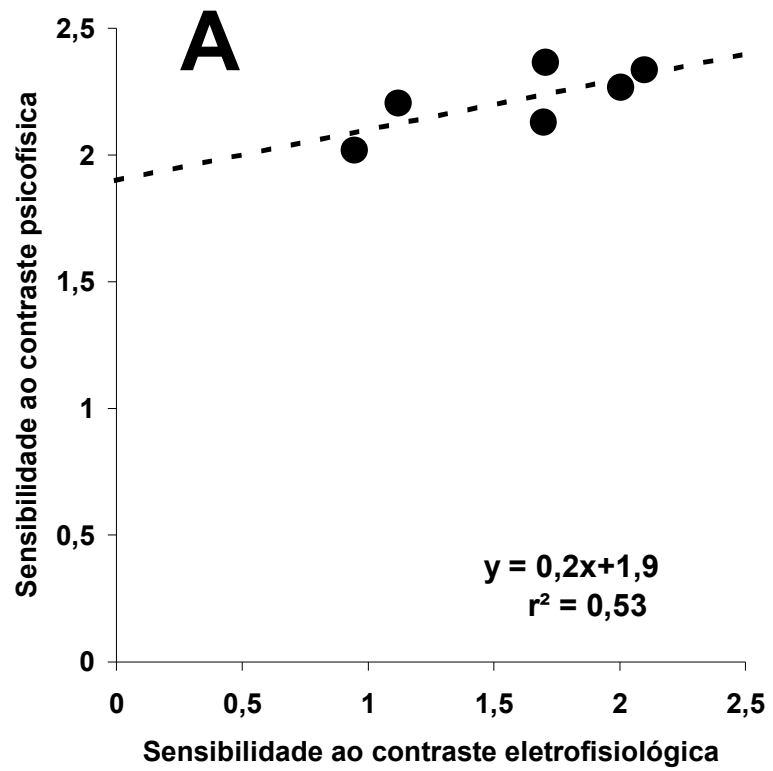


Figura 39. Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (**A**) e 2 (**B**). Para o indivíduo ilustrado, os valores obtidos psicofisicamente são sempre maiores que os eletrofisiológicos (mas ver Figura 56 para os resultados médios dos seis indivíduos estudados).

As CSF eletrofisiológicas foram comparadas com a CSF psicofísica estática na Figura 39. Tanto a CSF₁ (Figura 40A) quanto a CSF₂ (Figura 40B) mostraram sensibilidade ao contraste menor que a CSF psicofísica estática em todas as frequências espaciais testadas. O r^2 entre a CSF₁ eletrofisiológica e a CSF psicofísica estática foi de 0,27 (Figura 41A) e entre a CSF₂ eletrofisiológica e a CSF psicofísica estática foi de 0,03 (Figura 41B).

De uma forma geral, tanto a CSF psicofísica estática quanto a dinâmica apresentou valores mais altos que a CSF eletrofisiológica obtida por ambos os procedimentos de análise, embora a CSF₁ eletrofisiológica esteja mais correlacionada com a CSF psicofísica dinâmica.

3.2. ANÁLISE NÍVEL 2: DISPERSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS SEIS INDIVÍDUOS ESTUDADOS

3.2.1. Análise eletrofisiológica

Entre os indivíduos da amostra, a latência do componente P100, em geral, diminuiu em função do contraste (Figura 42A-F), sendo que as maiores variabilidades entre os valores ocorreram nos contrastes mais baixos e nas frequências espaciais de 2 e 4 cpg (Figura 42C-D). Os menores valores de latência foram encontrados nas frequências espaciais de 2 e 4 cpg (Figura 42C-D) e os maiores, geralmente, nas frequências espaciais maiores, especialmente em 10 cpg (Figura 42F).

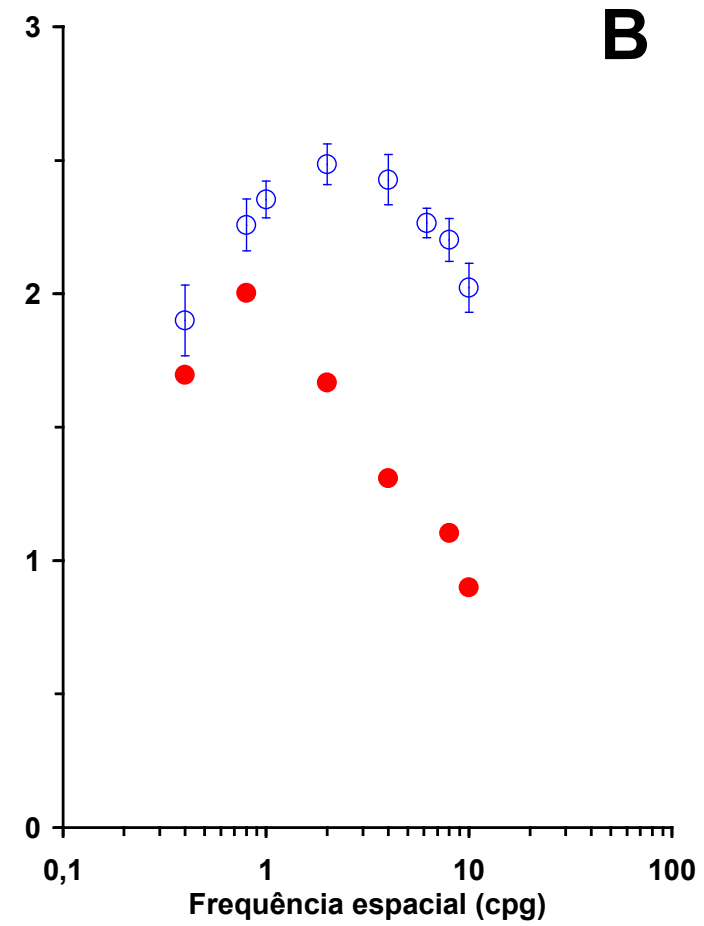
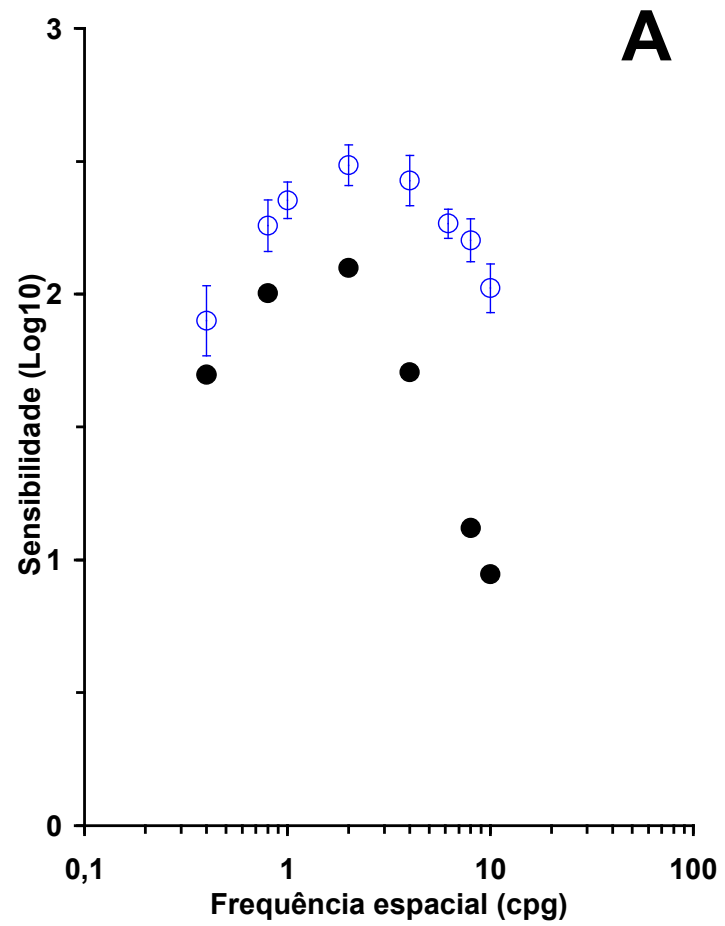


Figura 40. Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**). Comparar os resultados do indivíduo escolhido para ilustração com os valores médios dos seis indivíduos estudados (Figura 57). Círculos e barras são, respectivamente, médias e desvios padrões para seis limiares encontrados em cada frequência espacial no paradigma psicofísico.

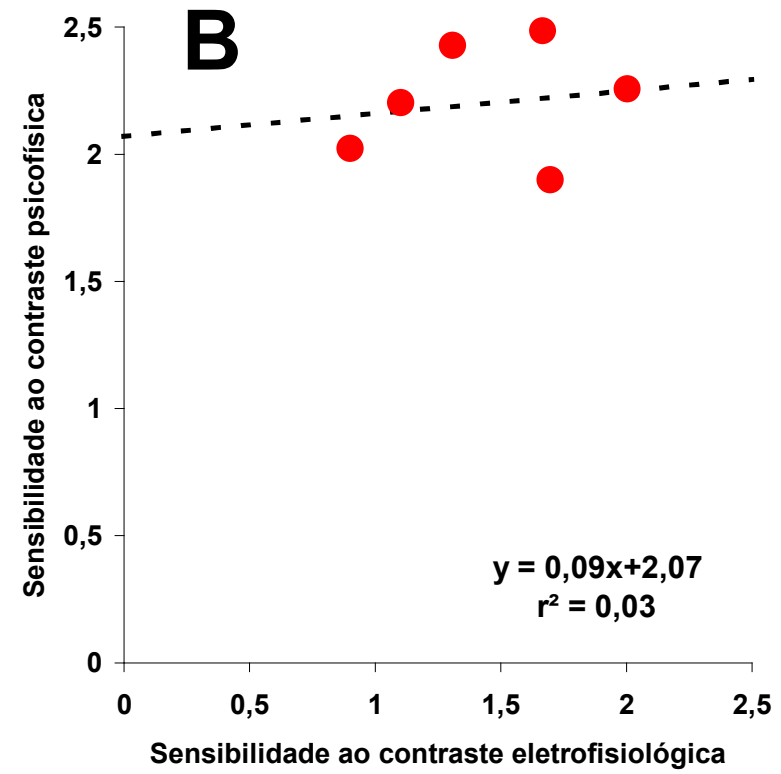
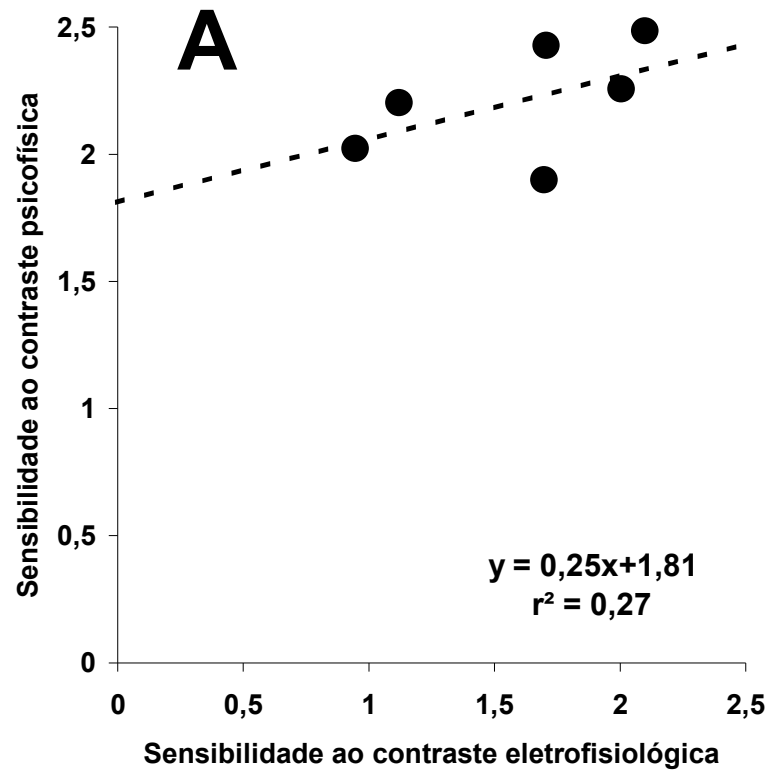


Figura 41. Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último com estimativas pelos procedimentos 1 (**A**) e 2 (**B**). Comparar os resultados do indivíduo escolhido para ilustração com os valores médios dos seis indivíduos estudados (Figura 58).

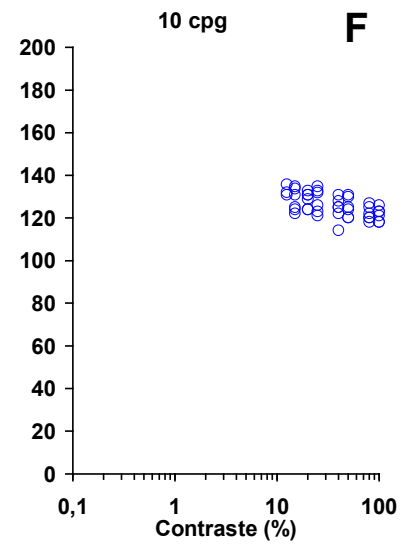
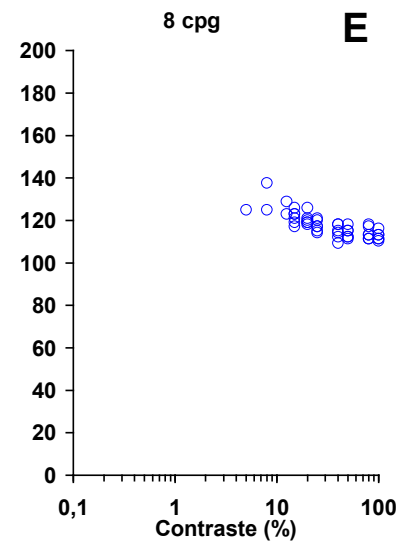
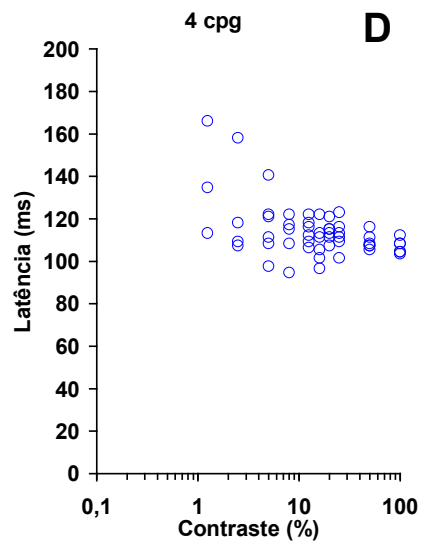
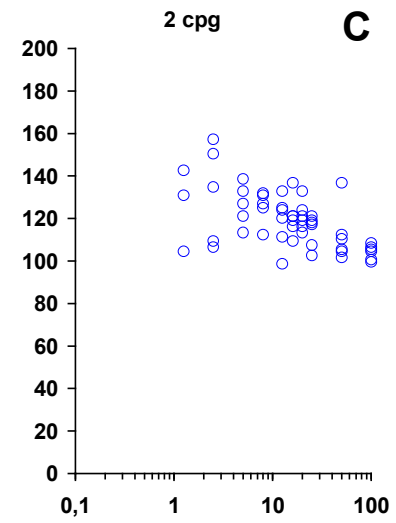
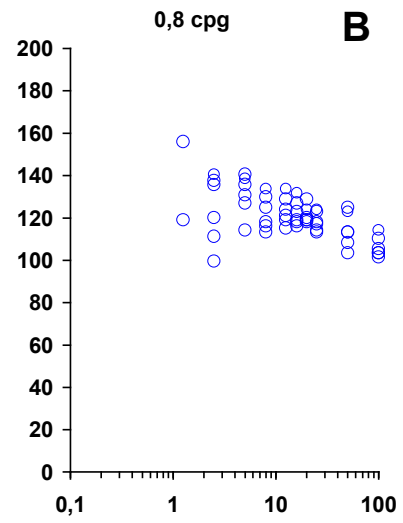
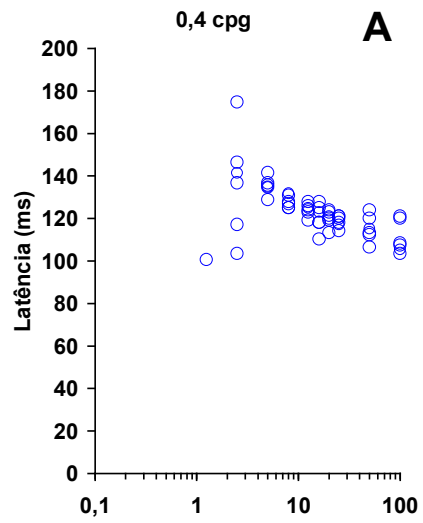


Figura 42. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos estudados, da latência do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. A maior variação ocorreu nas freqüências espaciais médias para os contrastes baixos. De uma forma geral, houve uma tendência de diminuição da latência em função do contraste em todas as freqüências espaciais.

Para analisar a variação da amplitude de P100 foram realizadas duas abordagens. Na primeira, foi considerado o valor absoluto da amplitude de cada indivíduo (Figura 43A-F) e na segunda foi realizada uma normalização dos valores de amplitude nos diversos contrastes, dentro de cada frequência espacial, para cada indivíduo, consistindo no cálculo da razão de cada amplitude pelo maior valor de amplitude apresentado em cada frequência espacial (Figura 44A-F). Dessa forma, a variação da amplitude do VECP da amostra é avaliada partindo-se do máximo de cada indivíduo, não levando em consideração as diferenças de resposta entre os indivíduos.

Uma grande variação foi observada nos resultados da análise com amplitudes absolutas em contrastes altos (Figura 43A-F), enquanto a análise da amplitude relativa diminuiu consideravelmente a variabilidade dos dados (Figura 44A-F). De uma forma geral, houve uma tendência de aumento da amplitude em função do contraste em todas as frequências espaciais. Afora as duas não linearidades já mencionadas, que ocorrem nos contrastes altos, ou seja, saturação nas frequências espaciais baixas e aumento não linear da resposta nas frequências espaciais intermediárias e altas (Efeito Valberg), em ambas as abordagens de avaliação pode ser visto que o decaimento da resposta com a diminuição do contraste é linear em todas as frequências espaciais (Figura 44A-F).

Na avaliação da dispersão dos valores de sensibilidade ao contraste eletrofisiológicas nas frequências espaciais testadas, o procedimento 1 geralmente retorna valores maiores de sensibilidade nas frequências espaciais que apresentaram o Efeito Valberg (Figura 45A-C).

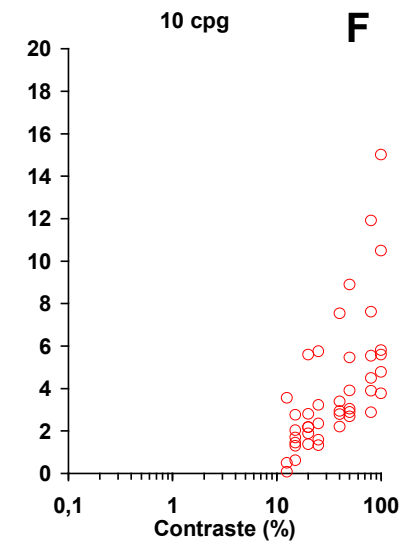
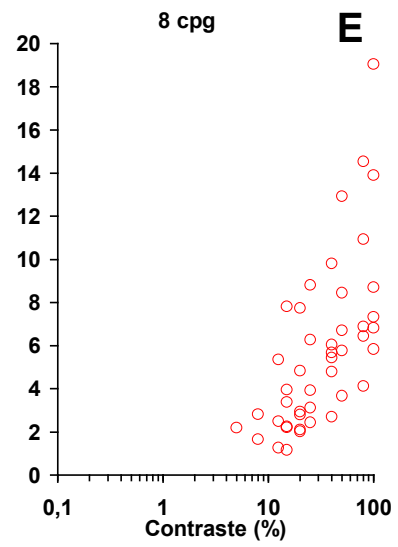
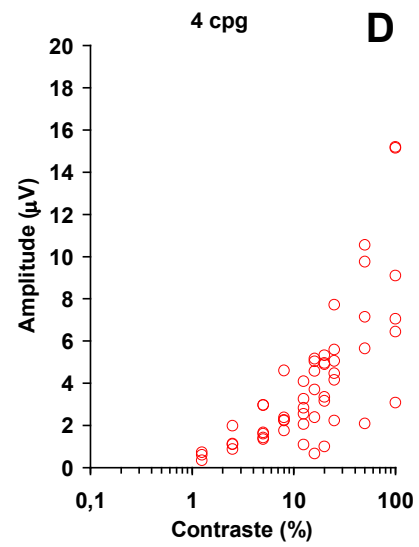
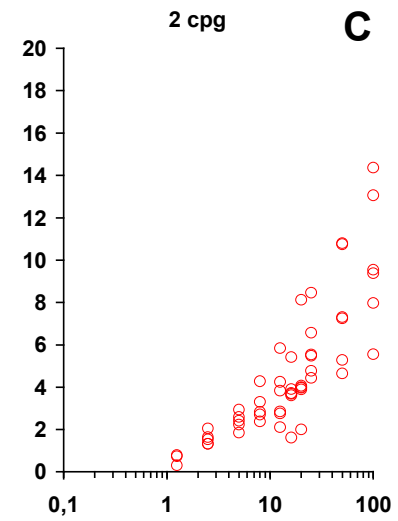
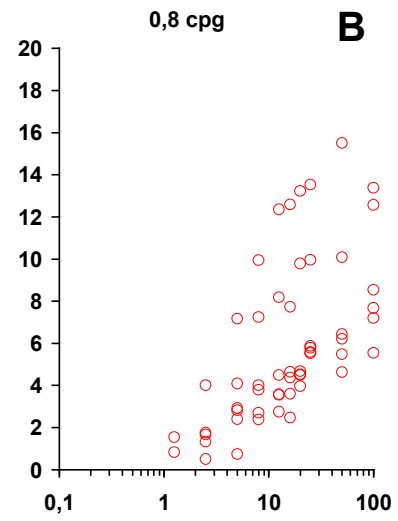
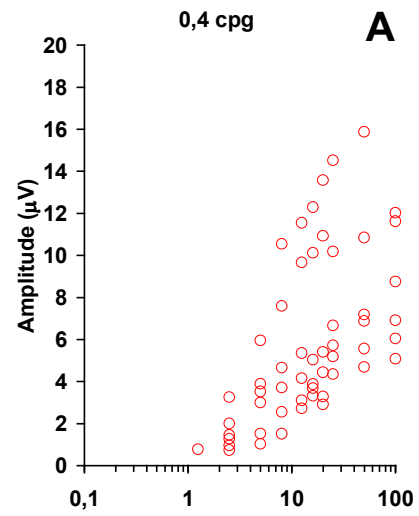


Figura 43. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos, da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. A maior variação ocorreu nas freqüências espaciais baixas. De uma forma geral, houve uma tendência de aumento da amplitude em função do contraste em todas as freqüências espaciais.

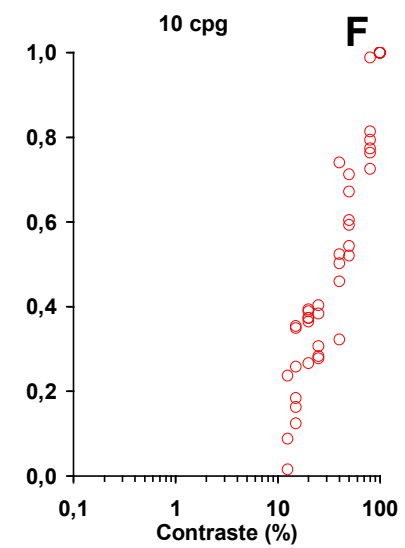
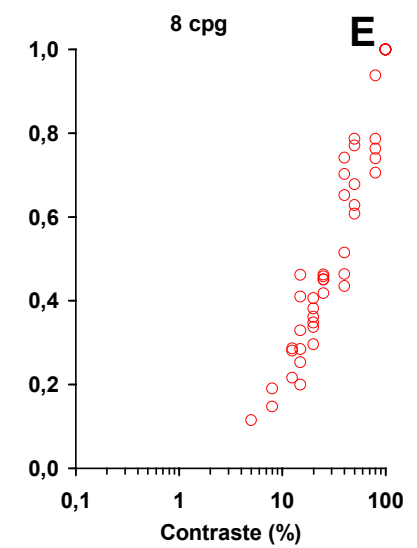
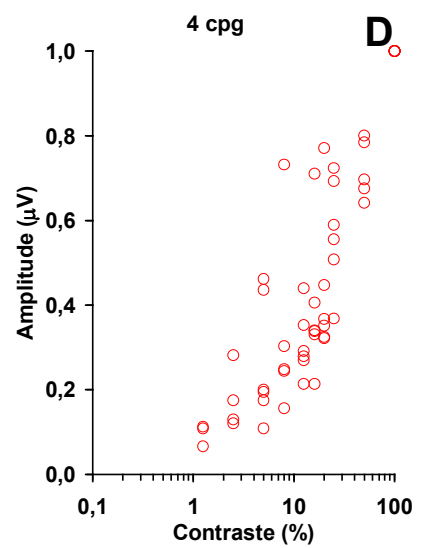
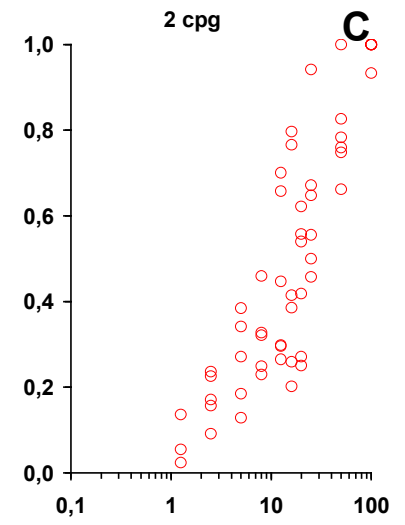
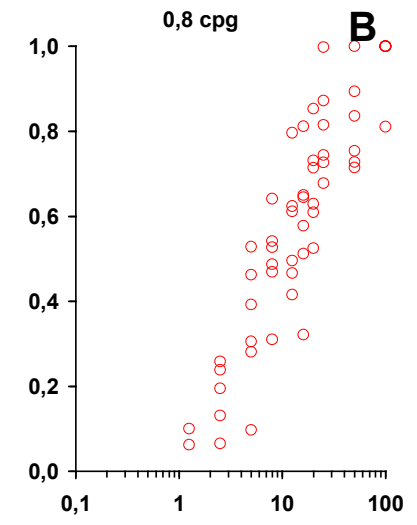
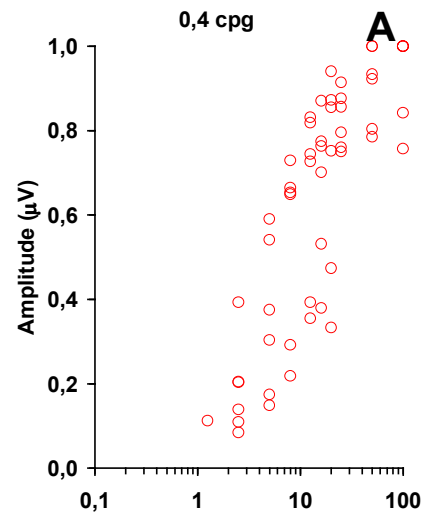


Figura 44. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos, da amplitude relativa do componente P100 do VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. A amplitude foi calculada para cada indivíduo, separadamente, em relação à maior resposta dentro da gama de contraste testados, em cada freqüência espacial. Esse procedimento diminui consideravelmente a variabilidade dos dados (comparar com a Figura 43).

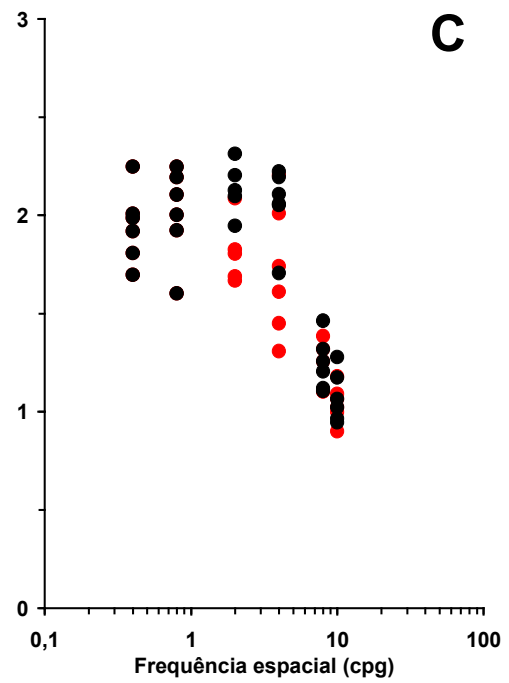
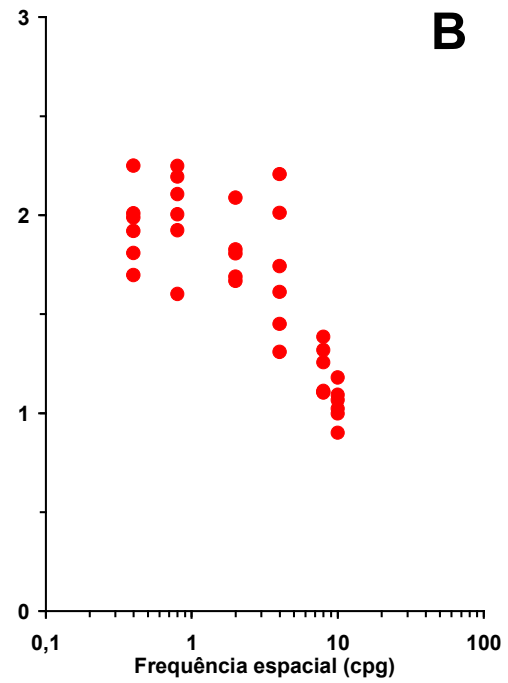
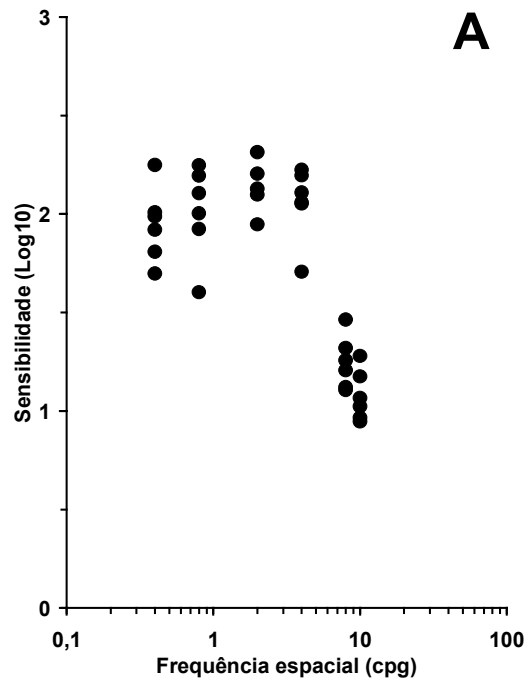


Figura 45. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos estudados, dos valores de sensibilidade ao contraste obtidos eletrofisiologicamente, usando-se os dois procedimentos de estimativa dos contrastes limiares. **(A)** CSF_1 eletrofisiológica. **(B)** CSF_2 eletrofisiológica. **(C)** Comparação dos dois procedimentos para estimar a CSF (círculos pretos cheios, CSF_1 ; círculos vermelhos cheios, CSF_2). Notar que, nas frequências médias e altas, o procedimento 1 geralmente retorna valores maiores de sensibilidade ao contraste.

3.2.2. Análise psicofísica

A CSF psicofísica dinâmica (Figura 46A) apresentou menor variação dentro da amostra em relação à CSF psicofísica estática (Figura 46B), além de apresentar menor queda da sensibilidade em baixas frequências espaciais que a CSF psicofísica estática (Figura 46C). A menor variabilidade para a CSF psicofísica dinâmica pode ser atribuída ao conteúdo temporal do padrão de estimulação.

3.3. ANÁLISE NÍVEL 3: MÉDIAS E DESVIOS PADRÕES DOS RESULTADOS OBTIDOS NOS SEIS INDIVÍDUOS ESTUDADOS

3.3.1. Análise eletrofisiológica

A análise da variação dos valores médios de latência do componente P100 em função do contraste, mostrou que geralmente as respostas mais rápidas (de menor latência) foram encontradas nas frequências espaciais de 2 e 4 cpq, enquanto nas frequências espaciais maiores e menores as respostas tornavam-se mais lentas, ou seja, a latência de P100 aumentava (Figura 47-48).

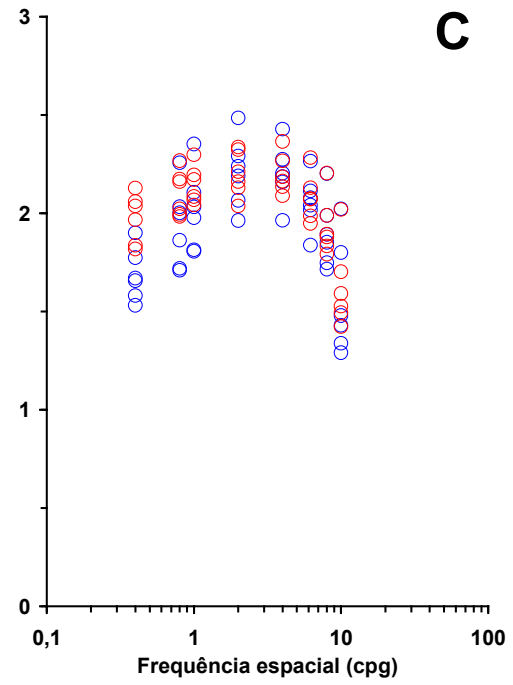
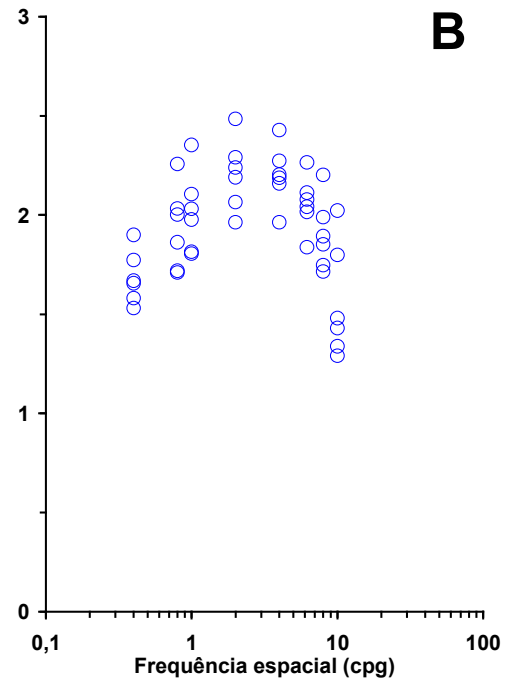
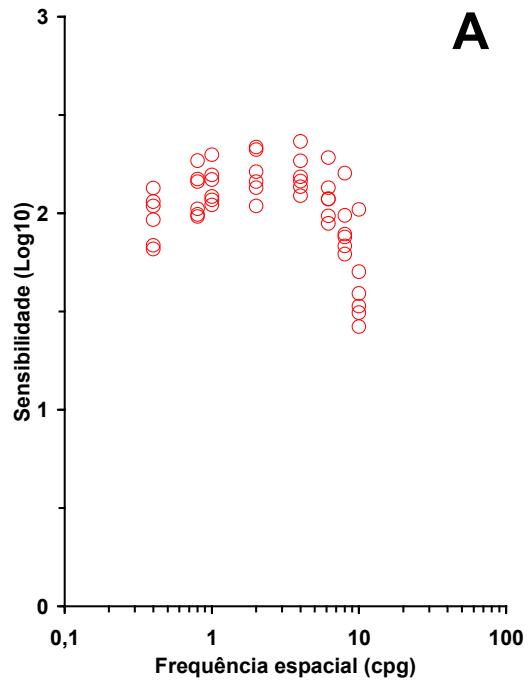


Figura 46. Gráficos de dispersão ilustrando a variação, entre os indivíduos estudados, da CSF obtida pelos dois tipos de estimulação no paradigma psicofísico. **(A)** Estimulação dinâmica, 1 Hz. **(B)** Estimulação estática. **(C)** Comparação entre os dois grupos de resultados (círculos vermelhos vazios, CSF psicofísica dinâmica; círculos azuis vazios, CSF psicofísica estática). Nas frequências espaciais mais baixas, a CSF psicofísica dinâmica apresenta valores mais altos que a CSF psicofísica estática.

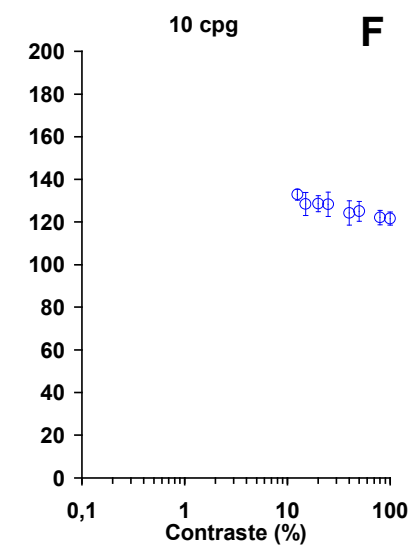
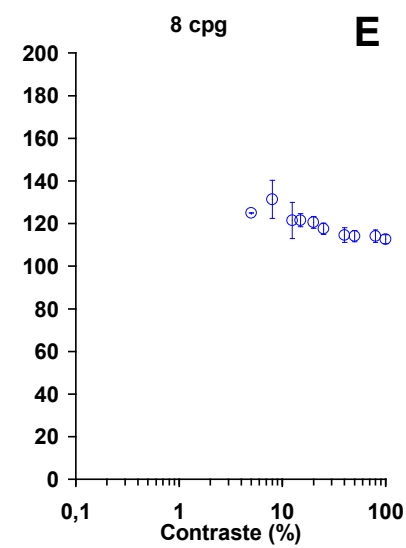
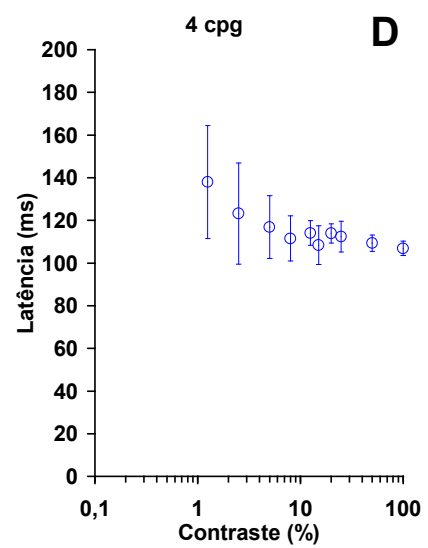
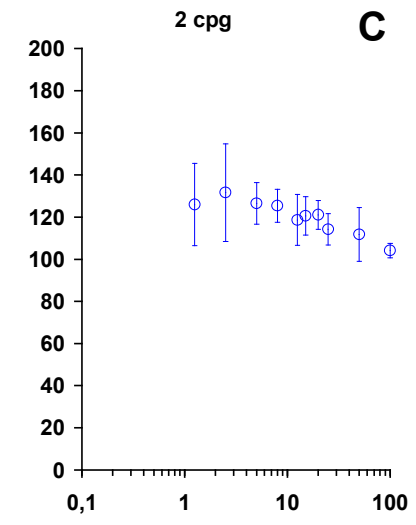
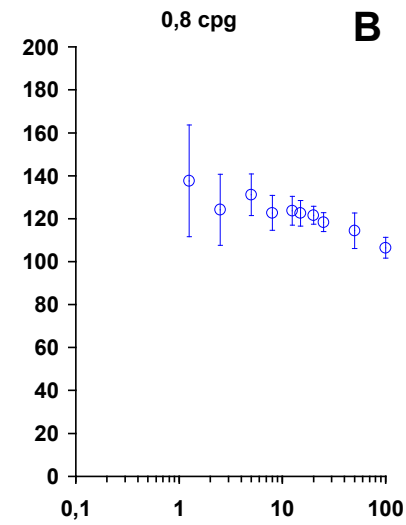
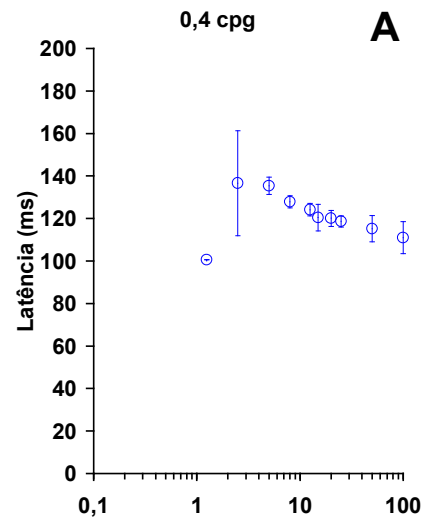


Figura 47. Médias e desvios padrões da latência do componente P100 do VECP em função do contraste para os seis indivíduos testados. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 1,25%. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 5%. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. De uma forma geral, observou-se diminuição da latência em função do contraste.

Latência x Frequência espacial x Contraste

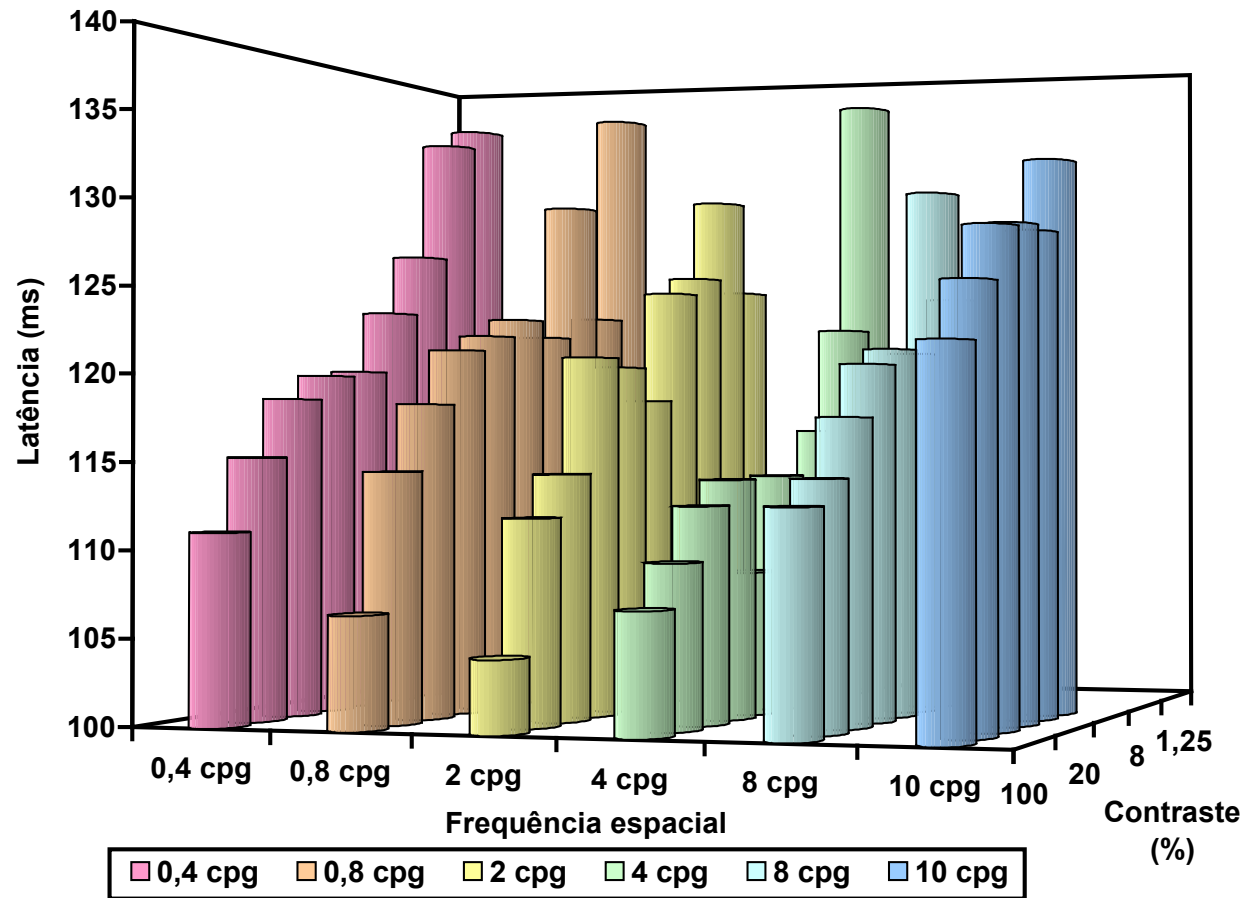


Figura 48. Variação da média da latência do componente P100 do VECF em função do contraste nas seis frequências espaciais testadas, para ilustrar, noutra forma de visualização gráfica, que a latência é menor nas frequências espaciais médias e aumenta tanto nas frequências espaciais menores como maiores. Isso denota a característica passa banda da CSF humana.

A análise da variação da amplitude média de P100, tanto absoluta quanto relativa, em função do contraste nas diferentes freqüências espaciais mostrou que, em altos contrastes, a maior amplitude se encontra nas freqüências espaciais médias e altas, mudando tal tendência em contrastes médios e baixos, onde a amplitude é maior nas freqüências espaciais menores (Figuras 49-52). A análise das médias de amplitude mostrou as mesmas não linearidades já ilustradas tanto nos gráficos individuais como nos gráficos de dispersão. Nas freqüências espaciais baixas houve saturação da resposta com o aumento do contraste, enquanto que nas freqüências médias e altas houve um aumento não linear da resposta quando o contraste é elevado (Efeito Valberg) (Figuras 49-52). Um aspecto digno é o formato do decaimento da amplitude com o decréscimo do contraste do estímulo, o qual é ilustrado nas Figuras 50 (amplitude absoluta) e 52 (amplitude relativa). Esse decaimento segue um formato nas freqüências espaciais baixas, enquanto outro formato é observado nas freqüências espaciais médias e altas. A diferença de formatos é bem evidente nas médias de amplitude absoluta em função do contraste (Figura 49), mas ainda está presente após a normalização de amplitude (Figura 52).

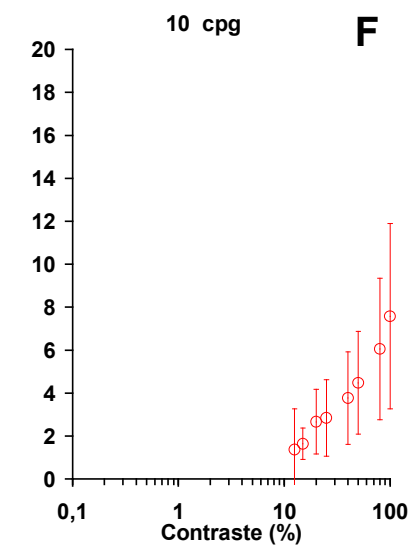
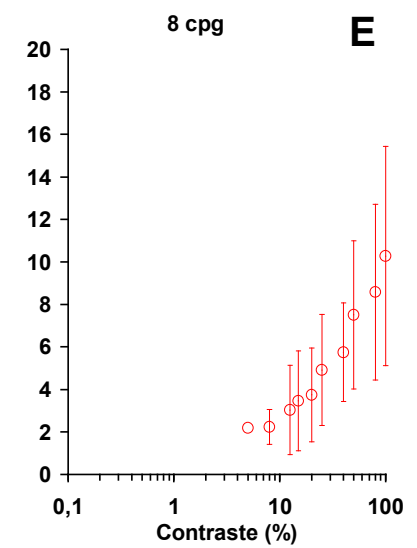
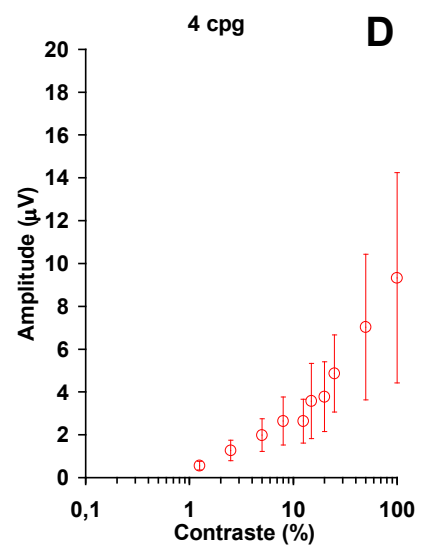
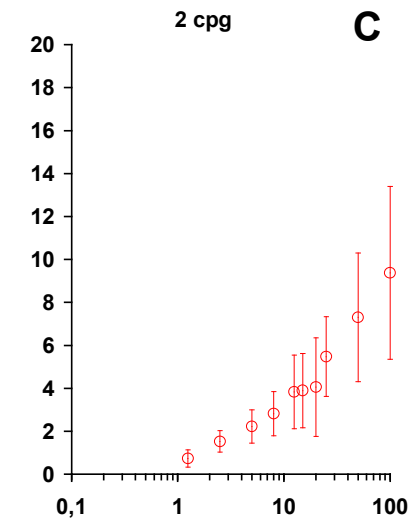
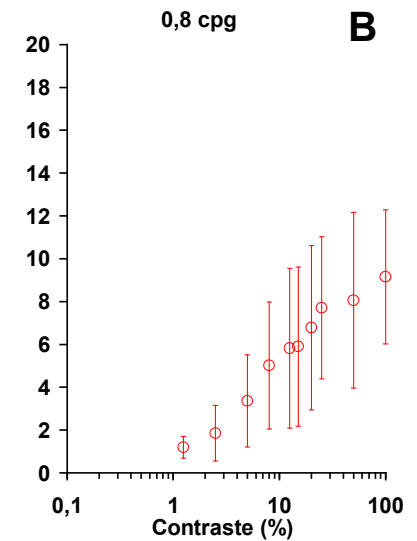
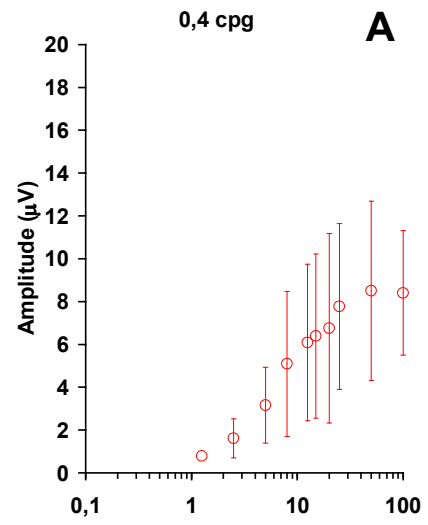


Figura 49. Médias e desvios padrões da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 1,25%. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 5%. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. De uma forma geral, foi observado aumento da amplitude em função do contraste, com saturação nos contrastes mais altos em 0,4 cpg.

Amplitude absoluta x Frequência espacial x Contraste

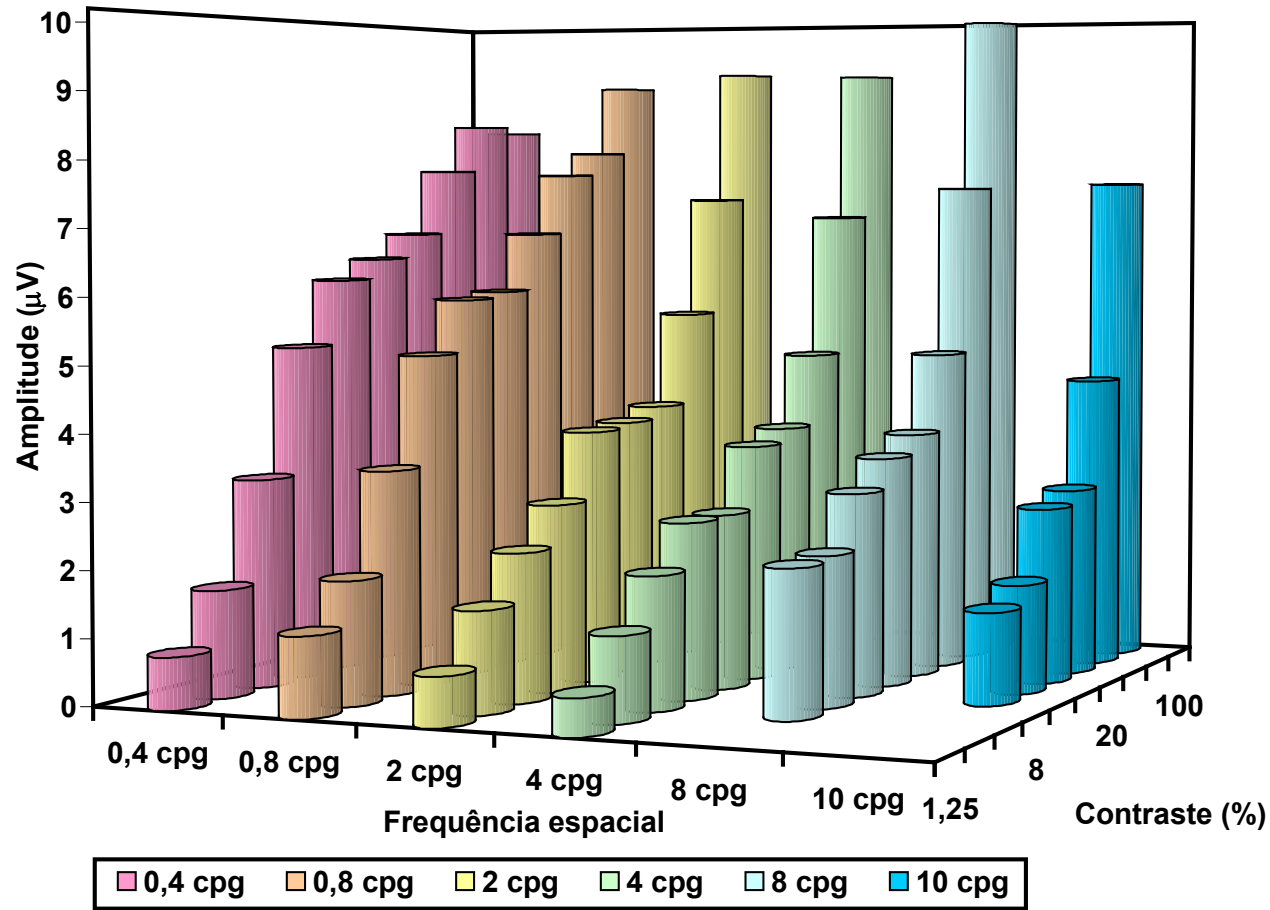


Figura 50. Variação da média da amplitude absoluta do componente P100 do VECP em função do contraste para ilustrar, noutra forma de visualização gráfica, os diferentes comportamentos da resposta nas frequências espaciais testadas. Nas frequências baixas, houve saturação da resposta com o aumento do contraste. Nas frequências médias e altas, há um aumento não linear da resposta quando o contraste é elevado (Efeito Valberg).

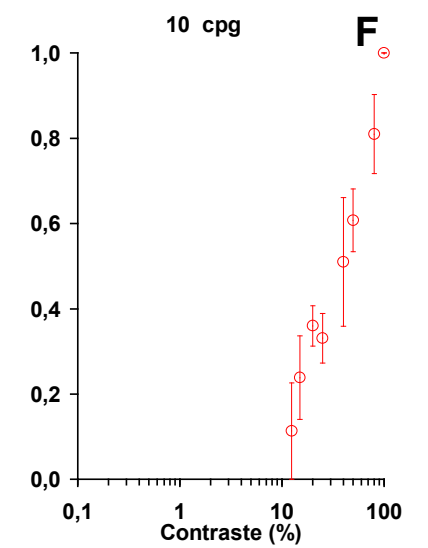
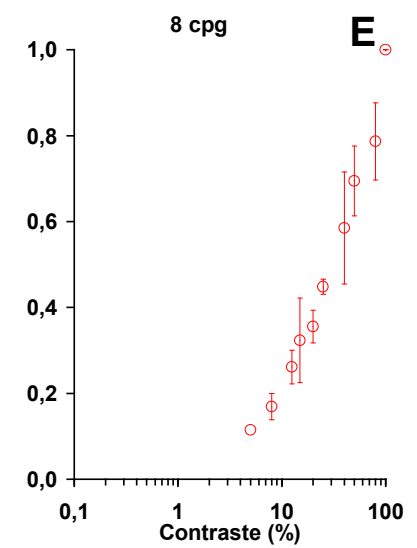
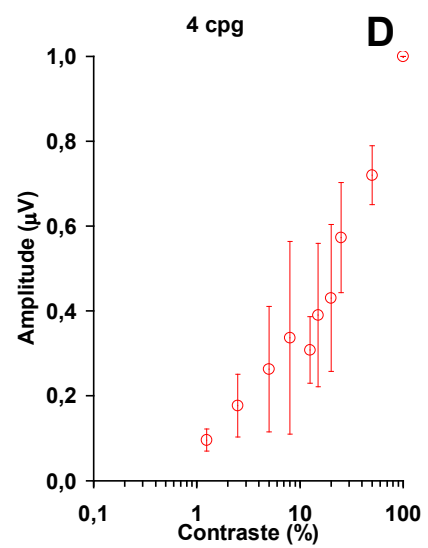
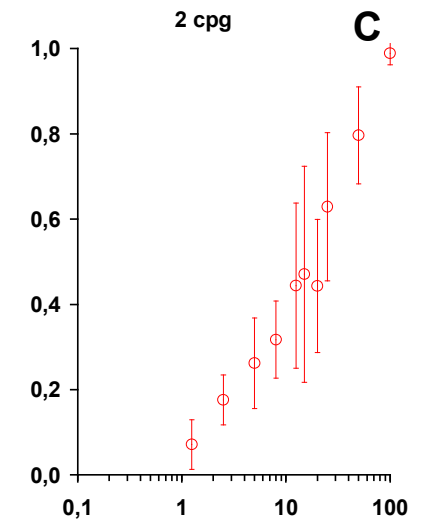
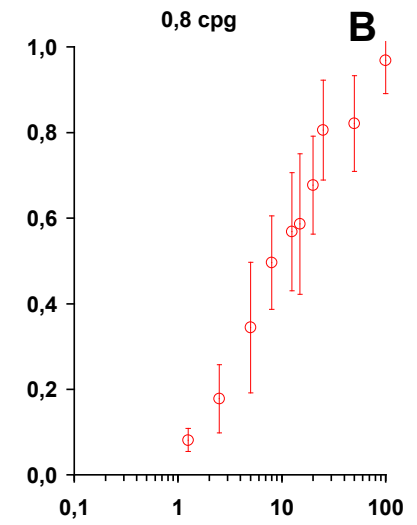
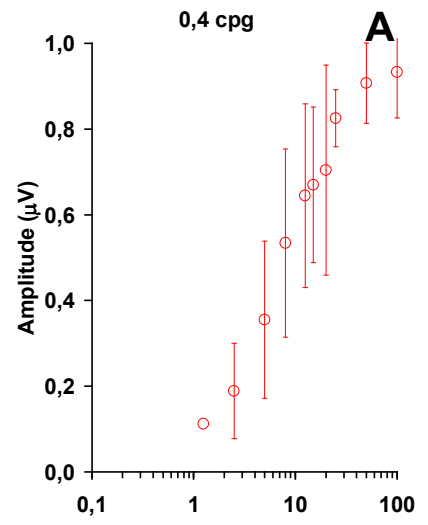


Figura 51. Médias e desvios padrões da amplitude relativa do componente P100 do VECP em função do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 1,25%. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. Apenas em um indivíduo obteve-se resposta em 5%. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg. A amplitude relativa foi calculada como descrito na Figura 44. De uma forma geral, foi observado aumento da amplitude em função do contraste, com saturação nos contrastes mais altos em 0,4 cpg. A variabilidade dos valores de amplitude relativa é menor do que de amplitude absoluta.

Amplitude relativa x Frequência espacial x Contraste

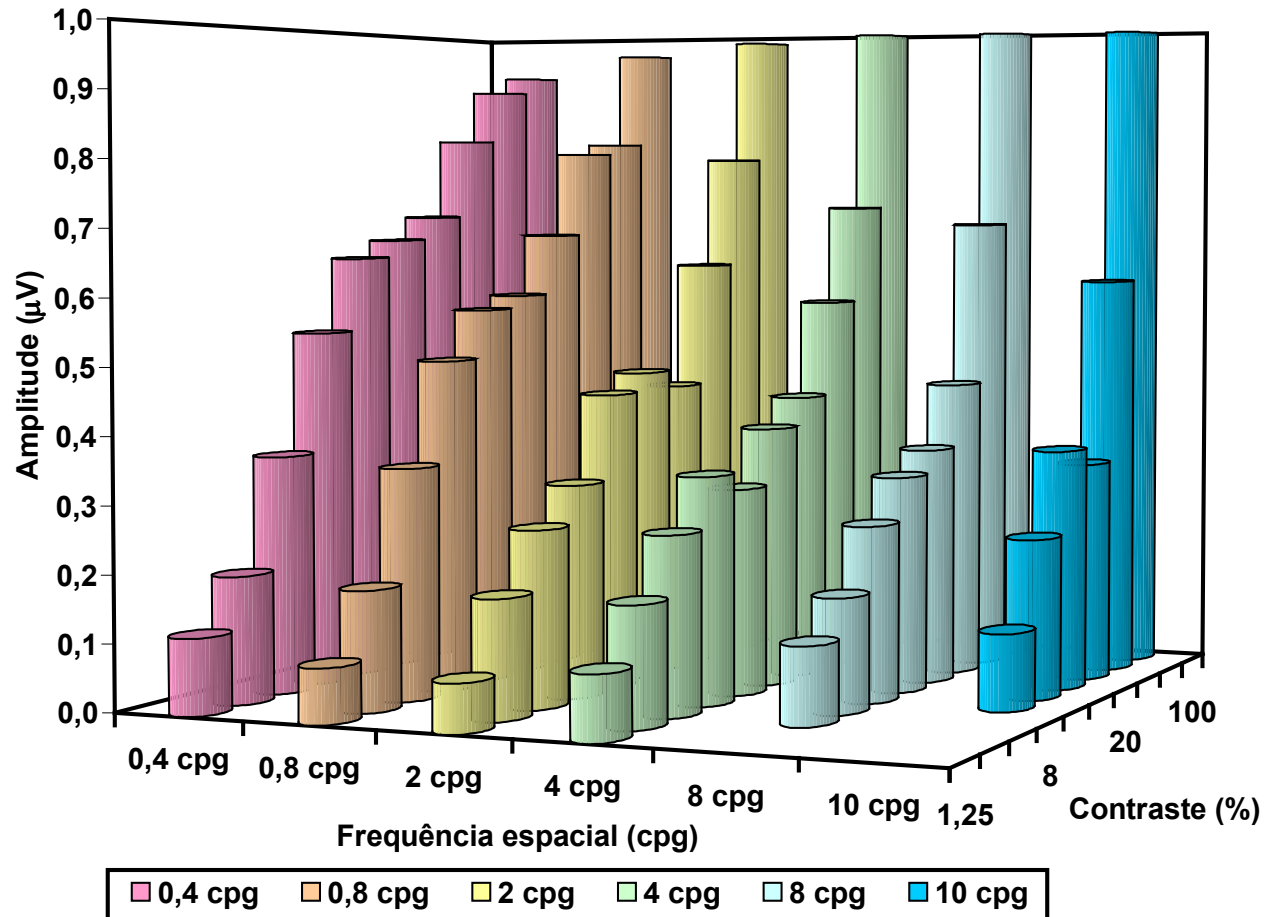


Figura 52. Variação da média da amplitude relativa do componente P100 do VECP em função do contraste para ilustrar, noutra forma de visualização gráfica, os diferentes comportamentos da resposta nas frequências espaciais testadas. Nas frequências baixas, houve saturação da resposta com o aumento do contraste. Nas frequências médias e altas, há um aumento não linear da resposta quando o contraste é elevado (Efeito Valberg). A amplitude relativa foi calculada como descrito na Figura 44.

A CSF₁ eletrofisiológica apresentou pico de sensibilidade ao contraste de $2,13 \pm 0,04$ log em 2 cpg (Figura 53). A CSF₂ eletrofisiológica mostrou pico de sensibilidade ao contraste em 0,8 cpg com o valor de $2 \pm 0,2$ log (Figura 53). A sintonia espacial para a CSF₁ e CSF₂ eletrofisiológicas foi de 1,09 e 1,03, respectivamente. Nas CSFs construídas com valores médios de amplitude em função do contraste, o procedimento 1, retorna valores mais altos de sensibilidade ao contraste nas frequências espaciais médias e altas.

3.3.2. Análise psicofísica

A CSF psicofísica dinâmica teve o pico de sensibilidade ao contraste em 4 cpg, $2,2 \pm 0,1$ log (Figura 54), enquanto o valor máximo de sensibilidade ao contraste encontrado na CSF psicofísica estática foi de $2,21 \pm 0,18$ log (Figura 54). A sintonia espacial para a CSFs psicofísica dinâmica e estática foi de, respectivamente, 1,11 e 1,31. A CSF dinâmica teve valores maiores nas frequências espaciais baixas que a CSF estática, o que resultou no caráter mais passa-baixa da primeira e mais passa-banda da última.

3.4. ANÁLISE NÍVEL 4: COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS MÉDIOS OBTIDOS ELETROFISIOLOGICAMENTE E PSICOFISICAMENTE

Nas frequências espaciais médias, onde o Efeito Valberg é considerável, a CSF₁ eletrofisiológica apresenta valores maiores que a CSF₂ eletrofisiológica e, além disso, aproxima-se mais da CSF psicofísica dinâmica do que a CSF₂ eletrofisiológica (Figura 55A-B). O r^2 entre a CSF₁ eletrofisiológica e a CSF psicofísica dinâmica teve valor de 0,81 (Figura 56A), enquanto o r^2 entre a CSF₂ eletrofisiológica e a CSF psicofísica dinâmica foi 0,59 (Figura 56B).

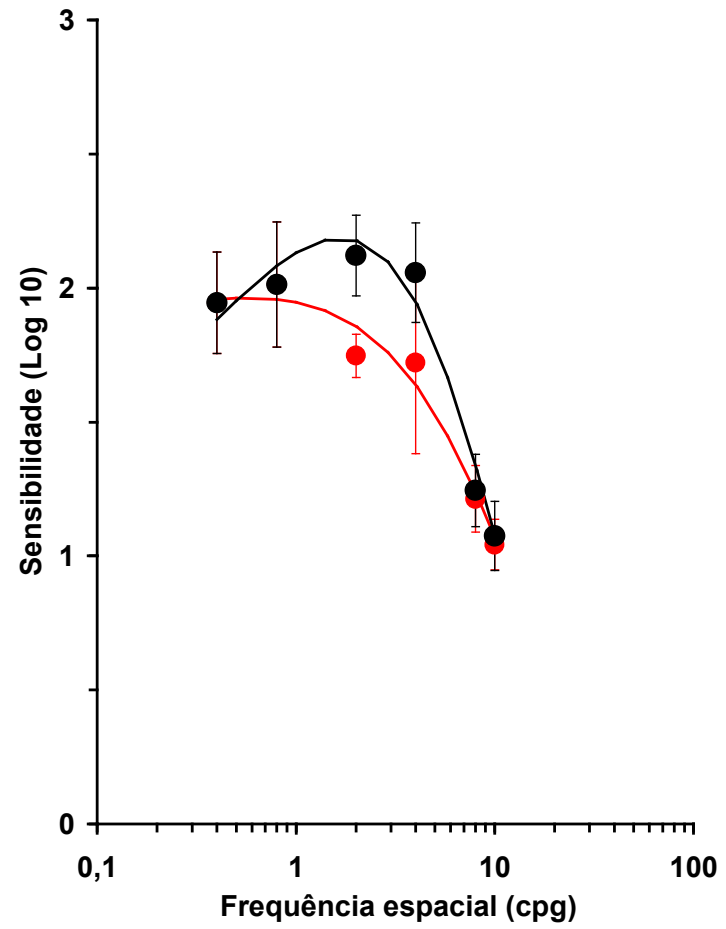


Figura 53. CSFs eletrofisiológica média. Comparação dos resultados obtidos com os dois procedimentos de análise (curva preta tracejada, CSF_1 ; curva vermelha tracejada, CSF_2). O procedimento 1, que leva em conta o Efeito Valberg, retorna valores mais altos de sensibilidade ao contraste nas frequências espaciais médias e altas. Além disso, origina uma CSF com características passa-banda mais nítidas. As médias e desvios padrões foram obtidos a partir dos valores de sensibilidade ao contraste de cada indivíduo testado ($n = 5$ para 2 cpg; $n = 6$ para as outras cinco frequências espaciais). Os valores foram ajustados com funções do tipo dupla exponencial, com a forma (ver material e métodos para descrição dos parâmetros).

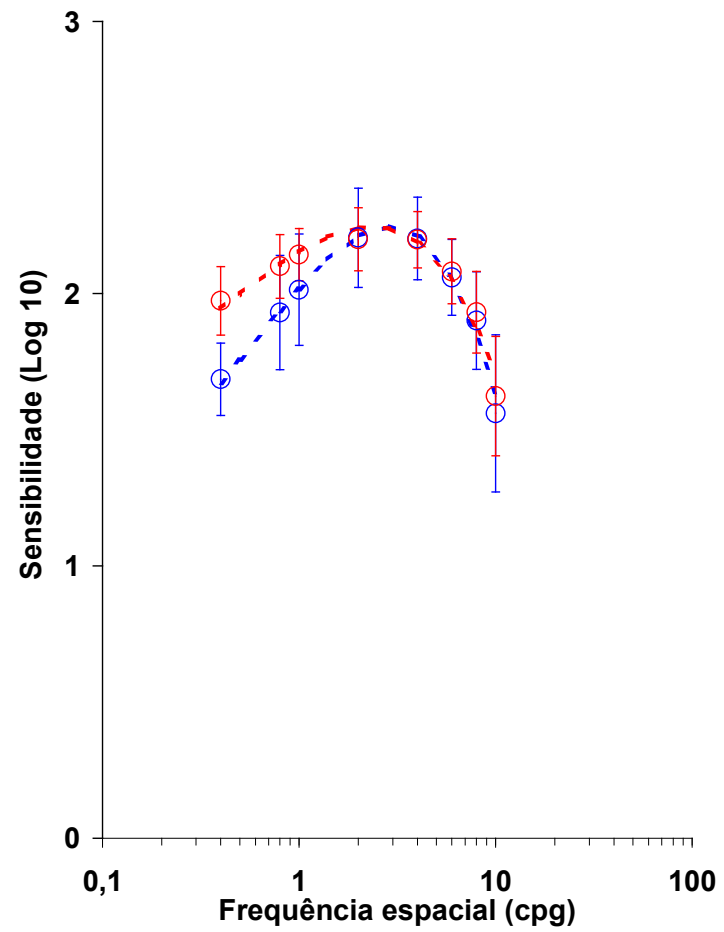


Figura 54. CSF psicofísica média. Comparação dos resultados obtidos com os dois paradigmas psicofísicos (círculos vermelhos vazios e curva vermelha tracejada, CSF psicofísica dinâmica; círculos azuis vazios e curva azul tracejada, CSF psicofísica estática). A CSF dinâmica tem valores maiores nas frequências espaciais baixas. Conseqüentemente, a CSF estática tem caráter mais passa-banda do que a dinâmica. As médias e desvios padrões foram obtidos a partir dos valores de sensibilidade ao contraste de cada indivíduo testado ($n = 6$ para todas as frequências espaciais). Os valores foram ajustados com funções do tipo dupla exponencial (ver texto para descrição dos parâmetros).

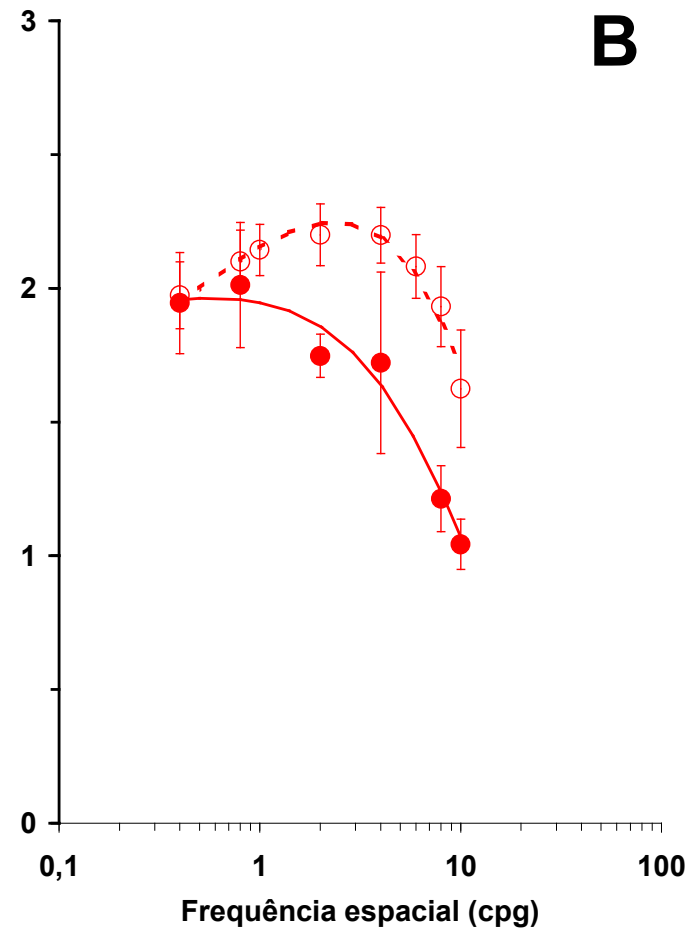
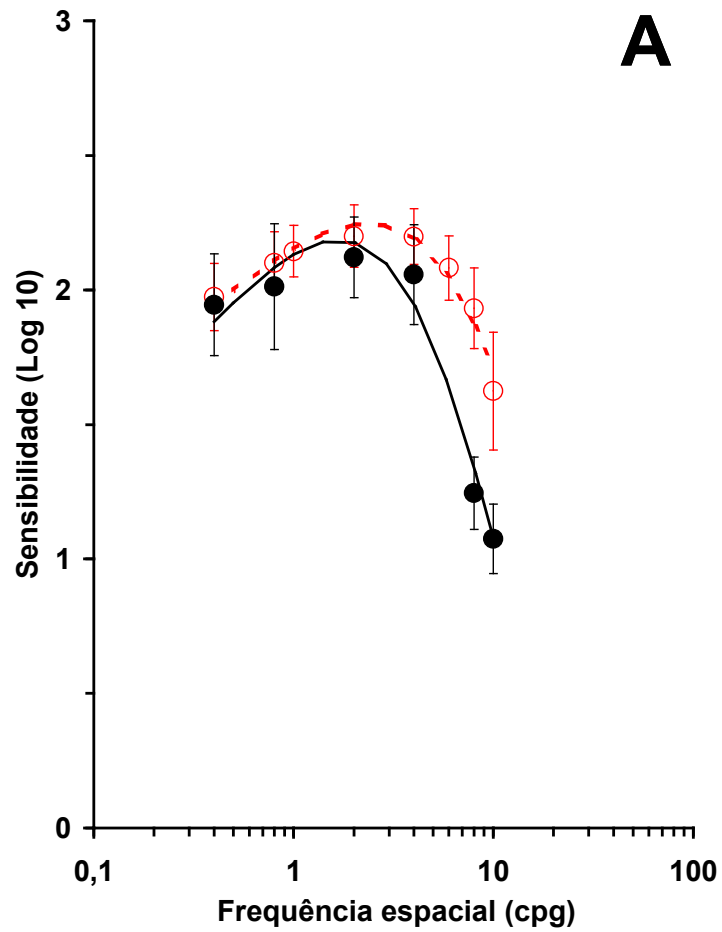


Figura 55. Comparação das CSF médias. As médias e desvios padrões (círculos e barras, respectivamente) foram obtidos a partir dos valores de sensibilidade ao contraste de cada indivíduo testado (ver Figuras 53-54). **(A)** Comparação da CSF psicofísica dinâmica (círculos vermelhos vazios; curva vermelha tracejada) com a CSF₁ eletrofisiológica (círculos pretos cheios; curva preta contínua). **(B)** Comparação da CSF psicofísica dinâmica (círculos vermelhos vazios; curva vermelha tracejada) com a CSF₂ eletrofisiológica (círculos vermelhos cheios; curva vermelha contínua). Nas frequências espaciais baixas, onde não ocorre o Efeito Valberg, as CSFs eletrofisiológicas são semelhantes entre si e à CSF psicofísica dinâmica. Nas frequências espaciais médias, onde o Efeito Valberg é considerável, a CSF₁ eletrofisiológica apresenta valores maiores que a CSF₂ eletrofisiológica e, além disso, aproxima-se mais da CSF psicofísica dinâmica do que a CSF₂ eletrofisiológica. Nas frequências altas, onde também se observa o Efeito Valberg (embora menos evidente do que nas frequências médias), ambos os procedimentos de estimativa dos limiares eletrofisiológicos fornecem valores menores do que os psicofísicos. Isto pode ser devido à pequena relação sinal / ruído, a qual exige um número muito maior de parcelas para o *averaging*.

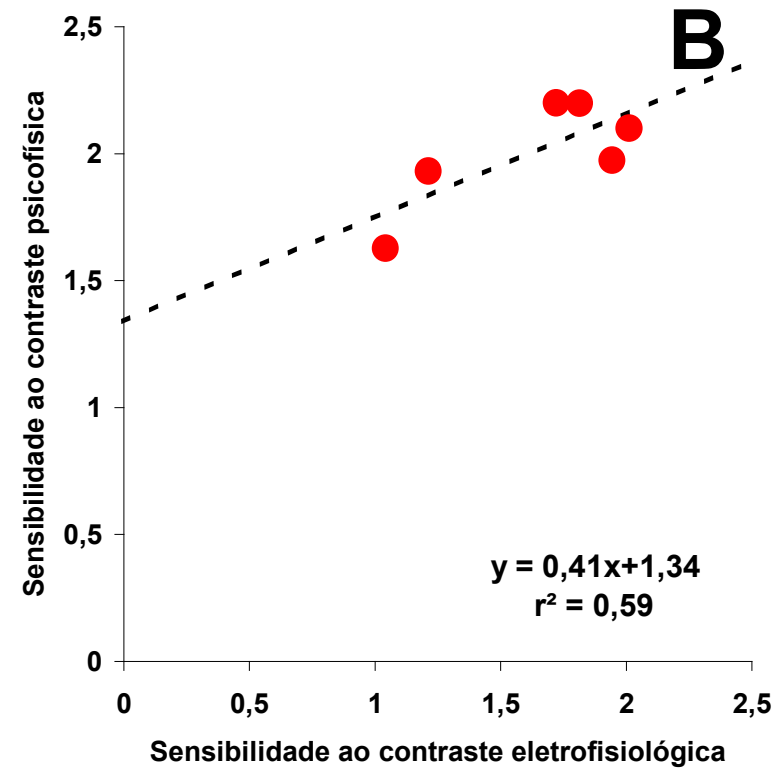
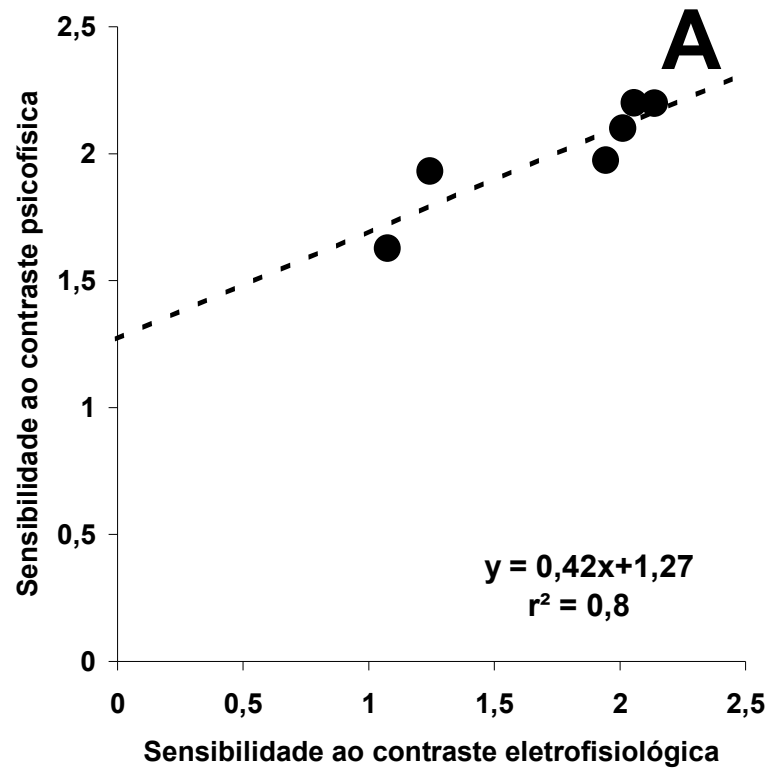


Figura 56. Correlação entre as sensibilidades médias psicofísicas dinâmicas e eletrofisiológicas. **(A)** Correlação entre as médias de sensibilidade ao contraste obtidas no paradigma psicofísico dinâmico com os valores retornados pelo procedimento 1 de análise do VECP. Existe boa correlação para as frequências espaciais baixas e médias, mas os valores eletrofisiológicos bem menores nas frequências altas afasta a correlação da primeira bissetriz. **(B)** Correlação entre as médias de sensibilidade ao contraste obtidas no paradigma psicofísico dinâmico com os valores retornados pelo procedimento 2 de análise do VECP. Os valores só são próximos nas frequências espaciais baixas, de tal forma que a correlação é pequena.

A comparação da CSF psicofísica estática com as CSF eletrofisiológicas (Figura 57A-B) mostra que nas frequências espaciais mais baixas, a CSF psicofísica estática apresenta valores menores do que a eletrofisiologia. As demais semelhanças e diferenças seguem àquelas já descritas na comparação entre a CSF psicofísica dinâmica e as CSFs eletrofisiológicas. O r^2 entre a CSF₁ eletrofisiológica e a CSF psicofísica estática teve valor de 0,45 (Figura 58A), enquanto o r^2 entre a CSF₂ eletrofisiológica e a CSF psicofísica estática foi 0,18 (Figura 58B).

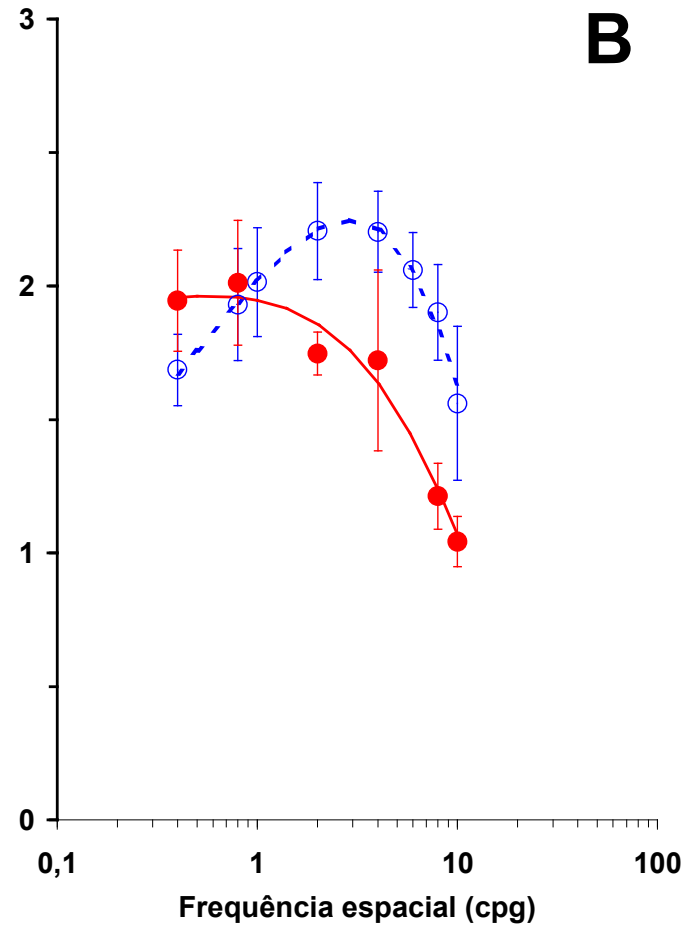
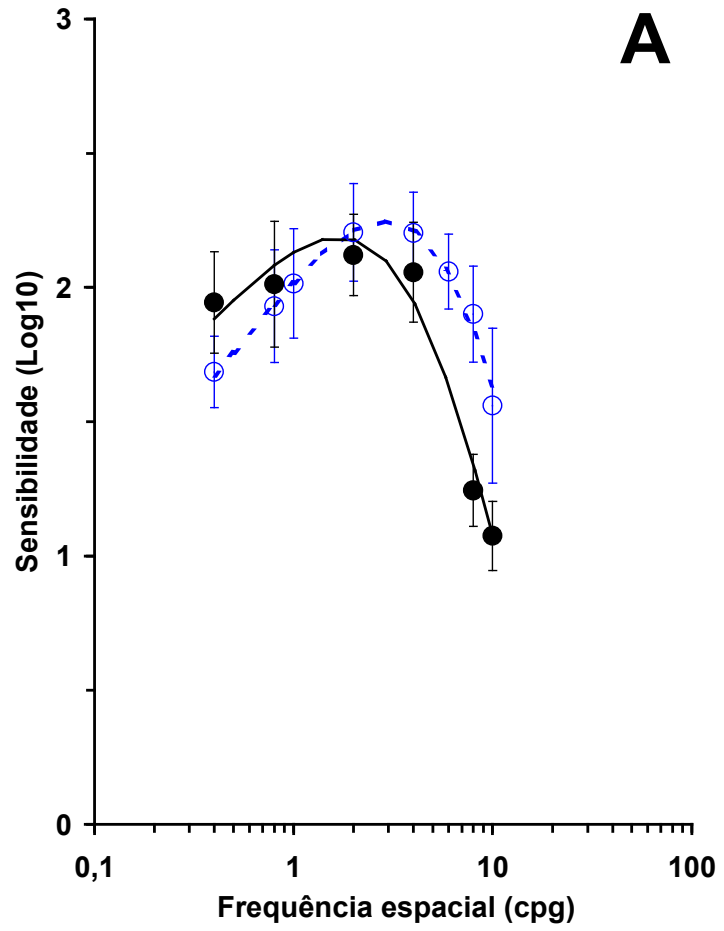


Figura 57. Comparação das CSF médias. As médias e desvios padrões (círculos e barras, respectivamente) foram obtidos a partir dos valores de sensibilidade ao contraste de cada indivíduo testado (Figuras 53-54). **(A)** Comparação da CSF psicofísica estática (círculos azuis vazios) com a CSF₁ eletrofisiológica (círculos pretos cheios). **(B)** Comparação da CSF psicofísica estática (círculos azuis vazios) com a CSF₂ eletrofisiológica (círculos vermelhos cheios). Na frequência espacial mais baixa, a CSF psicofísica estática apresenta valores menores do que a eletrofisiológica. As demais semelhanças e diferenças seguem àquelas já descritas na comparação entre a CSF psicofísica dinâmica e as CSFs eletrofisiológicas (Figura 55).

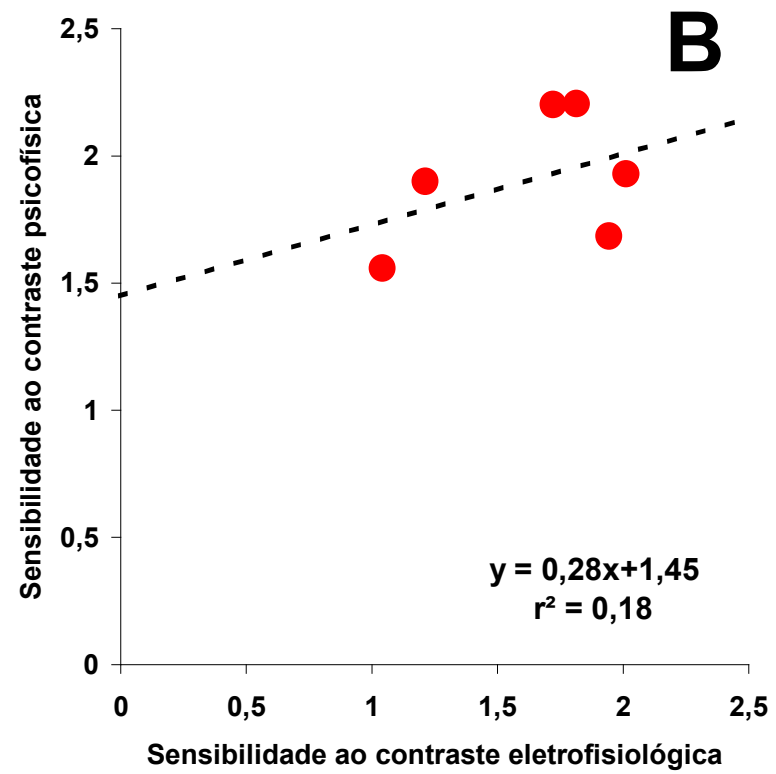
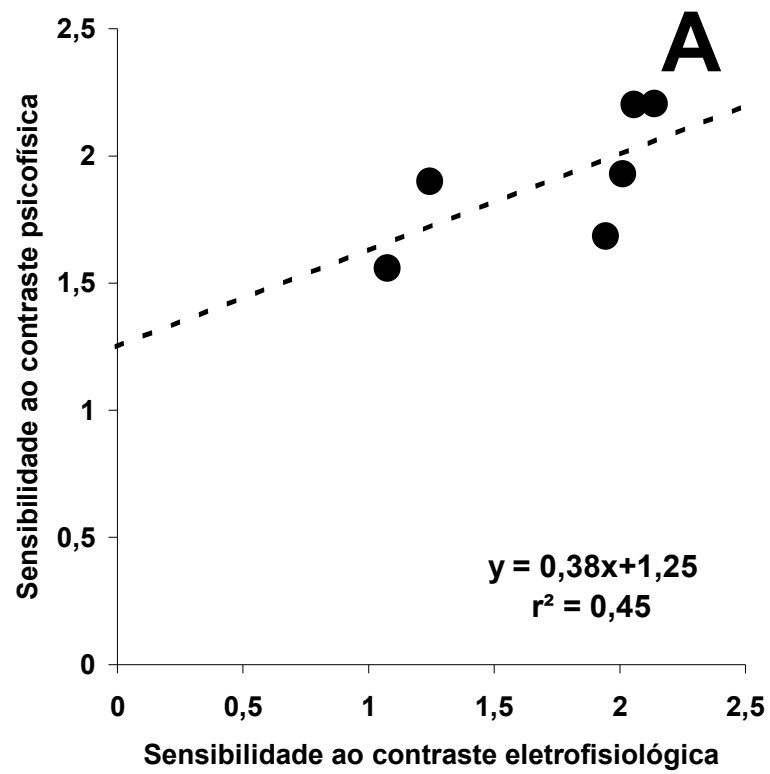


Figura 58. Correlação entre as sensibilidades médias psicofísicas estáticas e eletrofisiológicas. **(A)** Correlação entre as médias de sensibilidade ao contraste obtidas no paradigma psicofísico estático com os valores retornados pelo procedimento 1 de análise do VECP. **(B)** Correlação entre as médias de sensibilidade ao contraste obtidas no paradigma psicofísico estático com os valores retornados pelo procedimento 2 de análise do VECP. Em ambos os casos, a correlação é baixa.

4. DISCUSSÃO

Nos estudos de sistemas sensoriais busca-se encontrar ligações entre aspectos perceptuais, avaliados psicofisicamente, e medidas objetivas da atividade do sistema em questão, como registros eletrofisiológicos (unitário, multiunitário e potenciais somados de grandes grupos neurais). O estudo realizado nessa dissertação busca correlacionar a percepção consciente de contraste espacial de luminância, medida psicofisicamente, com a medida da atividade elétrica somada do córtex cerebral, obtida com a mesma estimulação visual.

Desde a década de 70, os neurofisiologistas estudam as bases eletrofisiológicas da discriminação espacial de luminância humana através do VECP (Campbell & Maffei, 1970; Campbell & Kulikowski, 1971; Bodis-Wollner *et al.*, 1972; Harris *et al.*, 1976; Pirchio *et al.*, 1978; Cannon Jr., 1982; Nelson *et al.*, 1984; Bobak *et al.*, 1984; Katsumi *et al.*, 1985; Strasburger *et al.*, 1986, 1988, 1993, 1996; Norcia *et al.*, 1989; Seiple *et al.*, 1995; Lopes de Faria *et al.*, 1998; Benedek *et al.*, 2003; Oliveira *et al.*, 2004). Geralmente esses resultados são comparados com aqueles obtidos com paradigmas psicofísicos.

A contribuição do presente trabalho foi obter a CSF humana através da modalidade transiente do VECP, com 1 Hz de frequência temporal, podendo-se estudar com grande grau de isolamento a resposta de cada componente desse potencial, já que todos os estudos anteriores que obtiveram a CSF humana a partir do VECP usaram estimulação temporal de 2 Hz (Katsumi *et al.*, 1985) ou superior (Campbell & Maffei, 1970; Campbell & Kulikowski, 1971; Harris *et al.*, 1976; Cannon Jr., 1982; Strasburger *et al.*, 1986, 1988, 1993, 1996; Norcia *et al.*, 1989; Lopes de Faria *et al.*, 1998; Benedek *et al.*, 2003). Outra vantagem é a comparação com resultados psicofísicos obtidos sob estimulação idêntica àquela da eletrofisiologia.

Muitos trabalhos com VECP em estado estacionário já empregaram tal procedimento (Campbell & Maffei, 1970; Cannon Jr, 1982; Strasburger *et al.*, 1993, 1996; Seiple *et al.*, 1995; Benedek *et al.*, 2003), outros adotaram uma configuração temporal do estímulo diferente ao empregado para obter o VECP (Harris *et al.*, 1976; Katsumi *et al.*, 1985; Strasburger *et al.*, 1986, 1988; Lopes de Faria *et al.*, 1998).

Para avaliar a aplicabilidade do VECP transiente na obtenção da CSF humana, é necessário correlacionar os achados aqui obtidos com resultados de registros unitários, outros estudos com VECP e estudos psicofísicos.

4.1. VECP VERSUS REGISTRO UNITÁRIO

O processamento da informação visual que chega à retina é dividido em diferentes vias paralelas que processam cor, luminância, movimento e outras características da imagem. O processamento paralelo inicia-se já na retina, com fotorreceptores de sensibilidades espectrais diferentes, células bipolares com aferências e padrões de respostas diferentes e diferentes células ganglionares. Dentre as diversas vias, as vias magnocelular e parvocelular são as mais estudadas e compreendidas, abrangendo cerca de 90% das células ganglionares da retina (Perry *et al.*, 1984; Silveira & Perry, 1991).

A discriminação espacial de luminância dos neurônios do córtex visual primário foi objetivo de diversos estudos (De Valois *et al.*, 1982; Albrecht & Hamilton, 1982) que observaram que os neurônios do córtex visual possuem sensibilidade ao contraste diferente entre si para as freqüências espaciais, constituindo grupamentos celulares com CSF semelhantes. De Valois *et al.* (1982) registrando células simples e complexas no córtex visual primário de primata mostrou que cada célula responde para uma banda específica de freqüências espaciais e sensibilidades ao contraste

de pico que variavam de 0,5 log a 3 log. Esses resultados suportam a idéia de múltiplos canais de processamento da informação espacial, propostos por Campbell e Robson (1968) através de experimentos psicofísicos e por Campbell e Maffei (1970) utilizando o VECP. A variabilidade dos valores de sensibilidade é parcialmente devido às diferentes aferências que os neurônios recebem do LGN, ou seja, conservando propriedades das vias retinogeniculadas (Hendrickson *et al.*, 1978; Blasdel & Lund, 1982). As células da camada 4C α , as quais recebem primariamente fibras das camadas magnocelulares do LGN, apresentam maior sensibilidade ao contraste que as da camada 4C β , as quais recebem projeção das células parvocelulares do LGN (Hendrickson *et al.*, 1978; Blasdel & Lund, 1982; Hawken & Parker, 1984; Blasdel & Fitzpatrick, 1984).

O VECP, por se tratar de uma resposta aditiva, reflete a atividade conjunta de vários neurônios do córtex visual. Dessa forma, os valores de amplitude e de latência de P100 são dependentes de quais populações de neurônios são ativadas pelas características do estímulo empregado. A partir dos estudos de registros unitários, sabe-se que as células que mais respondem a contrastes de luminância são as células da via magnocelular. Dessa forma, espera-se que o VECP obtido em baixos contrastes de luminância seja devido principalmente à atividade das células de 4C α . Por outro lado, o aumento da frequência espacial pode favorecer a atividade das células com menor campo receptor, característica essa encontrada nas células da via parvocelular. Entretanto na maior frequência espacial testada no presente estudo (10 cpg), os resultados de registro unitário mostram que as células da via M respondem tão bem ao contraste acromático quanto às células da via P (Croock *et al.*, 1988; Lee, 1996). Dessa forma, interpretamos os nossos resultados de modo semelhante àquele proposto por Arne Valberg ao usar estímulos

temporais em diferentes contrastes acromáticos e cromáticos (Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000).

4.2. INFLUÊNCIA DO CAMPO VISUAL SOBRE A RESPOSTA DO VECP

Através do VECP, Daniel e Whitteridge (1961) e Cowey (1964) mostraram que o centro do campo visual possui maior projeção cortical que as regiões periféricas. Campbell e Maffei (1970) e Wright e Johnston (1982) relataram que a diminuição do campo visual leva à diminuição da amplitude do VECP, devido diminuir a contribuição das áreas periféricas do campo.

No presente trabalho foi utilizado um campo circular de 5° de ângulo visual objetivando estimular prioritariamente as regiões da fóvea e parafóvea, evitando estimular áreas retinianas mais periféricas com diferentes sensibilidades ao contraste das duas regiões almejadas. A área do estímulo de 19,63 graus² é aproximadamente a mesma utilizada no trabalho de Campbell e Maffei (1970).

4.3. EFEITO DO CONTRASTE SOBRE A RESPOSTA DO VECP

Jones e Keck (1978), Parker *et al.* (1982), Reed *et al.* (1984) e Jakobsson e Johansson (1992) mostraram que a latência dos componentes do VECP transiente aumenta com a diminuição do contraste. Strasburger *et al.* (1988) encontraram que, com a diminuição do contraste, a fase do VECP de estado estacionário também aumenta. Os resultados encontrados aqui, concordam com estudos anteriores, visto que, em geral, a latência aumentou com a diminuição do contraste em todas as frequências espaciais.

O efeito do contraste mais estudado é aquele sobre a amplitude do VECP. Desde os clássicos trabalhos de Campbell e Maffei (1970) e Campbell e

Kulikowski (1971, 1972), descreveu-se uma relação linear entre a amplitude do VECP com o logaritmo do contraste. Essa característica permite que o VECP seja uma ferramenta importante na pesquisa básica e clínica do sistema visual. Essa linearidade é encontrada no VECP transiente e estacionário, com estimulação reversa e *onset-offset*, com padrões cromáticos e acromáticos (Plant, 1984; Tobimatsu *et al.*, 1993; Porciatti & Sartucci, 1999).

No entanto, a linearidade da relação da amplitude do VECP com o logaritmo do contraste não ocorre em todos os contrastes e freqüências espaciais. Diferentes fenômenos não lineares, como saturação e diferentes tendências de decaimento da amplitude em função do contraste, foram descritos em estudos com VECP (Campbell & Maffei, 1970; Spekreijse *et al.*, 1973; Spekreijse *et al.*, 1977; Bobak *et al.*, 1984; Bonds *et al.*, 1987; Strasburger *et al.*, 1988; Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000).

No presente estudo, a amplitude do VECP geralmente saturou em altos contrastes nas freqüências espaciais baixas. Esse tipo de saturação da amplitude da resposta foi encontrado anteriormente em registros unitários de células magnocelulares da retina e do LGN de primatas (Kaplan & Shapley, 1982, 1986; Kremers *et al.*, 2001), assim como no VECP de primatas noturnos (Bonds *et al.*, 1987), diurnos (Snyder *et al.*, 1979) e de humanos (Campbell & Maffei, 1970; Campbell & Kulikowski, 1972; Spekreijse *et al.*, 1977; Kulikowski, 1977; Jones & Keck, 1978; Tyler *et al.*, 1978; Strasburger *et al.*, 1988; Katsumi *et al.*, 1985). Katsumi *et al.* (1985), utilizando estimulação com 2 Hz, descreveu que a saturação prevalecia em freqüências espaciais mais baixas (0,5 e 1 cp/g), semelhante ao encontrado no presente trabalho para as freqüências espaciais de 0,4 e 0,8 cp/g.

Campbell e Maffei (1970) encontraram que a variação da amplitude em função do logaritmo do contraste de estímulos acromáticos, ocupando campo visual de 5° x 4°, com freqüências espaciais inferiores que 3,3 cpg, apresentavam duas tendências de decaimento. A mudança no decaimento ocorria em contrastes menores que 3%. Estimulando-se seletivamente a fóvea e a parafóvea, observou-se que a tendência do decaimento nos baixos contrastes era semelhante à tendência de decaimento para a estimulação seletiva da parafóvea. Eles interpretaram que a tendência de decaimento para alto contraste recebia contribuição da fóvea e parafóvea, enquanto o decaimento para baixos contrastes era dependente principalmente da parafóvea, já que a organização espacial dos campos receptores da fóvea responderia muito pouco para baixas freqüências espaciais.

A partir daí, diversos pesquisadores têm procurado explicar as duas tendências do decaimento da amplitude do VECP com o logaritmo do contraste. Alguns dizem que o córtex visual pode adaptar-se ao estímulo e alterar suas respostas, para diferentes padrões de adaptação (Nelson *et al.*, 1984). Heinrich e Bach (2001a) observaram que os fenômenos de adaptação exercem pouca influência sobre o componente positivo da resposta transiente do VECP para a apresentação reversa, influenciando apenas na latência em acréscimos de aproximadamente 3 ms. No VECP estacionário foi observado que quando havia adaptação para altos contrastes, a amplitude da resposta aumentava e quando ocorria adaptação para baixos contrastes a amplitude era significativamente menor (Nelson *et al.*, 1984; Bach *et al.*, 1988; Heinrich & Bach, 2001b).

Para avaliar se essa hipótese de adaptação em contrastes altos e baixos estaria influenciando na resposta obtida neste trabalho, foi avaliada a resposta dos sujeitos ACB041127, MGL041104 e SPG050230 na freqüência espacial de 4 cpg - a

qual notadamente aparecem as duas tendências no decaimento da amplitude em função do contraste - nos contrastes de 100%, 20% e 8%. Foi medida a amplitude média de P100, a cada 1 min, ou seja 60 varreduras, e não foi observado um padrão de aumento ou diminuição no seu valor ao final de 4 minutos contínuos de estimulação (Figuras 59-60).

Outra hipótese relata que com a diminuição do contraste, diferentes vias contribuiriam para o VECP, havendo mecanismos diferentes de respostas para altos e baixos contrastes (Bodis-Wollner *et al.*, 1979; Bobak *et al.*, 1984; Tyler & Apkarian, 1985; Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000). Em altos contrastes, as vias M, P e, provavelmente, a K estariam respondendo conjuntamente, enquanto em baixos contrastes apenas a via M estaria contribuindo na resposta do VECP (Valberg & Rudvin, 1997; Rudvin *et al.*, 2000), visto que em registros de células ganglionares e do LGN, praticamente só a via magnocelular responde para contrastes acromáticos de Michelson abaixo de 8% (Shapley *et al.*, 1981; Hicks *et al.*, 1983; Lee *et al.*, 1989a; Valberg & Rudvin, 1997).

Os resultados deste estudo podem ser interpretados de acordo com a proposta de Arne Valberg e colaboradores que, em baixos contrastes de luminância, a amplitude do VECP seria devida unicamente à atividade das células da via magnocelular (Efeito Valberg). Em contrastes médios a amplitude do VECP muda de tendência à medida que o contraste aumenta, fato esse interpretado como uma atividade conjunta dos neurônios componentes das vias magnocelular e parvocelular e, possivelmente da koniocelular.

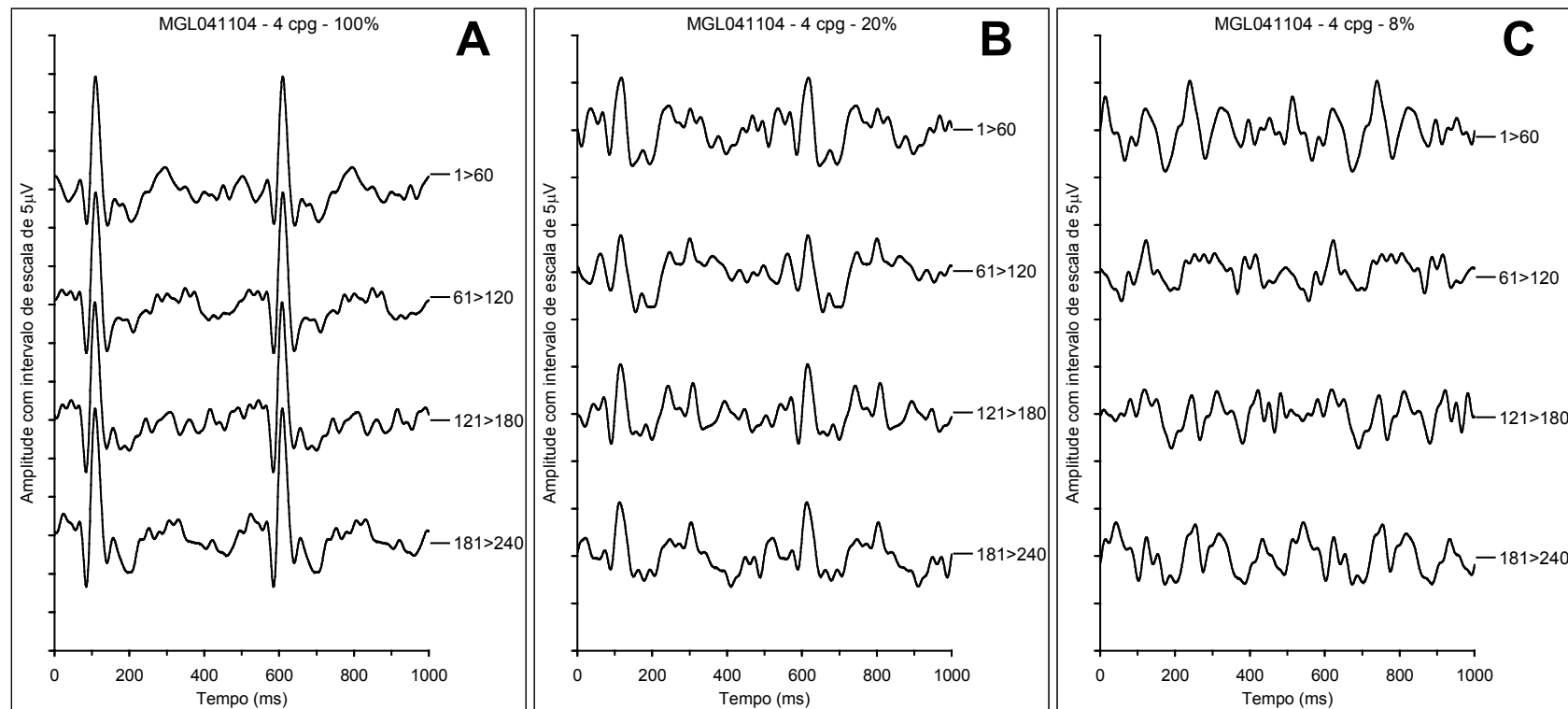


Figura 59. VECPs médios avaliados durante 4 minutos para o sujeito MGL041104. A relação sinal / ruído da resposta diminuiu com a diminuição do contraste do estímulo. Cada registro é a média de 60 varreduras coletadas a cada minuto durante 4 minutos. Ao lado dos registros o intervalo das varreduras da qual realizou-se a média.

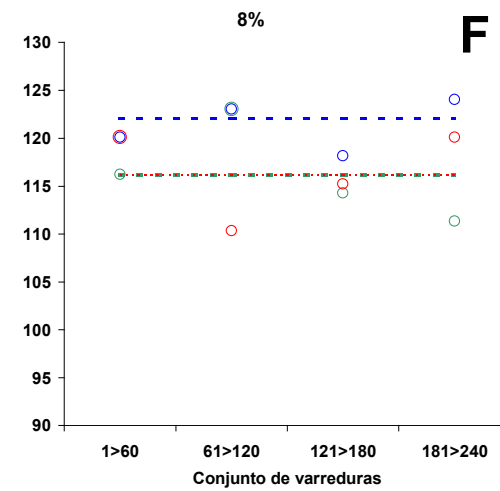
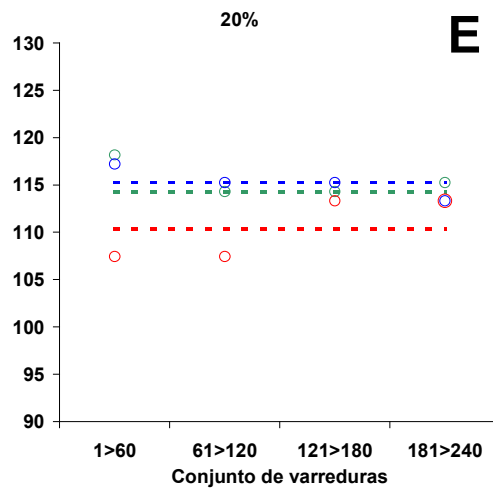
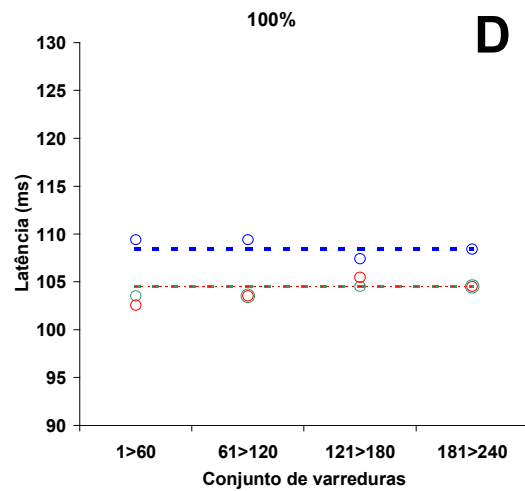
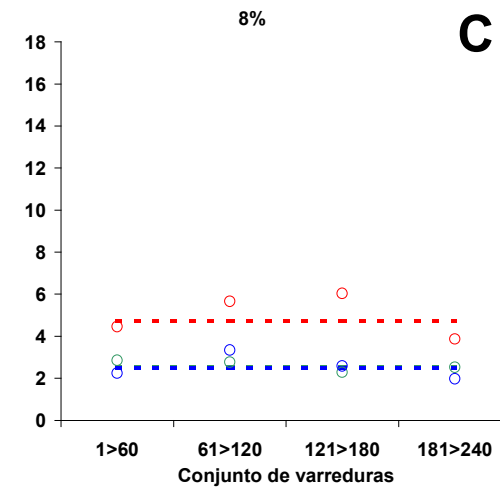
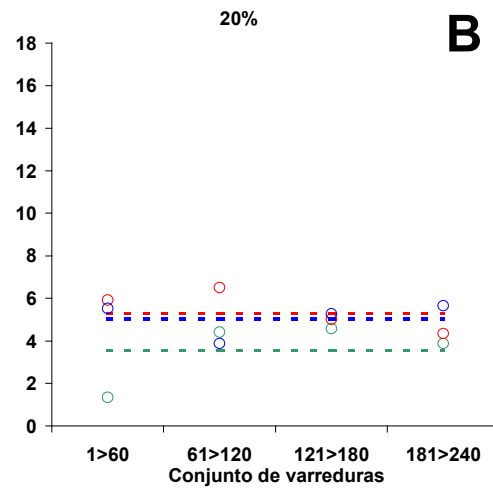
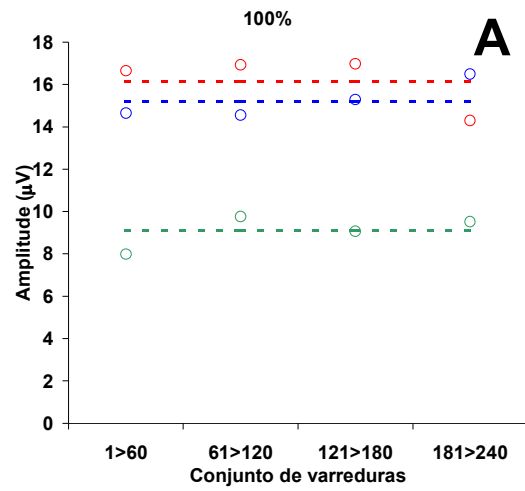


Figura 60. Avaliação da adaptação da amplitude e latência do componente P100 do VECP em 3 diferentes contrastes. Foram observadas as médias da amplitude e latência do P100 após o *averaging* de 60 varreduras durante 4 minutos seguidos. Variação da amplitude: **(A)** 100% de contraste, **(B)** 20% de contraste, **(C)** 8% de contraste. Variação da latência: **(D)** 100% de contraste, **(E)** 20% de contraste, **(F)** 8% de contraste. Os círculos vermelhos indicam a amplitude e latência referente ao sujeito ACB041127, azuis ao sujeito 041104 e verdes ao sujeito SPG050230. As linhas tracejadas indicam o valor da amplitude ou latência média no final dos 4 minutos, o código de cores é igual ao dos círculos. Não foi observado nenhum padrão de aumento ou diminuição da amplitude comum aos 3 indivíduos no decorrer do tempo em nenhum nível de contraste, os parâmetros variaram dentro de um limite aceitável para cada condição do estímulo, ou seja, quando houve boa relação sinal / ruído (100% de contraste) ocorreu pouca variação e o contrário para o VECP em 8% de contraste.

Strasburger *et al.* (1988), utilizando o VECP estacionário encontrou menor ganho de contraste (mudança da tendência de decaimento da amplitude), principalmente em freqüências espaciais médias e contrastes baixos. Os resultados do presente trabalho referendam esse trabalho também, uma vez que foi visto, principalmente em freqüências espaciais médias (2 e 4 cpg), a presença de duas tendências de decaimento da amplitude em função do contraste.

Por causa disso, foram aplicados dois procedimentos de estimativa do contraste limiar eletrofisiológico nas freqüências espaciais que mostraram essa mudança de decaimento da amplitude em função do contraste, com o objetivo de avaliar que método utilizar para se aproximar dos contrastes limiares psicofísicos. Quando foi aplicado o procedimento 1, aquele que considera o Efeito Valberg, observou-se que a sensibilidade eletrofisiológica se aproximava mais da psicofísica dinâmica, o que não ocorreu com o procedimento 2, no qual todos os contrastes são considerados na regressão. O procedimento 1, assim, mostrou-se mais adequado na estimativa da sensibilidade ao contraste espacial de luminância.

4.4. EFEITO DA FREQUÊNCIA ESPACIAL SOBRE A RESPOSTA DO VECP

A freqüência espacial influencia na latência do VECP de forma mais informativa que o contraste. Há relatos na literatura de que em freqüências espaciais entre 2 e 4 cpg, a latência do componente P100 é mínima, aumentando para freqüências espaciais maiores e menores (Parker & Salzen, 1977; Jones & Keck, 1978; Vassilev & Strashimirov, 1979; Jakobsson & Johansson, 1992; Tobimatsu *et al.*, 1993).

Encontramos achados de acordo com a literatura. Nas freqüências espaciais de 2 e 4 cpg foram encontradas as menores latências em todos os níveis

de contrastes. Nas demais freqüências espaciais ocorreram aumento da latência, principalmente nas mais altas, achado que também encontra suporte na literatura (Jakobsson & Johansson, 1992; Tobimatsu *et al.*, 1993).

A variação da amplitude do VECP em função da freqüência espacial também pode ser interpretada como uma contribuição seletiva das vias paralelas para a resposta eletrofisiológica do VECP. No entanto, existe grande divergência quanto à sintonia da amplitude de contrastes supralimiais ao longo das freqüências espaciais, pois os trabalhos têm se dividido em mostrar que existe sintonia unimodal, ou seja, uma faixa de freqüências espaciais de pico da amplitude (Parker & Salzen, 1977; Jones & Keck, 1978; Regan, 1983; Reed *et al.*, 1984; Tobimatsu *et al.*, 1993) ou sintonia multimodal, onde a amplitude apresenta o valor máximo em duas ou mais faixas de freqüências espaciais intervaladas por freqüências espaciais com baixas amplitudes (Tyler *et al.*, 1978, 1979; Apkarian *et al.*, 1981; Strasburger *et al.*, 1986, 1988, 1993, 1996).

Os trabalhos de Strasburger e colaboradores indicam que, com estimulação de 8 Hz, a amplitude do VECP para contrastes supralimiais tenderia a diminuir em freqüências espaciais entre 2 e 4 cpg. Os autores que defendem a sintonia multimodal indicam que se deve aumentar o alcance das freqüências espaciais testadas para poder notar os dois picos de amplitudes e que esse comportamento é devido a mecanismos corticais e subcorticais de percepção de forma e movimento que cancelariam seus sinais em determinadas freqüências espaciais (Strasburger *et al.*, 1988, 1993).

Reed *et al.* (1984) e Tobimatsu *et al.* (1993) mostraram que, em altos contrastes, a maior amplitude era encontrada em freqüências espaciais entre 4 a 8 cpg. No presente trabalho foi encontrado que, em altos contrastes, a maior amplitude

estava em 8 cpg. Com a diminuição do contraste as maiores amplitudes foram encontradas nas freqüências espaciais mais baixas.

Neste estudo, o VECP obtido nas menores freqüências espaciais testadas (0,4 e 0,8 cpg) quando comparado, às demais freqüências espaciais, apresentou saturação da amplitude em altos contrastes e foi maior em amplitude na maioria dos contrastes supralimiais, reforçando a idéia de que a via magnocelular seria a principal responsável pela resposta do VECP para essas freqüências espaciais, já que às células dessa via saturam em altos contrastes (Kaplan & Shapley, 1986), em freqüências espaciais baixas (Kremers *et al.*, 2001) por possuírem maiores campos receptores.

Outro achado do presente trabalho que colabora na afirmação da contribuição seletiva de diferentes vias na resposta do VECP é o formato do decaimento da amplitude em função do contraste em diferentes freqüências espaciais (Figuras 44 e 46). Nas freqüências espaciais mais baixas (0,4 e 0,8 cpg) o formato do decaimento da amplitude é semelhante entre si e diferente das demais freqüências espaciais estudadas, que apresentam as duas tendências de decaimento da amplitude. Sendo assim, é possível inferir que nas freqüências espaciais menores, uma única via (a via magnocelular) contribuiria para a discriminação ao contraste espacial de luminância, enquanto nas demais freqüências espaciais haveria contribuição de mais de uma via para as respostas aos altos contrastes (vias magnocelular, parvocelular e koniocelular) e para baixos contrastes, o VECP seria formado pela atividade da via magnocelular.

A baixa sensibilidade encontrada nas freqüências espaciais de 8 e 10 cpg, pode ser devido à baixa relação sinal-ruído do VECP em baixos contrastes nessas freqüências espaciais. Katsumi *et al.* (1985) diz que poderia haver limitações na

técnica do VECF transiente, pois a atividade de neurônios responsivos para tais estímulos pode não ser suficiente para sobressair-se aos ruídos e poder ser detectado.

4.5. VARIAÇÃO DOS RESULTADOS INDIVIDUAIS

Diversos estudos abordam a variabilidade das respostas dos VECFs entre diferentes indivíduos (Wright *et al.*, 1985; La Marche *et al.*, 1986; Celesia *et al.*, 1987; Schoon *et al.*, 1989; Steinmetz *et al.* 1989; Brandt & Jansen, 1991; Jakobsson & Johansson, 1992; Baseler *et al.*, 1994; Tobimatsu *et al.*, 1996; Alison *et al.* 2000; Hood & Zhang, 2000; Klistorner & Graham, 2001). As explicações para a variabilidade das respostas estão relacionadas à idade e sexo (Wright *et al.*, 1985; La Marche *et al.*, 1986; Celesia *et al.*, 1987; Schoon *et al.*, 1989; Alison *et al.* 2000), excentricidade do campo visual (Baseler *et al.*, 1994), atividade eletroencefalográfica (Brandt & Jansen, 1991), variação de localização de áreas corticais em relação aos pontos de referência para a colocação dos eletrodos (Steinmetz *et al.*, 1989; Baseler *et al.*, 1994) e característica do estímulo (Jakobsson & Johansson, 1992; Tobimatsu *et al.*, 1996).

No presente trabalho observou-se que a amplitude absoluta e relativa do componente P100 variou mais que a latência entre os seis sujeitos estudados, o que está de acordo com trabalhos anteriores (Jakobsson & Johansson, 1992; Tobimatsu *et al.*, 1993, 1996). A normalização da amplitude diminuiu a variabilidade entre os indivíduos porque cada resposta foi comparada em relação à resposta mais alta do próprio indivíduo para uma determinada frequência espacial, eliminando assim as diferenças interpessoais de resistência dos tecidos ao registro e de atividade eletroencefalográfica.

Por outro lado, a sensibilidade ao contraste estimada a partir da relação amplitude do componente P100 do VECP e logaritmo do contraste do estímulo, não variou tanto entre os indivíduos, mostrando variabilidade semelhante àquela obtida psicofisicamente.

Como a variabilidade também é dependente do número de sujeitos da pesquisa, sugerimos que na continuação desse trabalho seja realizado o aumento no número da amostra, obtendo-se dados normativos que poderão ser utilizados em estudos clínicos, da mesma forma ao que é feito na Unidade de Psicofísica Visual do Laboratório de Neurofisiologia Eduardo Oswaldo Cruz.

4.6. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS ELETROFISIOLÓGICOS E PSICOFÍSICOS.

Existem discordâncias nos trabalhos que comparam os resultados eletrofisiológicos obtidos através do VECP e os resultados psicofísicos, no que diz respeito à percepção limiar.

Diversos trabalhos têm encontrado boa correlação entre a sensibilidade ao contraste eletrofisiológica e psicofísica (Campbell & Maffei, 1970; Harris *et al.*, 1976; Cannon Jr, 1982, 1983; Katsumi *et al.*, 1985; Allen *et al.* 1986; Strasburger *et al.*, 1996; Lopes de Faria *et al.*, 1998; Benedek *et al.*, 2003). No entanto, tal correlação tem sido obtida de variadas formas. Campbell & Maffei (1970), Harris *et al.* (1976), Cannon Jr. (1982), Strasburger *et al.* (1996) e Benedek *et al.* (2003) compararam os dois métodos a partir de parâmetros iguais de estimulação. Em geral os resultados mostraram que a CSF tem caráter passa-banda quanto maior a frequência temporal utilizada e a sensibilidade eletrofisiológica é menor ou igual a sensibilidade psicofísica.

Harris *et al.* (1976), Katsumi *et al.* (1985), Lopes de Faria *et al.* (1998) compararam os resultados eletrofisiológicos (dinâmicos) com resultados psicofísicos obtidos por estimulação estática. Lopes de Faria (1998) encontrou a mudança de decaimento da amplitude com a diminuição do contraste, no entanto, utilizou todos os valores de amplitude na estimativa do contraste limiar, fazendo com que a sensibilidade fosse subestimada (semelhante ao procedimento 2 realizado no presente estudo). Strasburg *et al.* (1986, 1988) comparou CSF eletrofisiológicas com CSF psicofísica estática e posteriormente nos seus trabalhos de 1993 e 1996 realizou a comparação com a psicofísica de mesma estimulação da eletrofisiologia e encontrou melhores correlações. Katsumi *et al.* (1985) admite que se tivesse utilizado estimulação temporal igual nos procedimentos psicofísicos e eletrofisiológicos a correlação entre os resultados seria maior. Harris *et al.* (1976) indica que deve-se ter cuidado em estender os resultados para diferentes condições temporais do estímulo.

Devido à necessidade de provocar a resposta em massa dos neurônios para obter o VECP, as comparações com a psicofísica devem eliminar ao máximo as variáveis entre as duas formas de estimulação, sendo mais indicado o mesmo padrão e frequência temporal de apresentação, visto os resultados do presente trabalho e de trabalhos anteriores.

5. CONCLUSÃO

Foi possível observar que a resposta eletrofisiológica do VECP transiente variou em amplitude e latência com o contraste, encontrando-se maiores amplitudes e menores latências nos contrastes mais altos. O formato do decaimento da amplitude foi dependente da frequência espacial testada, apresentando saturação em altos contrastes de frequências espaciais baixas (0,4 e 0,8 cpg) e mudança na tendência de decaimento da amplitude principalmente em frequências espaciais intermediárias (2 e 4 cpg). As maiores amplitudes geralmente foram observadas nas frequências espaciais menores testadas, enquanto a latência foi menor nas frequências espaciais de 2 e 4 cpg, aumentando para as frequências espaciais menores e maiores.

A sensibilidade ao contraste espacial de luminância obtida pelo VECP mostrou correlação com a sensibilidade ao contraste espacial de luminância obtida através do paradigma psicofísico dinâmico, sendo determinante a introdução da mesma variação temporal do estímulo, já que em relação a CSF psicofísica estática, ambas apresentam menor diminuição da sensibilidade ao contraste espacial de luminância em frequências espaciais mais baixas.

Este trabalho tem seus resultados reforçados pela literatura, confirmando o VECP transiente como um importante método de investigação da discriminação de padrões espaciais de luminância.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AHNELT, P.K. & KOLB, H. The mammalian photoreceptor mosaic-adaptive design. **Progress in Retinal and Eye Research**, v. 19, p. 711-777, 2000.
2. ALLISON, T., HUME, A.L., WOOD, C.C., GOFF, W.R. Developmental and aging changes in somatosensory, auditory and visual evoked potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 58, p. 14-24, 1989.
3. ALONSO, J.M., MARTINEZ, L.M. Functional connectivity between simple cells and complex cells in cat striate cortex. **Nature Neuroscience**, v. 1, p. 395-403, 1998.
4. APKARIAN, P., NAKAYAMA, K., TYLER, C.W. Binocularity in the human evoked potential: facilitation, summation and suppression. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 51, p. 32, 1981.
5. AWATRAMANI, G.B., SLAUGHTER, M.M. Origin of transient and sustained responses in ganglion cells of the retina. **Journal of Neuroscience**, v. 20, p. 7087-7095, 2000.
6. BASELER, H.A., SUTTER, E.E., KLEIN, S.A., CARNEY, T. The topography of visual evoked response properties across the visual field. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 90, p. 65-81, 1994.
7. BENEDEK, G., BENEDEK, K., KERI, S., LETOHA, T., JANAKY, M. Human scotopic spatiotemporal sensitivity: a comparison of psychophysical and electrophysiological data. **Documenta Ophthalmologica**, v.106, p. 201-207, 2003.
8. BENEVENTO, L.A., YOSHIDA, K. The afferent and efferent organization of the lateral geniculate-prestriate pathways in the macaque monkey. **Journal of Comparative Neurology**, v. 203, p. 455-474, 1981.

9. BIJL, G.K. The visual electrically evoked potential (VEEP): steady-state responses. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 57, p. 264-269, 1984.
10. BIRCH, D., JACOBS, G. Spatial contrast sensitivity in albino and pigmented rats. **Vision Research**, v. 19, p. 933-937, 1979.
11. BISTI, S., MAFFEI, L. Behavioural contrast sensitivity of the cat in various visual meridians. **Journal of Physiology**, v. 241, p. 201-210, 1974.
12. BLAKEMORE, C., CAMPBELL, F.W. On the existence of neurones in the human visual system selectively sensitive to the orientation and size of retinal images. **Journal of Physiology**, v. 203, p. 237-260, 1969.
13. BLASDEL, G.G., FITZPATRICK, D. Physiological organization of layer 4 in macaque striate cortex. **Journal of Neuroscience**, v. 4, 880-895, 1984.
14. BLASDEL, G.G., LUND, J.S. Termination of afferent axons in macaque striate cortex. **Journal of Neuroscience**, v. 3, p. 1389-1413, 1983.
15. BOBAK, P., BODIS-WOLLNER, I., HARNOIS, C., THORNTON, J. VEPs in humans reveal high and low spatial contrast mechanisms. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 25, 980-983, 1984.
16. BODIS-WOLLNER, I. Contrast sensitivity and increment threshold. **Perception**, v. 1, p. 73-83, 1972.
17. BODIS-WOLLNER, I., HENDLEY, C.D. On the separability of two mechanisms involved in the detection of grating patterns in humans. **Journal of Physiology**, v. 291, p. 251-263, 1979.
18. BONDS, A.B., CASAGRANDE, V.A., NORTON, T.T., DEBRUYN, E.J. Visual resolution and sensitivity in a nocturnal primate (galago) measured with visual evoked potentials. **Vision Research**, v. 27, p. 845-857, 1987.

19. BOWMAKER, J.K. Microspectrophotometry of vertebrate photoreceptors. A brief review. **Vision Research**, v. 24, p. 1641-1650, 1984.
20. BRACEWELL, R.N. The Fourier Transform and Its Applications. McGraw-Hill. 1986.
21. BRANDT, M.E., JANSEN, B.H. The relationship between prestimulus-alpha amplitude and visual evoked potential amplitude. **International Journal of Neuroscience**, v. 61, p.261-268.
22. BRIGELL, M., BACH, M., BARBER, C., KAWASAKI, K., KOOIJMAN, A. Guidelines for calibration of stimulus and recording parameters used in clinical electrophysiology of vision. Calibration Standard Committee of the International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV). **Documenta Ophthalmologica**, v. 95, p. 1-14, 1998.
23. CALLAWAY, E.M. Local circuits in primary visual cortex of the macaque monkey. **Annual Reviews of Neuroscience**, v. 21, p. 47-74, 1998.
24. CAMPBELL, F.W., GREEN, D.G. Optical and retinal factors affecting visual resolution. **Journal of Physiology**, v. 181, p. 576-593, 1965.
25. CAMPBELL, F.W., KULIKOWSKI, J.J. An electrophysiological measure of the psychophysical contrast threshold. **Journal of Physiology**, v. 271, p. 54P, 1971.
26. CAMPBELL, F.W., KULIKOWSKI, J.J. The visual evoked potential as a function of contrast of a grating pattern. **Journal of Physiology**, v. 222, p. 345-356, 1972.
27. CAMPBELL, F.W., MAFFEI, L. Contrast and spatial frequency. **Scientific American**, v. 231, p. 106-114, 1974.

28. CAMPBELL, F.W., MAFFEI, L. Electrophysiological evidence for the existence of orientation and size detectors in the human visual system. **Journal of Physiology**, v. 207, p. 635-652, 1970.
29. CAMPBELL, F.W., MAFFEI, L., PICCOLINO, M. The contrast sensitivity of the cat. **Journal of Physiology**, v. 229, p. 719-731, 1973.
30. CAMPBELL, F.W., ROBSON, J.G. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. **Journal of Physiology**, v. 197, p. 551-566, 1968.
31. CANNON JR, M.W. Contrast sensitivity: psychophysical and evoked potential methods compared. **Vision Research**, v. 23, p. 97-95, 1983.
32. CELESIA, G.G., KAUFMAN, D., CONE, S. Effects of age and sex on pattern electroretinograms and visual evoked potentials. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 68, p. 161-171, 1987.
33. COWEY, A. Projection of retina on the striate cortex in the squirrel monkey. **Journal of Neurophysiology**, v. 27, 366-393, 1964.
34. CROOK, J.M., LANGE-MALECKI, B., LEE, B.B., VALBERG, A. Visual resolution of macaque retinal ganglion cells. **Journal of Physiology**, v. 396, p. 205-224, 1988.
35. CURCIO, C.A., ALLEN, K.A., SLOAN, K.R., LEREA, C.L., HURLEY, J.B., KLOCK, I.B., MILAN, A.H. Distribution and morphology of human cone photoreceptors stained with anti-blue opsin. **Journal of Comparative Neurology**, v. 22, p. 610-624, 1991.
36. DA COSTA, M.F., SALOMÃO, S.R., BEREZOVSKY, A., DE HARO, F.M., VENTURA, D.F. Relationship between vision and motor impairment in children with spastic cerebral palsy: new evidence from electrophysiology. **Behaviour and Brain Research**, v. 149, p. 145-150, 2004.

37. DACEY, D.M. Primate retina: cell types, circuits and color opponency. **Progress in Retinal and Eye Research**, v. 18, p. 737-763, 1999.
38. DACEY, D.M., LEE, B.B. The 'blue-on' opponent pathway in primate retina originates from a distinct bistratified ganglion cell type. **Nature**, v. 367, p. 6465, 731-735, 1994.
39. DACEY, D.M., PACKER, O.S. Colour coding in the primate retina: diverse cell types and cone-specific circuitry. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 13, p. 421-427, 2003.
40. DANIEL, P.M., WHITTERIDGE, D. The representation of the visual field on the cerebral cortex in monkeys. **Journal of Physiology**, v. 159, p. 203-221, 1961.
41. DE LIMA, S.M.A.; SILVEIRA, L.C.L.; PERRY, V.H. Distribution of M Retinal ganglion cells in diurnal and nocturnal New World monkeys. **Journal of Comparative Neurology**, v. 368, p. 538-552, 1996.
42. DE MONASTERIO, F.M., GOURAS, P. Functional properties of ganglion cells of the rhesus monkey retina. **Journal of Physiology**, v. 251, p. 167-195, 1975.
43. DE MONASTERIO, F.M., McCRANE, E.P., NEWLANDER, J.K., SCHEIN, S.J. Density profile of blue-sensitive cones along the horizontal meridian of macaque retina. **Investigative Ophthalmology and Visual Science**, v. 26, p. 289-302, 1985.
44. DE VALOIS, R.L., ALBRECHT, D.G., THORELL, L.G. Spatial frequency selectivity of cells in macaque visual cortex. **Vision Research**, v. 22, p. 545-559, 1982.
45. DE VALOIS, R.L., MORGAN, H., SNODDERLY, D.M. Psychophysical studies of monkey vision. 3. Spatial luminance contrast sensitivity tests of macaque and human observers. **Vision Research**, v. 14, p. 75-81, 1974.

46. DE ANGELIS, G.C., OHZAWA, I., FREEMAN, R.D. Receptive-field dynamics in the central visual pathways. **Trends in Neuroscience**, v. 19, p. 451-458, 1995.
47. DE FELIPE, J., FARIÑAS, I. The pyramidal neuron of the cerebral cortex: morphological and chemical characteristics of the synaptic inputs. **Progress in Neurobiology**, v. 39, p. 563-607, 1992.
48. DERRINGTON, A.M., LENNIE, P. Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. **Journal of Physiology**, v. 357, p. 219-240, 1984.
49. DE VRIES, S.H. Bipolar cells use kainate and AMPA receptors to filter visual information into separate channels. **Neuron**, v. 28, p. 847-856, 2000.
50. DHINGRA, A., LYUBARSKY, A., JIANG, M., PUGH, E. N., BIRNBAUMER, L., STERLING, P., VARDI, N. The light response of ON bipolar neurons requires $G_{\alpha o}$. **Journal of Neuroscience**, v. 20, p. 9053-9058, 2000.
51. DREHER, B., FUKADA, Y., RODIECK, R.W. Identification, classification and anatomical segregation of cells with X-like and Y-like properties in the lateral geniculate nucleus of old-world primates. **Journal of Physiology**, v. 258, p. 433-452, 1976.
52. ELSTON, G.N. Cortical heterogeneity: implications for visual processing and polysensory integration. **Journal of Neurocytology**, v. 31, p. 317-335, 2002.
53. ENROTH-CUGELL, C., ROBSON, J.M. The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat. **The Journal of Physiology**, v. 187, p. 512-552, 1966.
54. FAMIGLIETTI, E.V.J., KOLB, H. Structural basis for ON- and OFF-center responses in retinal ganglion cells. **Science**, v. 8, p. 193-195, 1976.

55. FOTIOU, F., FOUNTOULAKIS, K.N., IACOVIDES, A., KAPRINIS, G. Pattern-reversed visual evoked potentials in subtypes of major depression. **Psychiatry Research**, v. 118, p. 259-271, 2003.
56. GOURAS, P. Identification of cone mechanisms in monkey ganglion cells. **Journal of Physiology**, v. 199, p. 533-547, 1968.
57. HARRIS, L., ATKINSON, J., BRADDICK, O. Visual contrast sensitivity of a 6 month old infant measured by the evoked potential. **Nature**, v. 264, p. 570-571, 1976.
58. HAWKEN, M.J., PARKER, A.J. Contrast sensitivity and orientation selectivity in lamina IV of the striate cortex of Old World monkeys. **Experimental Brain Research**, v. 54, 367-372, 1984.
59. HEINRICH, S.P., BACH, M. Adaptation dynamics in pattern-reversal visual evoked potentials. **Documenta ophthalmologica**, v. 102, p.141-156, 2001a.
60. HEINRICH, S.P., BACH, M. Contrast adaptation in human retina and cortex. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 42, p. 2721-2727, 2001b.
61. HENDRICKSON, A.E., WILSON, J.R., OGREN, M.P. The neuroanatomical organization of pathways between the dorsal lateral geniculate nucleus and visual cortex in Old World and New World primates. **Journal of Comparative Neurology**, v. 182, p. 123-136, 1978.
62. HENDRY, S.H., REID, R.C. The koniocellular pathway in primate vision. **Annual Reviews of Neuroscience**, v. 23, p. 127-153, 2000.
63. HENDRY, S.H., SCHWARK, H.D., JONES, E.G., YAN, J. Numbers and proportions of GABA-immunoreactive neurons in different areas of monkey cerebral cortex. **Journal of Neuroscience**, v. 7, p. 1503-1519, 1987.

64. HICKS, T.P., LEE, B.B., VIDYASAGAR, T.R. The responses of cells in macaque lateral geniculate nucleus to sinusoidal gratings. **Journal of Physiology**, v. 337, p. 183-200, 1983.
65. HOOD, D.C., ZHANG, X. Multifocal ERG and VEP responses and visual field: comparing disease-related changes **Documenta Ophthalmology**, v.100, p. 115-137, 2000.
66. HUBEL, D.H., WIESEL, T.N. Laminar and columnar distribution of geniculocortical fibers in the macaque monkey. **Journal of Comparative Neurology**, v. 146, p. 421-450, 1972.
67. HUBEL, D.H., WIESEL, T.N. Receptive fields and functional architecture of monkey striate cortex. **Journal of Physiology**, v. 195, p. 215-243, 1968.
68. HUBEL, D.H., WIESEL, T.N. Receptive fields, binocular interaction and functional architecture in the cat's visual cortex. **Journal of Physiology**, v. 160, p. 106-154, 1962.
69. HUBEL, D.H., WIESEL, T.N. Sequence regularity and geometry of orientation columns in the monkey striate cortex. **Journal of Comparative Neurology**, v. 158, p. 267-293, 1974.
70. JACOBS, G. H. Visual capacities of the owl monkey (*Aotus trivirgatus*)--II. Spatial contrast sensitivity. **Vision Research**, v. 17, p. 821-825, 1977.
71. JAKOBSSON, P., JOHANSSON, B. The effect of spatial frequency and contrast on the latency in the visual evoked potential. **Documenta Ophthalmologica**, v. 79, p. 187-194, 1992.
72. JONES, E.G. GABAergic neurons and their role in cortical plasticity in primates. **Cerebral Cortex**, v. 3, p. 361-372.

73. JONES, R., KECK, M.J. Visual evoked response as a function of grating spatial frequency. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v.17, p. 652-659, 1978.
74. KAPLAN, E., SHAPLEY, R.M. The primate retina contains two types of ganglion cells, with high and low contrast sensitivity. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 83, p. 2755-2757, 1986.
75. KATSUMI, O., TANINO, T., HIROSE, T. Measurement of contrast sensitivity function using patten-reversal visual evoked responses. **Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol**, v. 223, p. 190-195, 1985.
76. KLISTORNER, A., GRAHAM, S. Electroencephalogram-Based Scaling of Multifocal Visual Evoked Potentials: Effect on Intersubject Amplitude Variability. **Investigative Ophthalmology and Visual Science**, v. 42, p. 2145-2152, 2001.
77. KOLB, H. How the retina works. **American Scientist**, v. 91, p. 28-35, 2003.
78. KULIKOWSKI, J.J. Visual evoked potentials as a measure of visibility. In: Desmedt, J.E. (ed). **Visual Evoked Potentials in Man**. New developments. Oxford: Clarendon Press, 168-183, 1977.
79. KUFFLER, S.W. Discharge patterns and functional organization of mammalian retina. **Journal of Neurophysiology**, v. 16, p. 37-58, 1956.
80. LA MARCHE, J.A., DOBSON, W.R., COHN, N.B., DUSTMAN, R.E. Amplitudes of visually evoked potentials to patterned stimuli: age and sex comparisons. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 65, p. 81-85, 1986.
81. LANGHEINRICH, T., TEBARTZ VAN ELST, L., LAGREZE, W.A., BACH, M., LUCKING, C.H., GREENLEE, M.W. Visual contrast response functions in

Parkinson's disease: evidence from electroretinograms, visually evoked potentials and psychophysics. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, p. 66-74, 2000.

82. LEE, B.B., MARTIN, P.R., VALBERG, A. Nonlinear summation of M- and L-cone inputs to phasic retinal ganglion cells of the macaque. **Journal of Neuroscience**, v. 9, p. 1433-1442, 1989a.

83. LEE, B.B., MARTIN, P.R., VALBERG, A. Sensitivity of macaque retinal ganglion cells to chromatic and luminance flicker. **Journal of Physiology**, v. 414, p. 223-243, 1989b

84. LEE, B.B., MARTIN, P.R., VALBERG, A. Amplitude and phase of responses of macaque retinal ganglion cells to flickering stimuli. **Journal of Physiology**, v. 414, p. 245-263, 1989c.

85. LEE, B.B. Receptive field structure in the primate retina. **Vision Research**, v. 36, 631-644, 1986.

86. LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios. Conceitos Fundamentais de Neurociência**. Rio de Janeiro: Atheneu, 698 pp. 2002.

87. LEVENTHAL, A.G., RODIECK, R.W., DREHER, B. Retinal ganglion cell classes in the Old World monkey: morphology and central projections. **Science**, v. 213, p. 1139-1142, 1981.

88. LIVINGSTONE, M.S., HUBEL, D.H. Anatomy and physiology of a color system in the primate visual cortex. **Journal of Neuroscience**, v. 4, p. 309-356, 1984.

89. LOPES DE FARIA, J.M., KATSUMI, O., ARAI, M., HIROSE, T. Objective measurement of contrast sensitivity function using contrast sweep visual evoked responses. **British Journal of Ophthalmology**, v. 82, p. 168-173, 1998.

90. MARC, R.E. The structure of vertebrate retinas. In: **Retinal Basis of Vision**. Elsevier, Amsterdam, 1998.

91. MARTINEZ, L.M., ALONSO, J.M. Complex receptive fields in primary visual cortex. **Neuroscientist**, v. 9, p. 317-331, 2003.
92. MASLAND, R.H. The fundamental plan of the retina. **Nature Neuroscience**, v. 4, p. 877-886, 2001.
93. NAKAJIMA, Y., IWAKABE, H., AKAZAWA, C., NAWA, H., SHIGEMOTO, R., MIZUNO, N., NAKANISHI, S. Molecular characterization of a novel retinal metabotropic glutamate receptor mGLUR6 with a high agonist selectivity for L-2-amino-4-phosphonobutyrate. **Journal of Biological Chemistry**, v. 16, p. 11868-11873, 1993.
94. NASSAU, K. **The Physics and Chemistry of Color. The Fifteen Causes of Color**. Second edition. New York: John Wiley & Sons, 481 pp., 2001.
95. NATHANS, J. The evolution and physiology of human color vision: insights from molecular genetic studies of visual pigments. **Neuron**, v. 24, p. 299-312, 1999.
96. NATHANS, J., THOMAS, D., HOGNESS, D.S. Molecular genetics of human color vision: the genes encoding blue, green, and red pigments. **Science**, v. 11, p. 193-202, 1986.
97. NEITZ, M., NEITZ, J., JACOBS, G.H. Spectral tuning of pigments underlying red-green color vision. **Science**, v. 252, p. 971-974, 1991.
98. NELSON, R., FAMIGLIETTI, E. V. J., KOLB, H. Intracellular staining reveals different levels of stratification for on- and off-center ganglion cells in the cat retina. **Journal of Neurophysiology**, v. 41, p. 472-483, 1978.
99. NELSON, J.I., SEIPLE, W.H., KUPERSMITH, M.J., CARR, R.E. A rapid evoked potential index of cortical adaptation. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 59, 454-464, 1984.

100. NORCIA, A.M., TYLER, C.W., HAMER, R.D., WESEMANN, W. Measurement of spatial contrast sensitivity with the swept contrast VEP. **Vision Research**, v. 29, p. 627-637, 1989.
101. ODOM, J.V., BACH, M., BARBER, C., BRIGELL, M., MARMOR, M.F., TORMENE, A.P., HOLDER, G.E., VAEGAN. Visual evoked potentials standard (2004). **Documenta Ophthalmologica**, v. 108, p. 115-123, 2004.
102. OLIVEIRA, COSTA, M.F., A.G.F., SOUZA, J.M., VENTURA, D.F. Contrast sensitivity threshold measured by sweep-visual evoked potential in term and premature infants at 3 and 10 months of age. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 37, p. 1389-1396, 2004.
103. PARKER, D.M., SALZEN, E.A., LISHMAN, J.R. The early wave of the visual evoked potential to sinusoidal gratings: responses to quadrant stimulation as a function of spatial frequency. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 53, p. 427-435, 1982.
104. PARKER, D.M., SALZEN, E.A. Latency changes in the human visual evoked response to sinusoidal gratings. **Vision Research**, v. 17, p. 1201-1204, 1977.
105. PERRY, H., OEHLER, R., COWEY, A. Retinal ganglion cells that project to the dorsal lateral geniculate nucleus in the macaque monkey. **Neuroscience**, v. 12, p. 1101-1123, 1984.
106. PIRCHIO, M., SPINELLI, D., FIORENTINI, A., MAFFEI, L. Infant contrast sensitivity evaluated by evoked potentials. **Brain Research**, v. 141, p. 179-184, 1978.
107. PLANT, G.T., ZIMMERN, R.L., DURKEN, K. Transient visually evoked potentials to the onset and pattern reversal of sinusoidal gratings. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 56, p. 147-158, 1984.

108. PLANT, G.T., HESS, R.F., THOMAS, S.J. The pattern evoked electroretinogram in optic neuritis. A combined psychophysical and electrophysiological study. **Brain**, v. 109, p. 469-490, 1986.
109. POLYAK, S.L. **The Retina**. University of Chicago Press, Chicago, 1941.
110. POWELL, T.P., HENDRICKSON, A.E. Similarity in number of neurons through the depth of the cortex in the binocular and monocular parts of area 17 of the monkey. **Brain Research**, v. 216, p. 409-413, 1981.
111. QUIROGA, R.Q., SCHURMANN, M. Functions and sources of event-related EEG alpha oscillations studied with the Wavelet Transform. **Clinical Neurophysiology**, v. 110, p. 643-654, 1999.
112. REED, J., MARX, M., MAY, J. Spatial frequency tuning in the visual evoked potential elicited by sine-wave gratings. **Vision Research**, v. 24, p. 1057-1062.
113. REGAN, D. Steady state evoked potentials. **Journal of the Optical Society of America**, v. 67, p. 1475-89, 1977.
114. REGAN, D. Spatial frequency mechanisms in human vision investigated by evoked potential recording. **Vision Research**, v. 23, p. 1401, 1983.
115. ROBSON, J.G. Spatial and temporal contrast-sensitivity functions of the visual system. **Journal of the Optical Society of America**, v. 56, p. 1141-1142, 1966.
116. RODIECK, R.W. **The First Steps in Seeing**. Massachusetts: Sinauer Associates, 1998.
117. RODRIGUES, A.R. **O Desenvolvimento de Aplicativos de Avaliação Psicofísica Visual em Estações de Trabalho IBM RISC 6000**. Dissertação de Mestre em Ciências. Programa de Pós-graduação em Ciências Biológicas (Área de Concentração Neurociências). Belém: Universidade Federal do Pará. 111 pp., 2003.

118. ROORDA, A. & WILLIAMS, D.R. The arrangement of the three cone classes in the living human eye. **Nature**, v. 397, p. 520-522.
119. RUDVIN, I., VALBERG, A., KILAVIK, B.E. Visual evoked potentials and magnocellular and parvocellular segregation. **Visual Neuroscience**, v. 17, p. 579-590, 2000.
120. SANNITA, W.G., LOPEZ, L., PIRAS, C., DI BOM, G. Scalp-recorded oscillatory potentials evoked by transient pattern-reversal visual stimulation in man. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 96, p. 206-218, 1995.
121. SCHADE, O. H. Optical and photoelectric analog of the eye. **Journal of the Optical Society of America**, v. 46, p. 721-739, 1956.
122. SCHOON, D.V., ENOMOTO, H., HARRIS, M.P. Age-related changes in the first order Wiener kernel visual evoked potential **Documenta Ophthalmologica**, v. 71, p. 329-340, 1989.
123. SEIPLE, W., KUPERSMITH, M.J., HOLOPIGIAN, K. Comparison of visual evoked potential and psychophysical contrast sensitivity. **International Journal of Neuroscience**, v. 80, p. 173-180, 1995.
124. SHARPE, L.T., STOCKMAN, A., JÄGLE, H., KNAU, H., NATHANS, J. L, M and L-M hybrid cone pigments in man: deriving λ_{max} from flicker photometric spectral sensitivities. **Vision Research**, v. 39, p. 3513-3525, 1999.
125. SHAPLEY, R., KAPLAN, E., SOODAK, R. Spatial summation and contrast sensitivity of X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of the macaque. **Nature**, v. 292, p. 543-545, 1981.
126. SHERWOOD, L., KLANDORF, H., YANCEY, P. **Animal Physiology – from Genes to Organisms**. Brookscole. 816 pp., 2005.

127. SILVEIRA, L.C.L. **Estudo Eletrofisiológico da Acuidade Visual do *Didelphis marsupialis aurita***. Dissertação de Mestre em Ciências. Programa de Pós-graduação em Ciências Biológicas (Área de Concentração de Biofísica). Rio de Janeiro: Instituto de Biofísica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 82 pp., 1980.
128. SILVEIRA, L. C. L., GRÜNERT, U., KREMERS, J., LEE, B. B., MARTIN, P. R. Comparative anatomy and physiology of the primate retina. In: Jan Kremers. (Org.). **Structure, Function, and Evolution of the Primate Visual System**. Chichester, p. 127-160, 2005.
129. SILVEIRA, L.C., HEYWOOD, C.A., COWEY, A. Contrast sensitivity and visual acuity of the pigmented rat determined electrophysiologically. **Vision Research**, v. 27, p. 1719-1731, 1987.
130. SILVEIRA, L.C.L., PERRY, V.H. The topography of magnocellular projecting ganglion cells (M-ganglion cells) in the primate retina. **Neuroscience**, v. 40, p. 217-237, 1991.
131. SILVEIRA, L.C.L., PICANCO-DINIZ, C.W., OSWALDO-CRUZ E. Contrast sensitivity function and visual acuity of the opossum. **Vision Research**, v. 22, p. 1371-1377, 1982.
132. SILVEIRA, L.C., SAITO, C.A., LEE, B.B., KREMERS, J., DA SILVA FILHO, M., KILAVIK, B.E., YAMADA, E.S., PERRY, V.H. Morphology and physiology of primate M- and P-cells. **Progress in Brain Research**, v. 144, p. 21-26, 2004.
133. SLAUGHTER, M.M., MILLER, R.F. Characterization of an extended glutamate receptor of the on bipolar neuron in the vertebrate retina. **Journal of Neuroscience**, v. 5, p. 224-233, 1985.

134. SNYDER, E.W., BECK, E.C, DUSTMAN, R.E. Visual evoked potentials in monkeys. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 47, p. 430-440, 1979.
135. SPEKREIJSE, H., VAN DER TWELL, L.H., ZUIDEMA, T. Contrast evoked responses in man. **Vision Research**, v. 13, p. 1577-1601, 1973.
136. SPEKREIJSE, H., ESTÉVEZ, O., REIS, D. **Visual evoked potentials and the physiological analysis of visual processes in man**. En: Desmedt, J.E. (ed.), **Visual Evoked Potentials in Man: New Developments**. Oxford : Claredon Press, 16-89, 1977.
137. STEINMETZ, H., GUNTER, F., BERND-ULRICH, M. Craniocerebral topography within the international 10–20 system. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 72, p. 499-506, 1989.
138. STOJKOVIC, T., DE SEZE, J., HURTEVENT, J.F., ARNDT, C., BEAUME, A., HACHE, J.C., VERMERSCH, P. Visual evoked potentials study in chronic idiopathic inflammatory demyelinating polyneuropathy. **Clinical Neurophysiology**, v. 111, p. 2285-2291, 2000.
139. STRASBURGER, H., RENTSCHLER, I., SCHEIDLER, W. Steady-state pattern VEP uncorrelated with suprathreshold contrast perception. **Human Neurobiology**, v. 5, 209-211, 1986.
140. STRASBURGER, H., SCHEIDLER, W., RENTSCHLER, I. Amplitude and phase characteristics of the steady-state visual. **Applied optics**, v. 27, 1069-1088.
141. STRASBURGER, H., MURRAY, I., REMKY, A. Sustained and transient mechanisms in the steady-state visual evoked potential: onset presentation compared to pattern reversal. **Clinical Vision Science**, v. 8, 211-234, 1993.

142. STRASBURGER, H., REMKY, A., MURRAY, I., HADJIZENONOS, C., RENTSCHLER, I. Objective measurement of contrast sensitivity and visual acuity with the steady-state visual evoked potential. **German Journal of Ophthalmology**, v. 5, 42-52, 1996.
143. SURRIDGE, A.K., OSORIO, D., MUNDY, N.I. Evolution and selection of trichromatic vision in primates. **Trends in Ecology and Evolution**, v. 18, p. 198-205, 2003.
144. TYLER, C.W., APKARIAN, P., NAKAYAMA, K. Multiple spatial-frequency tuning of electrical responses from human visual cortex. **Experimental Brain Research**, v. 15, p. 535-550, 1978.
145. TYLER, C.W., APKARIAN, P., LEVI, D.M., NAKAYAMA, K. Rapid assessment of visual function: an electronic sweep technique for the pattern visual evoked potential. **Investigative Ophthalmology & Visual Science**, v. 18, p. 703-713, 1979.
146. TYLER, C.W., APKARIAN, P. Effects of contrast, orientation and binocularity in the pattern evoked potential. **Vision Research**, v. 25, p. 755-766, 1985.
147. TOBIMATSU, S., KURITA-TASHIMA, S., NAKAYAMA-HIROMATSU, M., KATO, M. Effect of spatial frequency on transient and steady-state VEPs: stimulation with checkerboard, square-wave grating and sinusoidal grating patterns. **Journal of Neurological Science**, v. 118, p. 17-24, 1993.
148. TOBIMATSU, S., TOMODA, H., KATO, M. Normal variability of the amplitude and phase of steady-state VEPs. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 100, p. 171-176, 1996.
149. TOBIMATSU, S. Transient and steady-state VEPs - reappraisal. In: Hirata K, Koga Y., Nagata K., Yamasaki K., (eds), **Recent Advances in Human Brain**

Mapping. Proceedings of the 12th World Conference of the International Society for Brain Electromagnetic Topography (ISBET 2001), p. 207-211, 2002.

150. TOVEE, M. **Introduction to visual system.** New York: CAMBRIDGE UNIVERSITY Press, 1996.

151. USUKARA, J. & OBATA, S. Morphogenesis of photoreceptor outer segments in retinal development. **Progress in Retinal and Eye Research**, v. 15, p. 113-125, 1995.

152. VALBERG, A., RUDVIN, I. Possible contributions of magnocellular- and parvocellular-pathway cells to transient VEPs. **Visual Neuroscience**, v. 14, p. 1-11, 1997.

153. VARDI, N., DUVOISIN, R., WU, G., STERLING, P. Localization of mGLUR6 to dendrites of ON bipolar cells in primate retina. **Journal of Comparative Physiology**, v. 31, p. 402-412, 2000.

154. VASSILEV, A., STRASHIMIROV, D. On the latency of human visually evoked response to sinusoidal gratings. **Vision Research**, v. 19, p. 843-845.

155. WASSLE, H. Parallel processing in the mammalian retina. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 5, p. 747-757, 2004.

156. WASSLE, H., BOYCOTT, B.B. Functional architecture of the mammalian retina. **Physiology Reviews**, v. 71, p. 2, 447-480, 1991.

157. WERBLIN, F.S. & DOWLING, J.E. Organization of the retina of the mudpuppy, *Necturus maculosus*. II. Intracellular recording. **Journal of Neurophysiology**, v. 32, p. 339-355, 1969.

158. WESTHEIMER, G. Modulation thresholds for sinusoidal light distributions on the retina. **Journal of Physiology**, v. 152, p. 67-74, 1960.

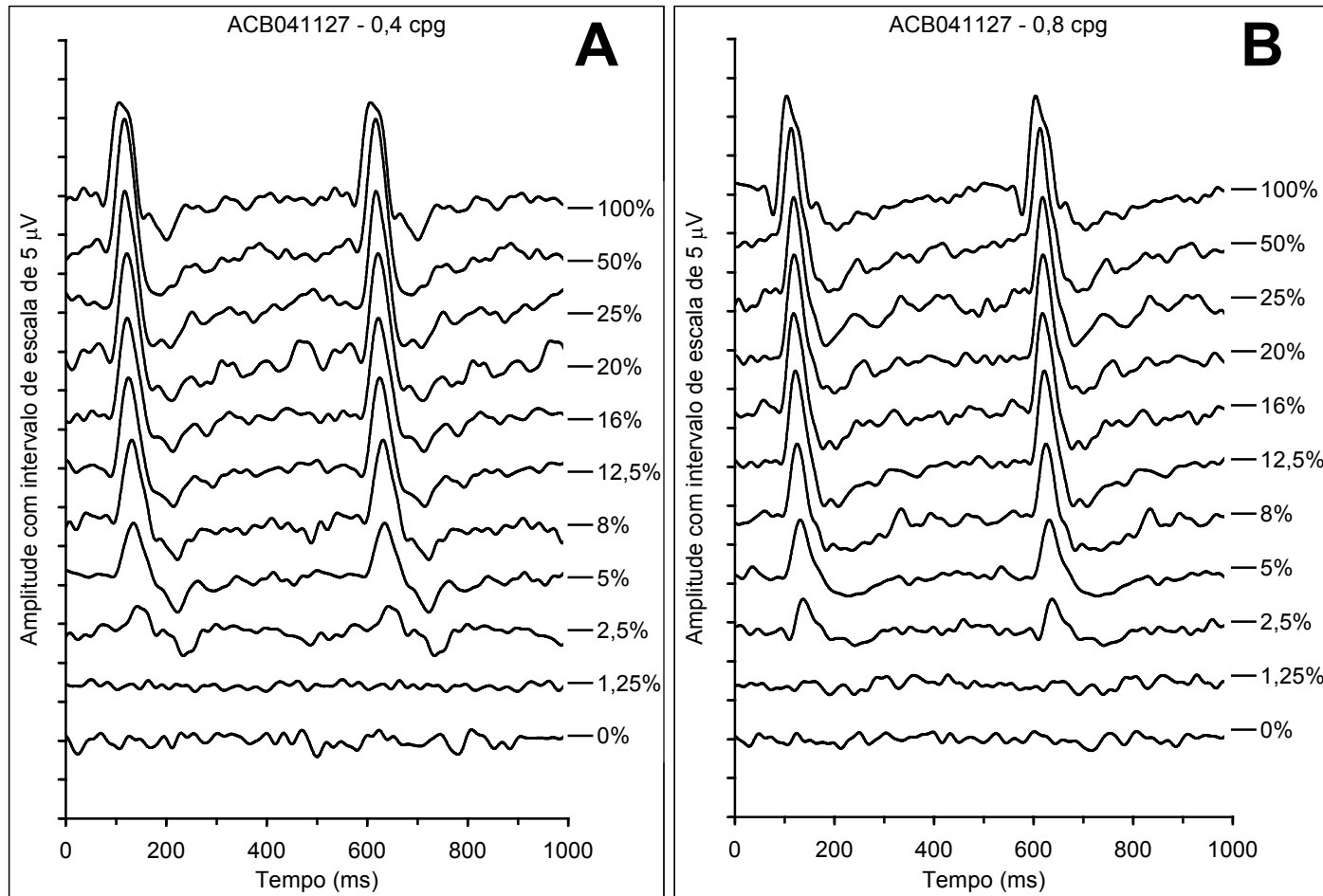
159. WHITTAKER, S.G., SIEGFRIED, J.B. Origin of wavelets in the visual evoked potential. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 55, p. 91-101, 1983.
160. WIESEL, T.N., HUBEL, D.H. Spatial and chromatic interactions in the lateral geniculate body of the rhesus monkey. **Journal of Neurophysiology**, v. 29, p. 1115-1156, 1966.
161. WRIGHT, M.J., JOHNSTON A. The effects of contrast and length of gratings on the visual evoked potential. **Vision Research**, v. 22, p. 1389-1399, 1982.
162. WRIGHT, C.E., WILLIAMS, D.E., DRASDO, N., HARDING, G.F. The influence of age on the electroretinogram and visual evoked potential. **Documenta Ophthalmologica**, v. 59, p. 365-384, 1985.
163. WILSON, H.R. Quantitative prediction of line spread function measurements: implications for channel bandwidths. **Vision Research**, v. 18, p. 493-496, 1978.

ANEXO I

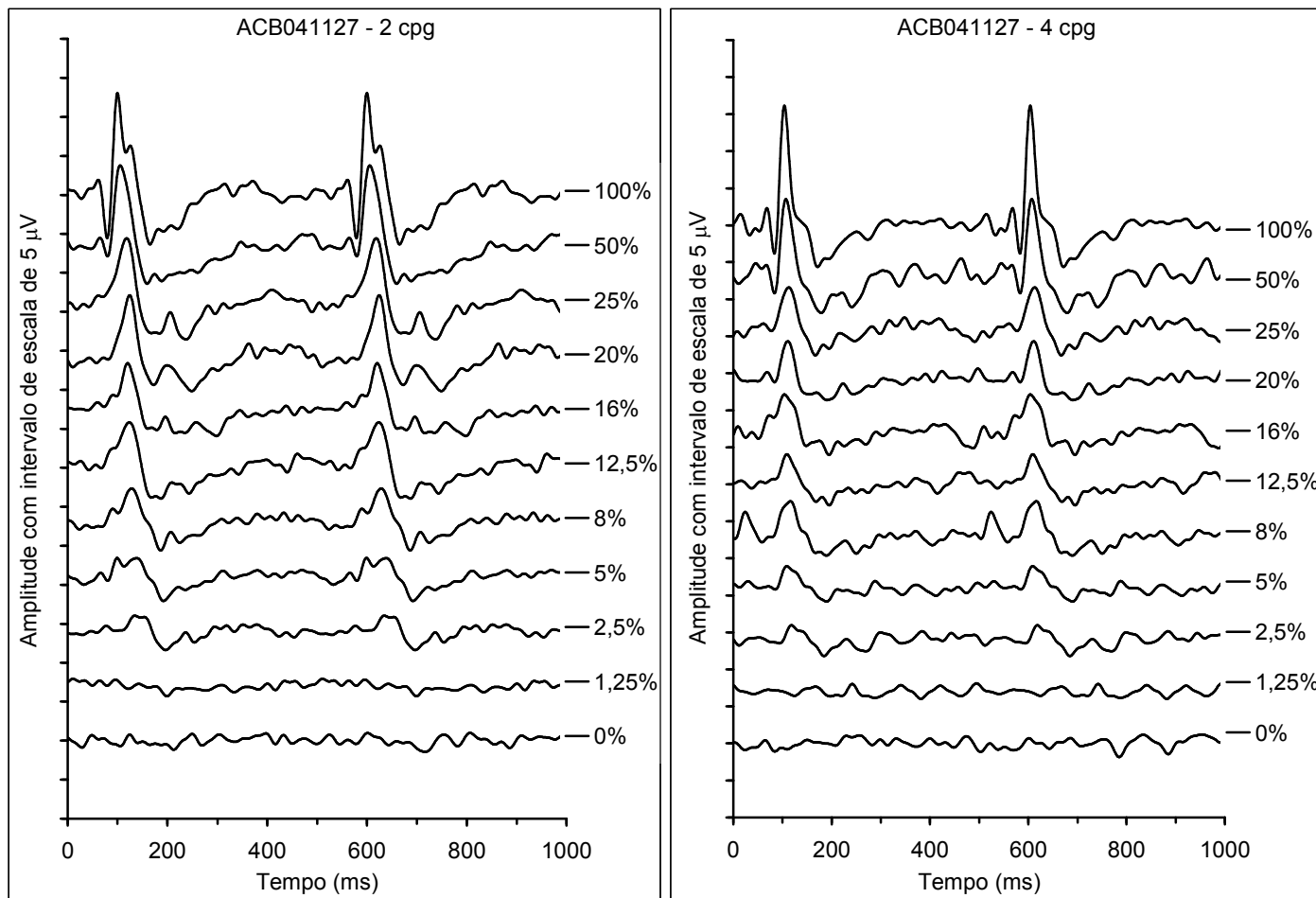
Aprovação do comitê de ética em pesquisa

ANEXO II

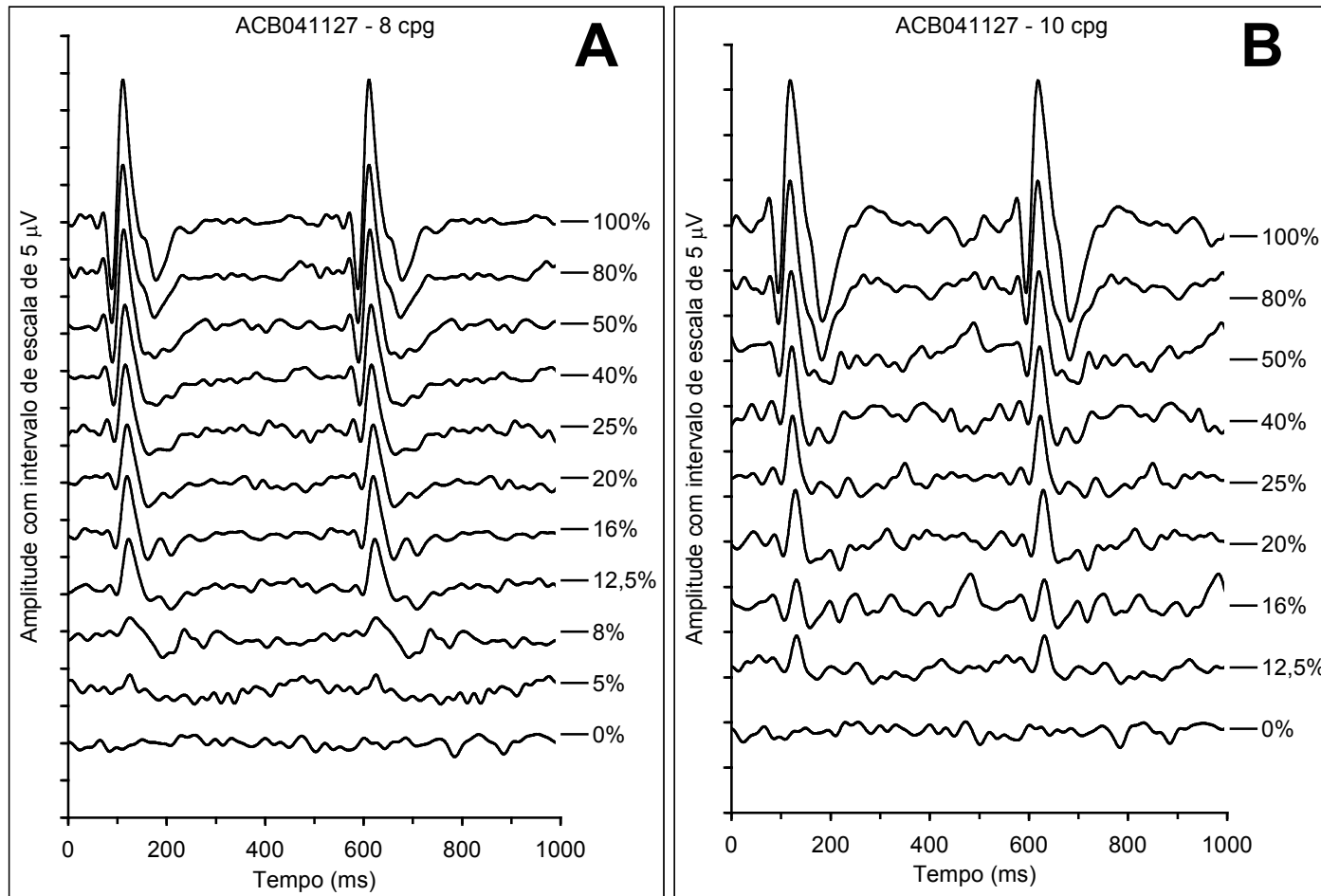
Dados referentes ao sujeito ACB041127



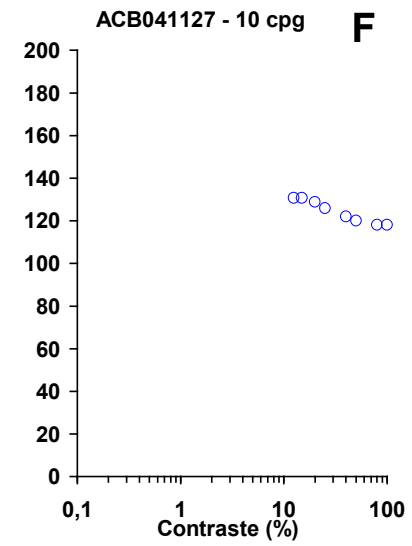
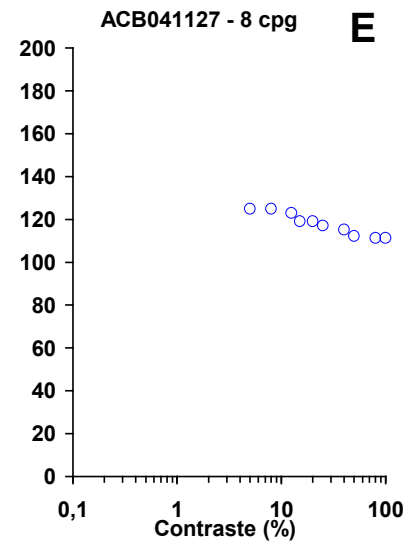
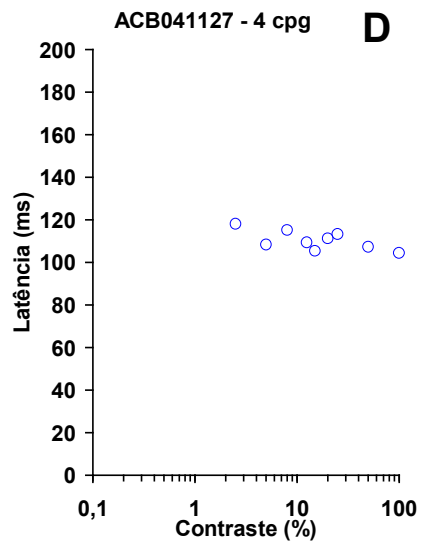
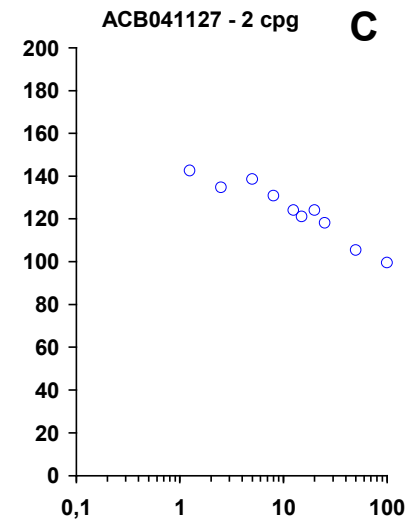
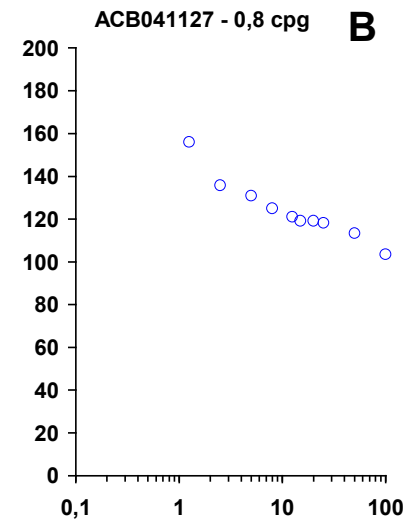
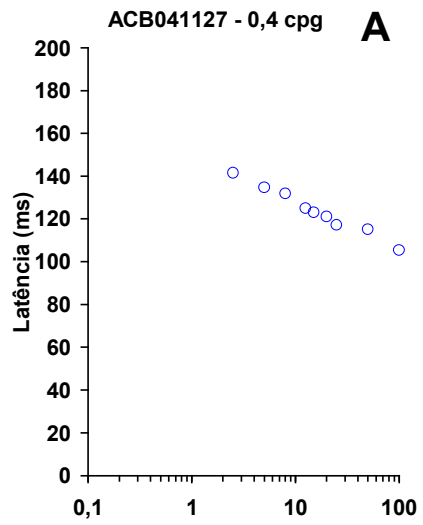
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 0,4 **(A)** e 0,8 cpg **(B)**.



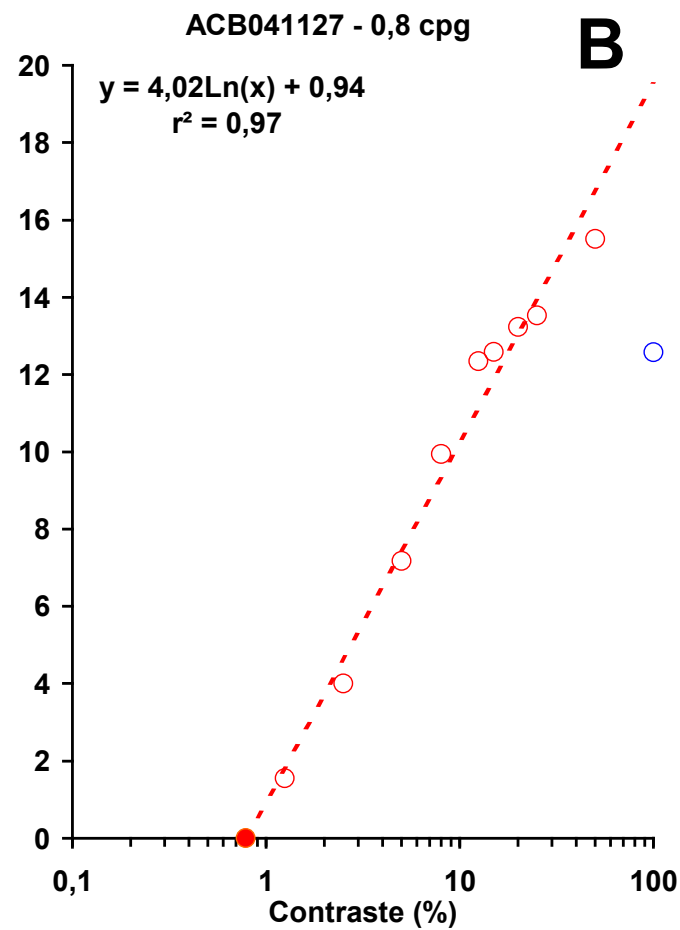
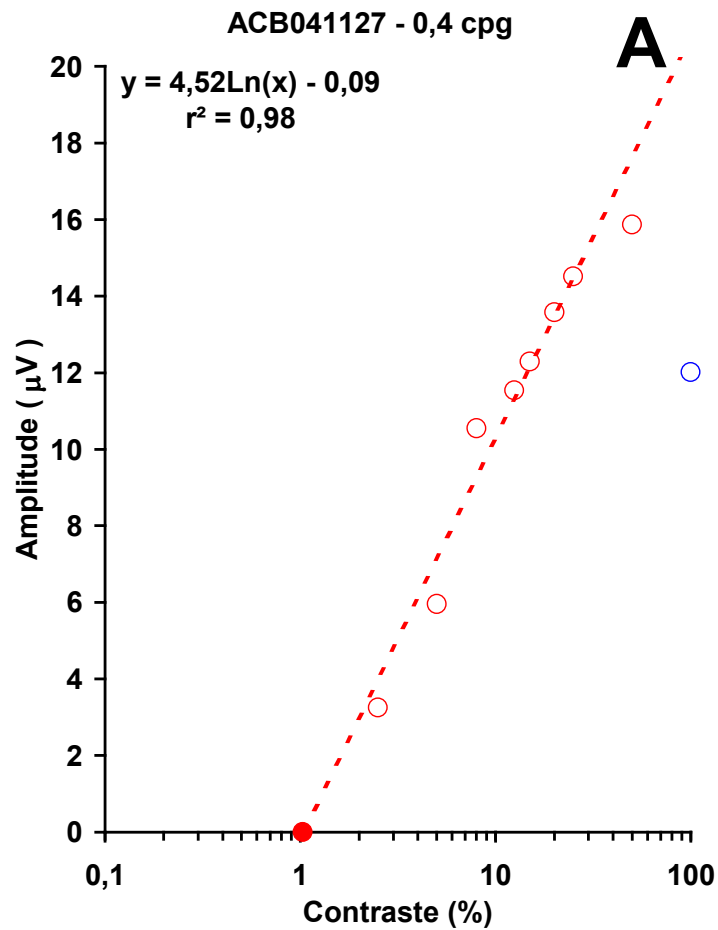
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 2 **(A)** e 4 cpg **(B)**.



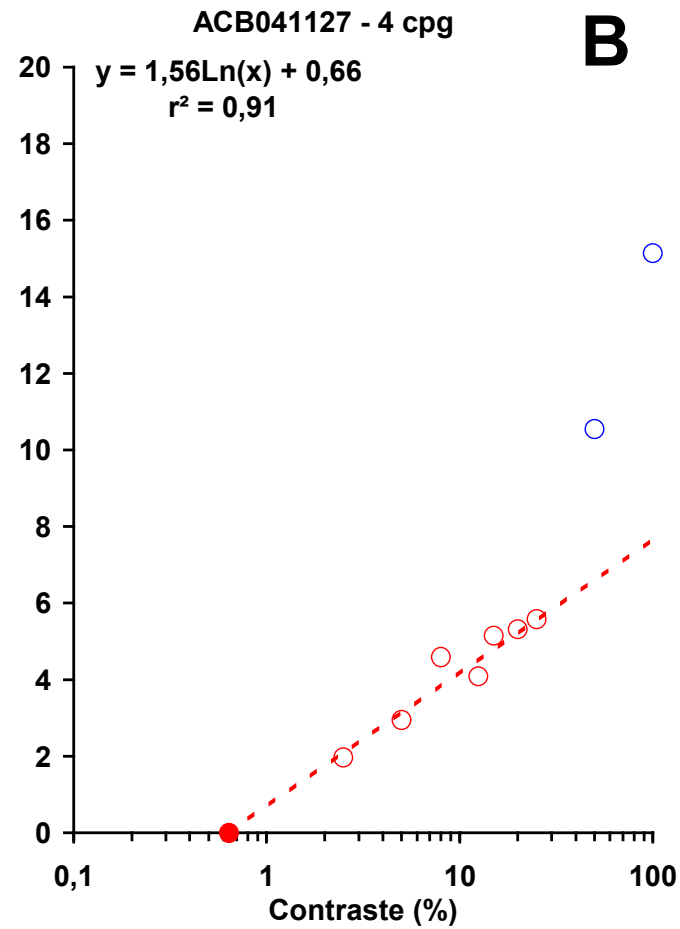
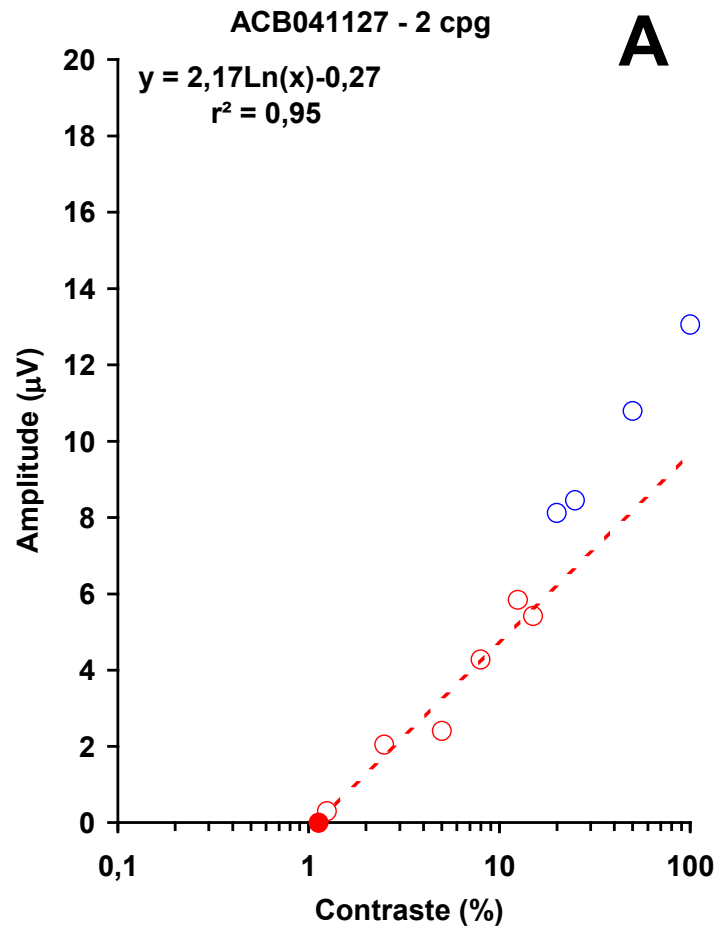
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 8 **(A)** e 10 cpg **(B)**.



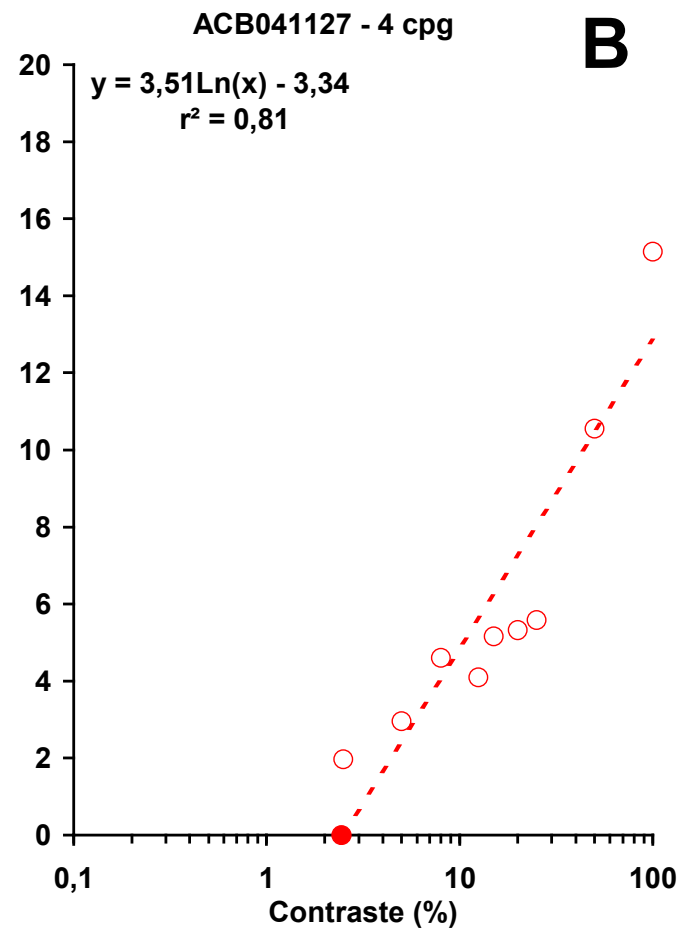
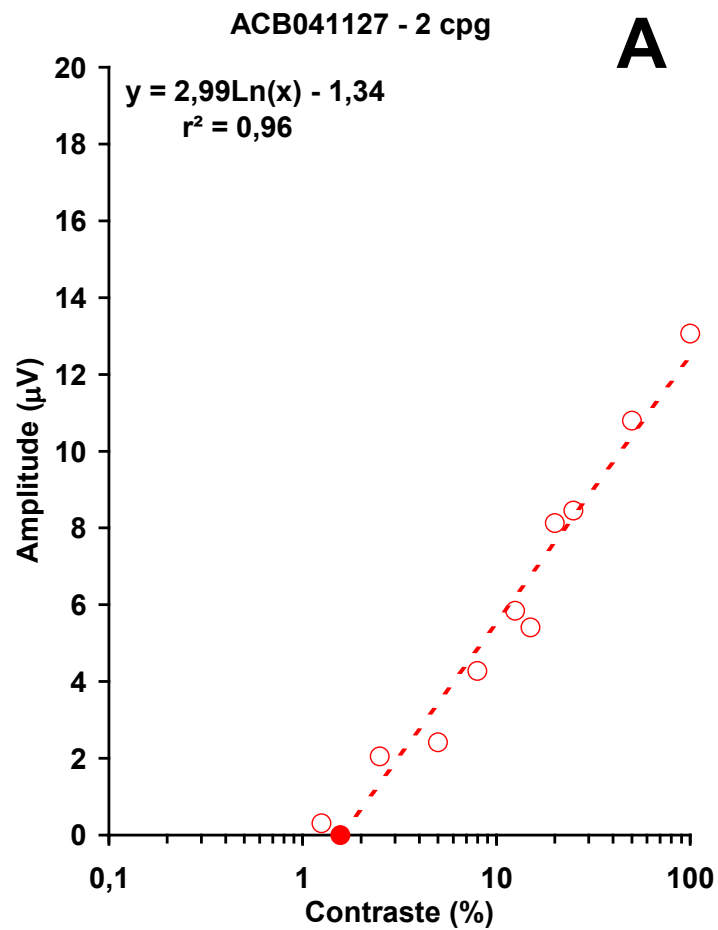
Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg.



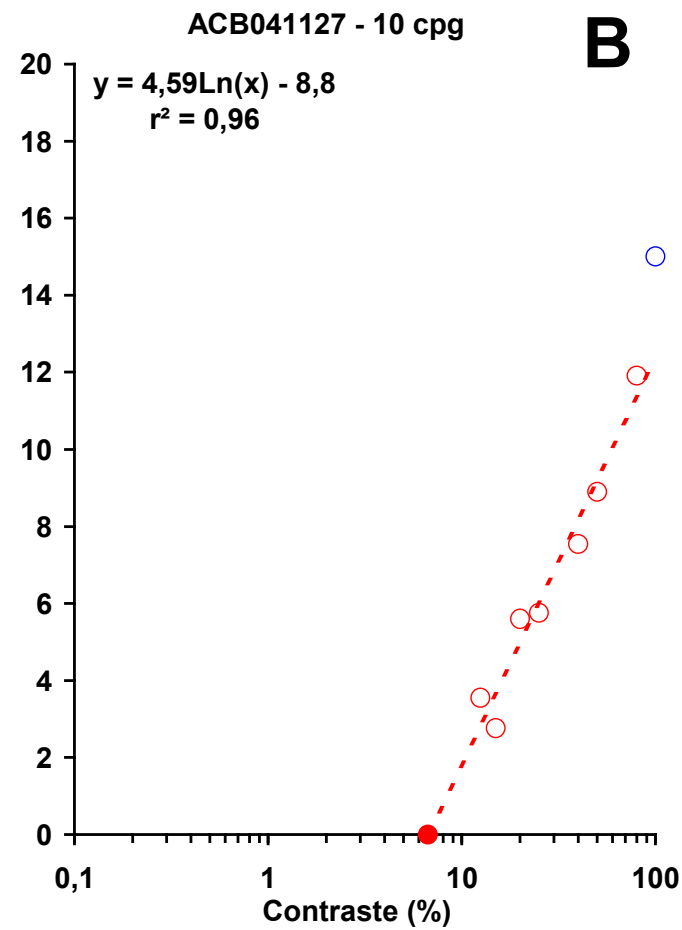
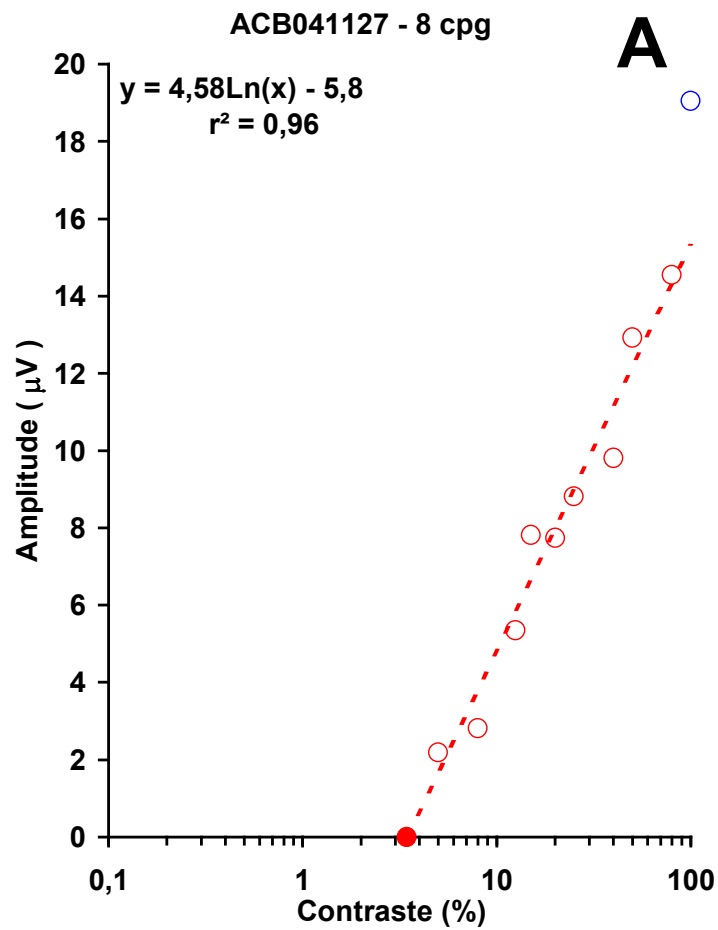
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Frequência espacial de 0,4 cpq. **(B)** Frequência espacial de 0,8 cpq.



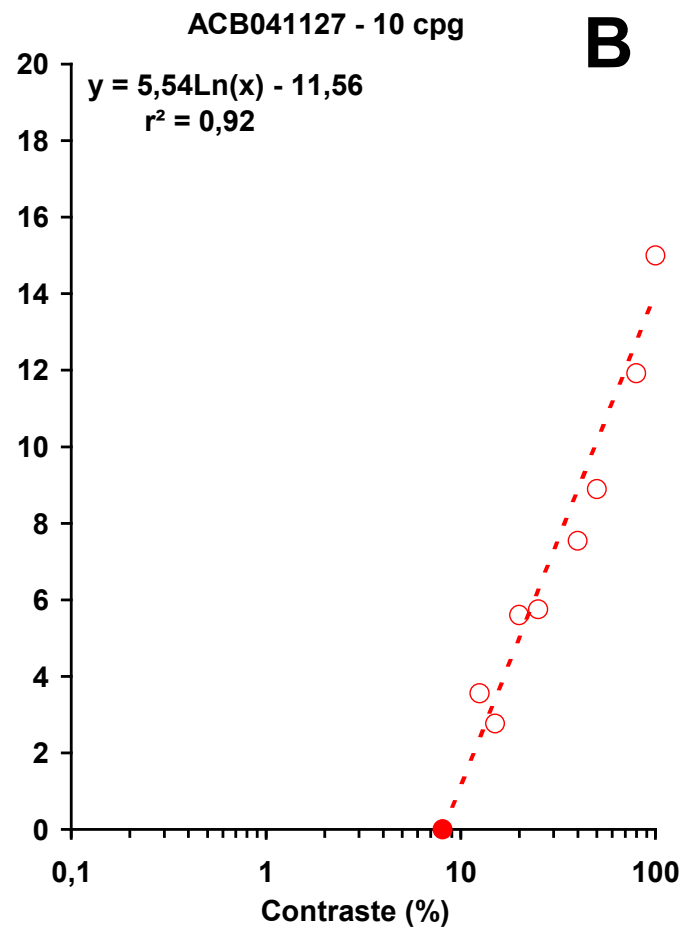
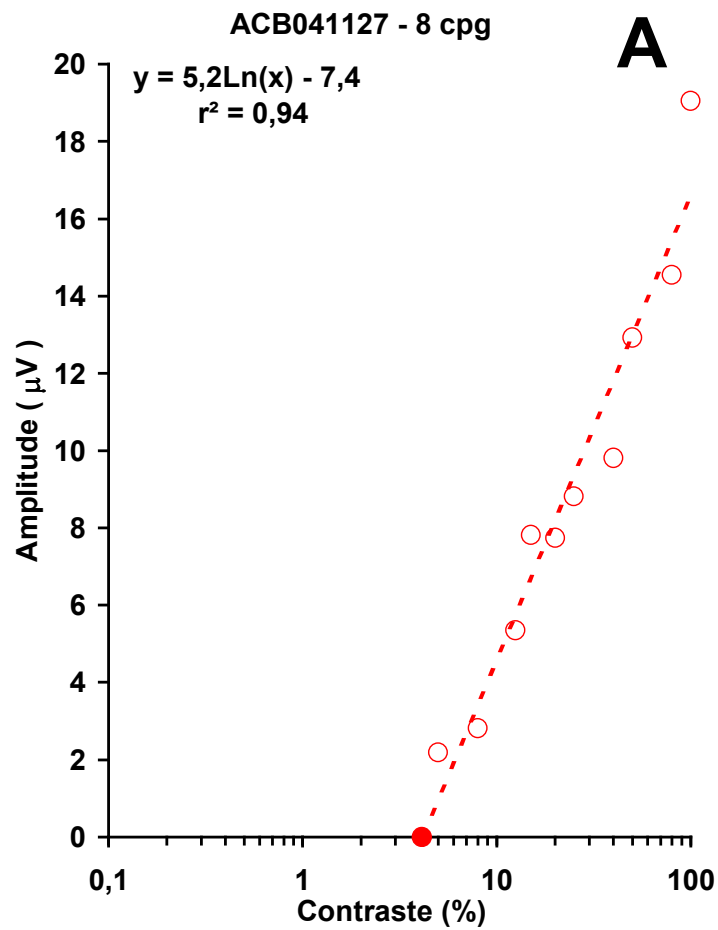
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



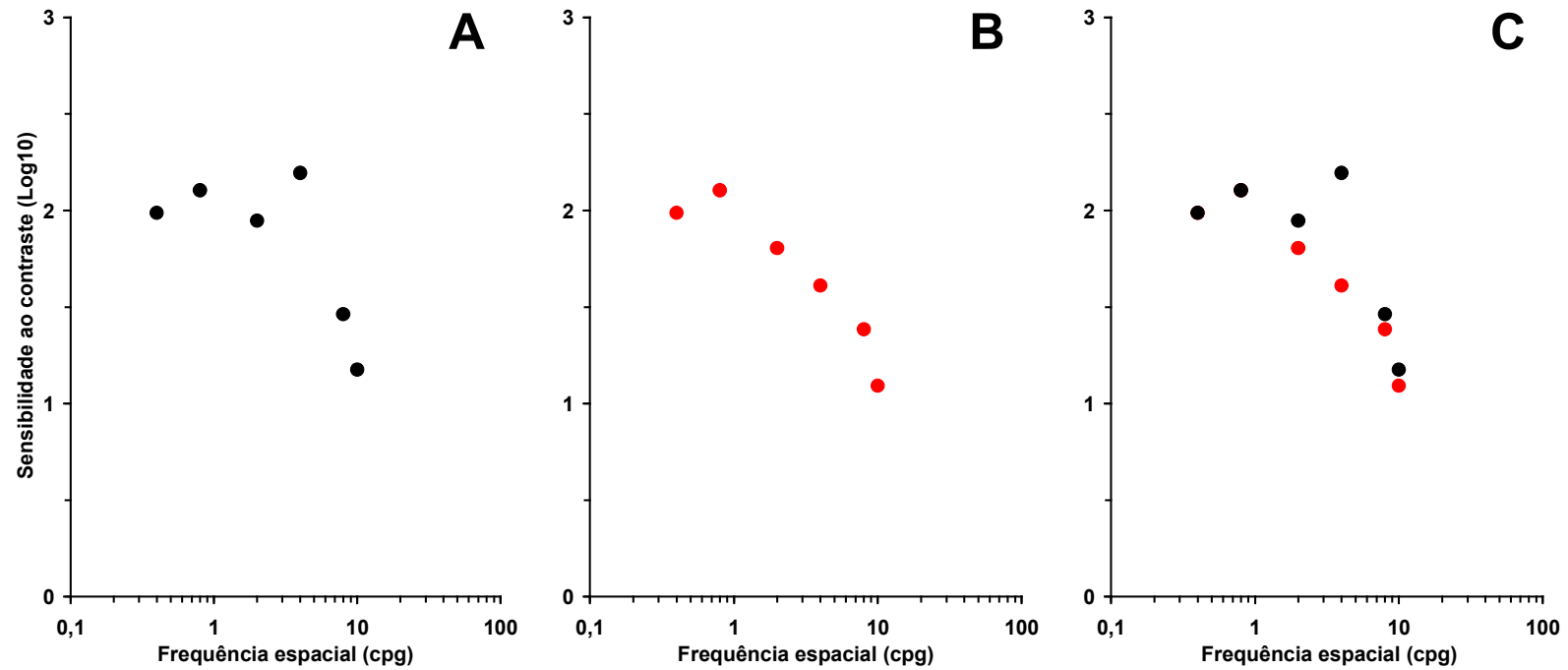
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



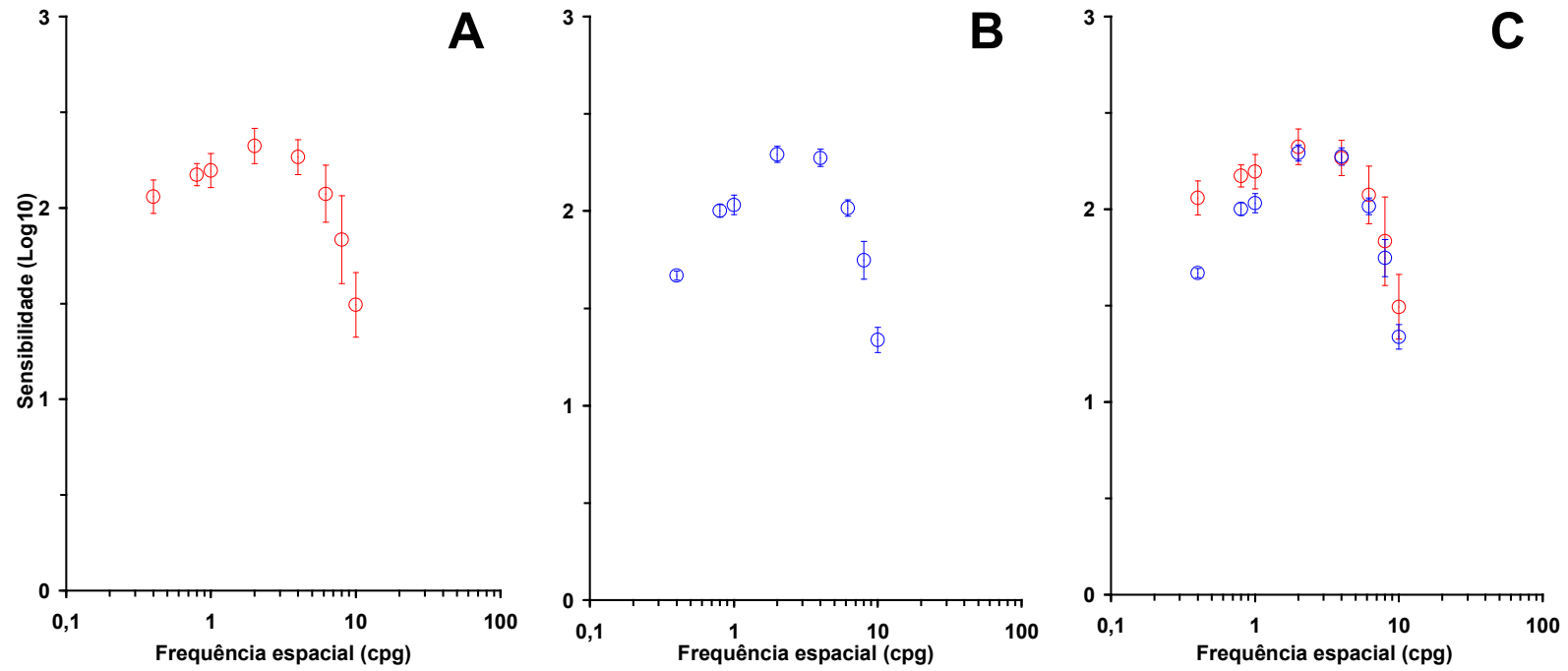
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg (**A**) e 10 cpg (**B**). Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



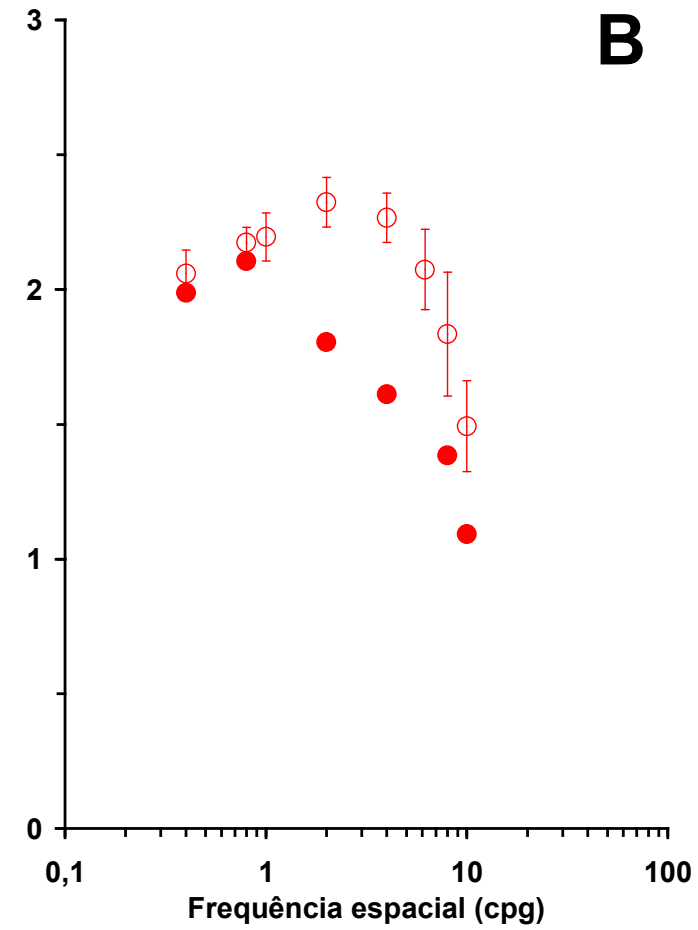
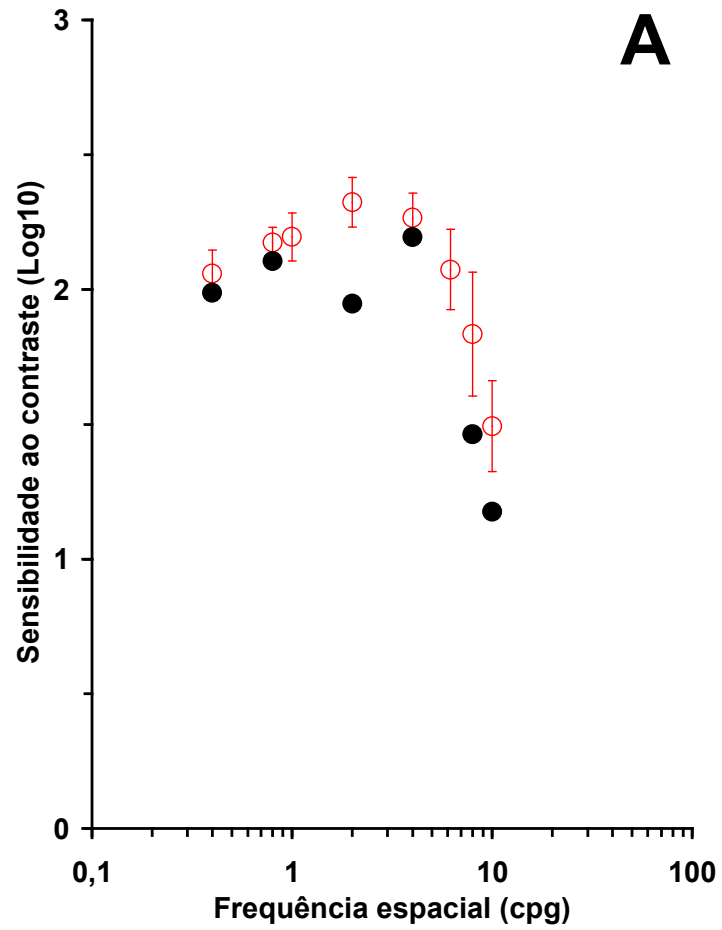
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg (**A**) e 10 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



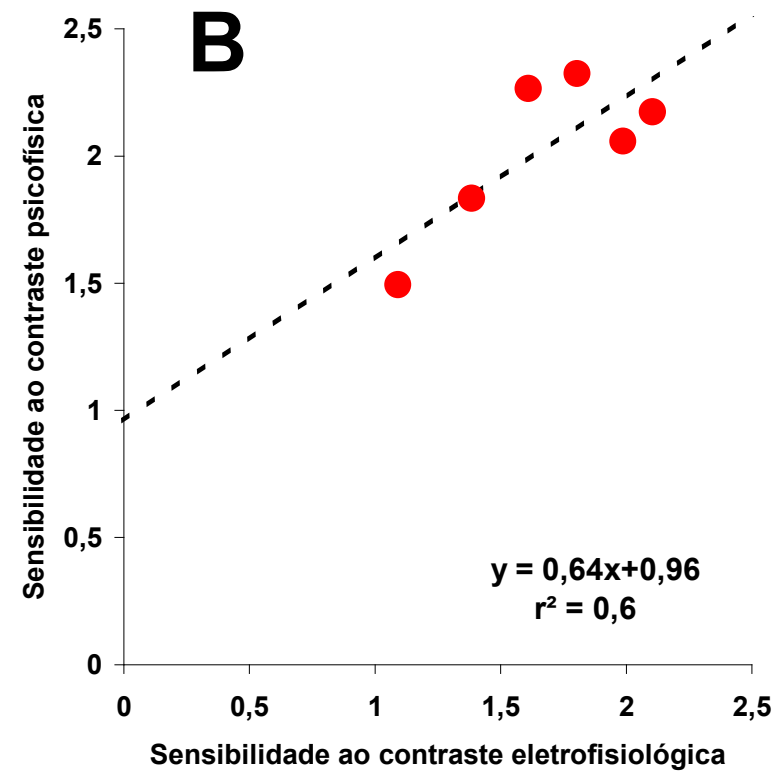
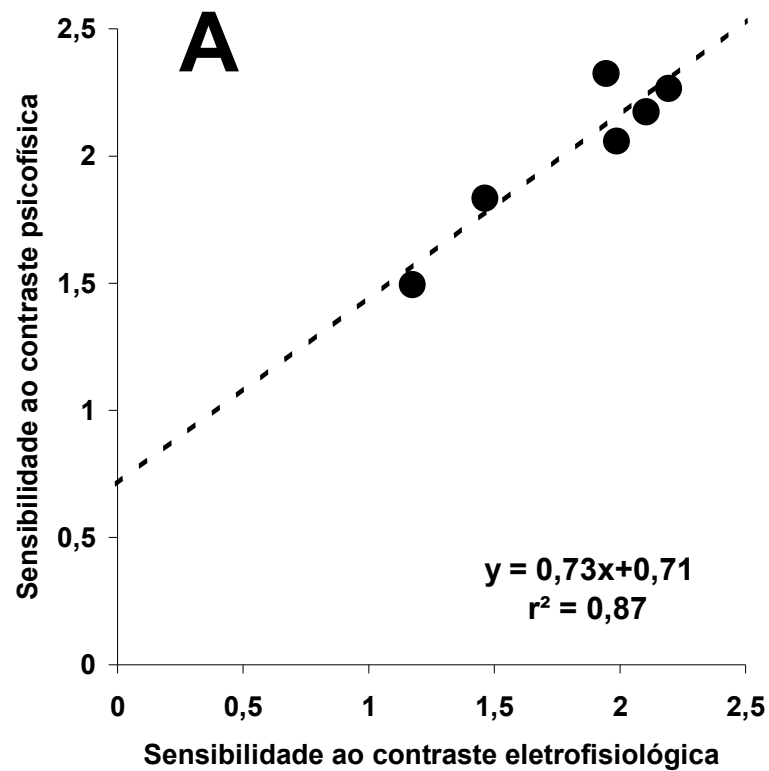
CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECF. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar.



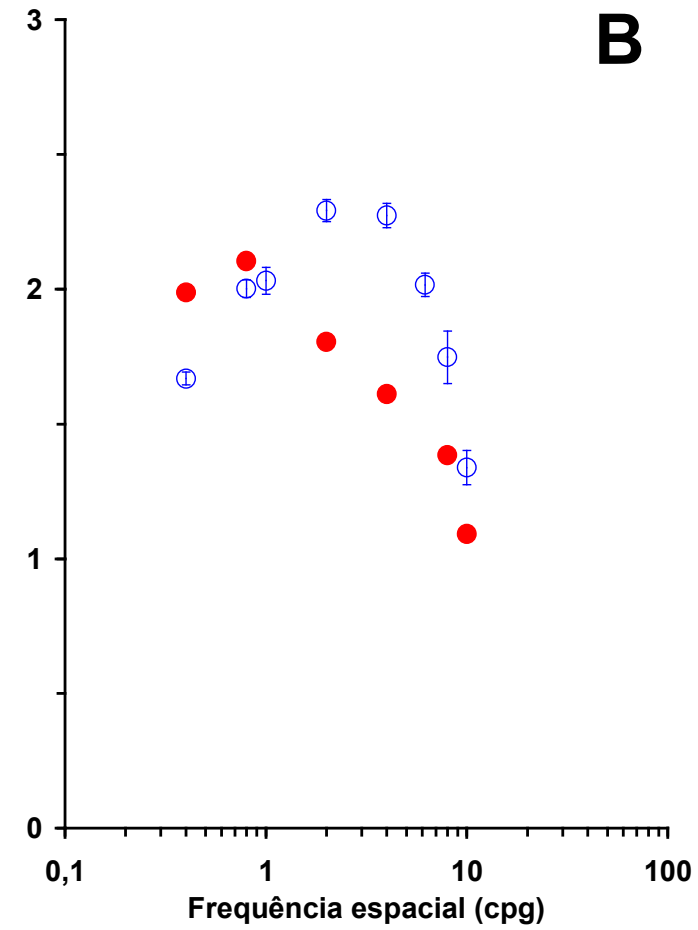
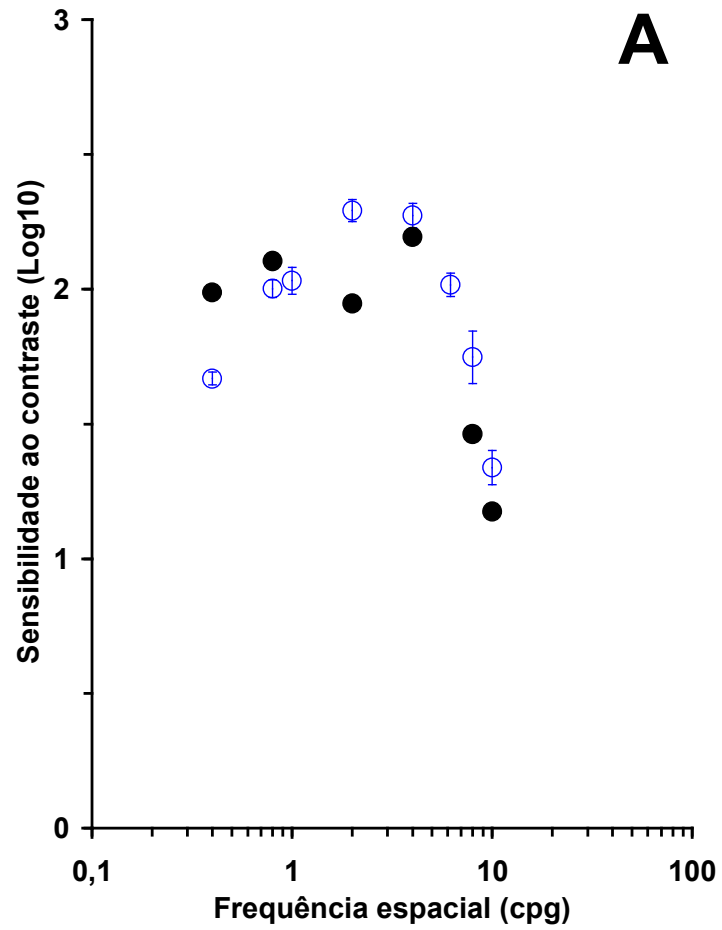
CSF obtida por métodos psicofísicos. **(A)** CSF dinâmica. **(B)** CSF estática. **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos.



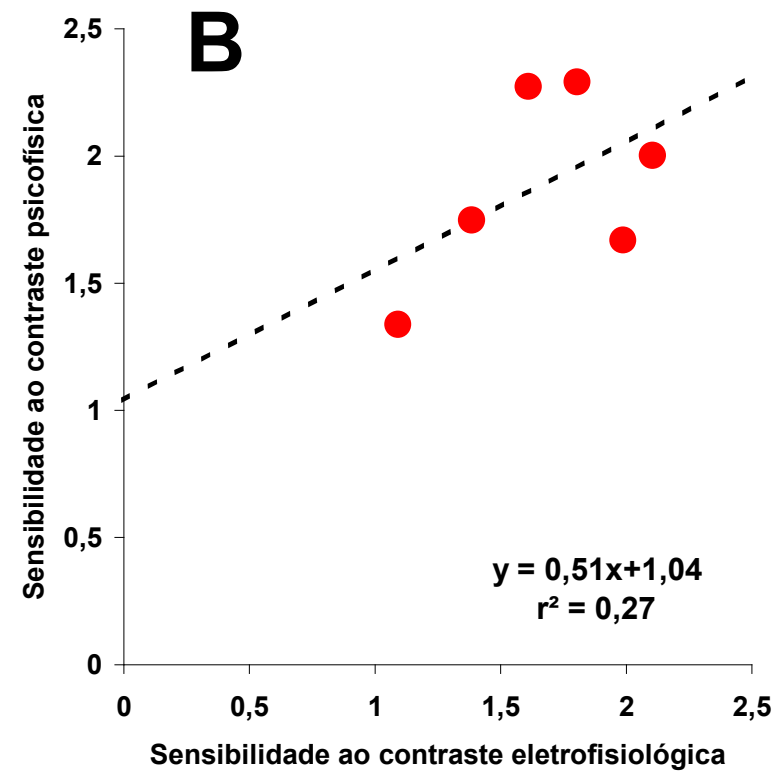
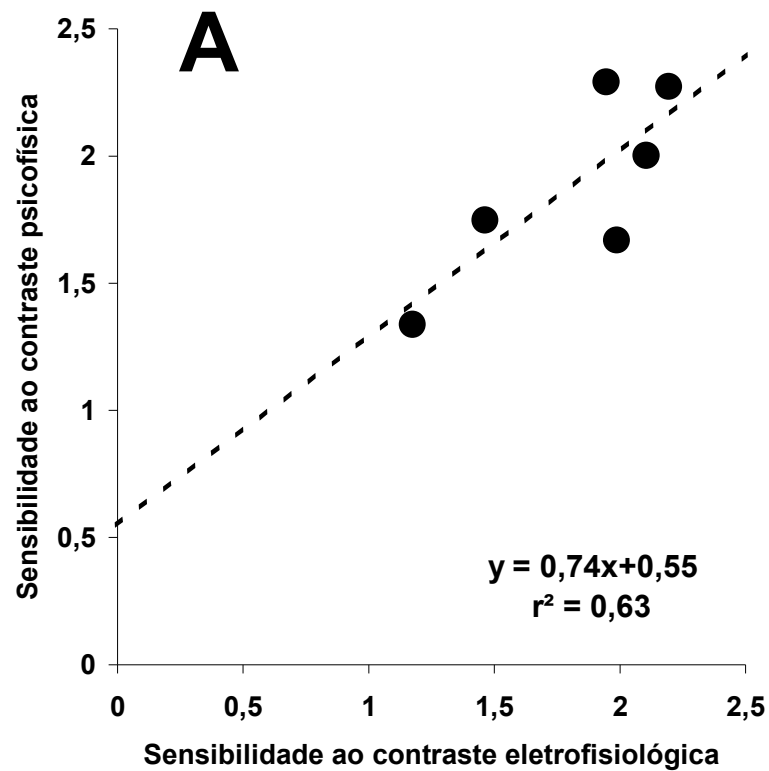
Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

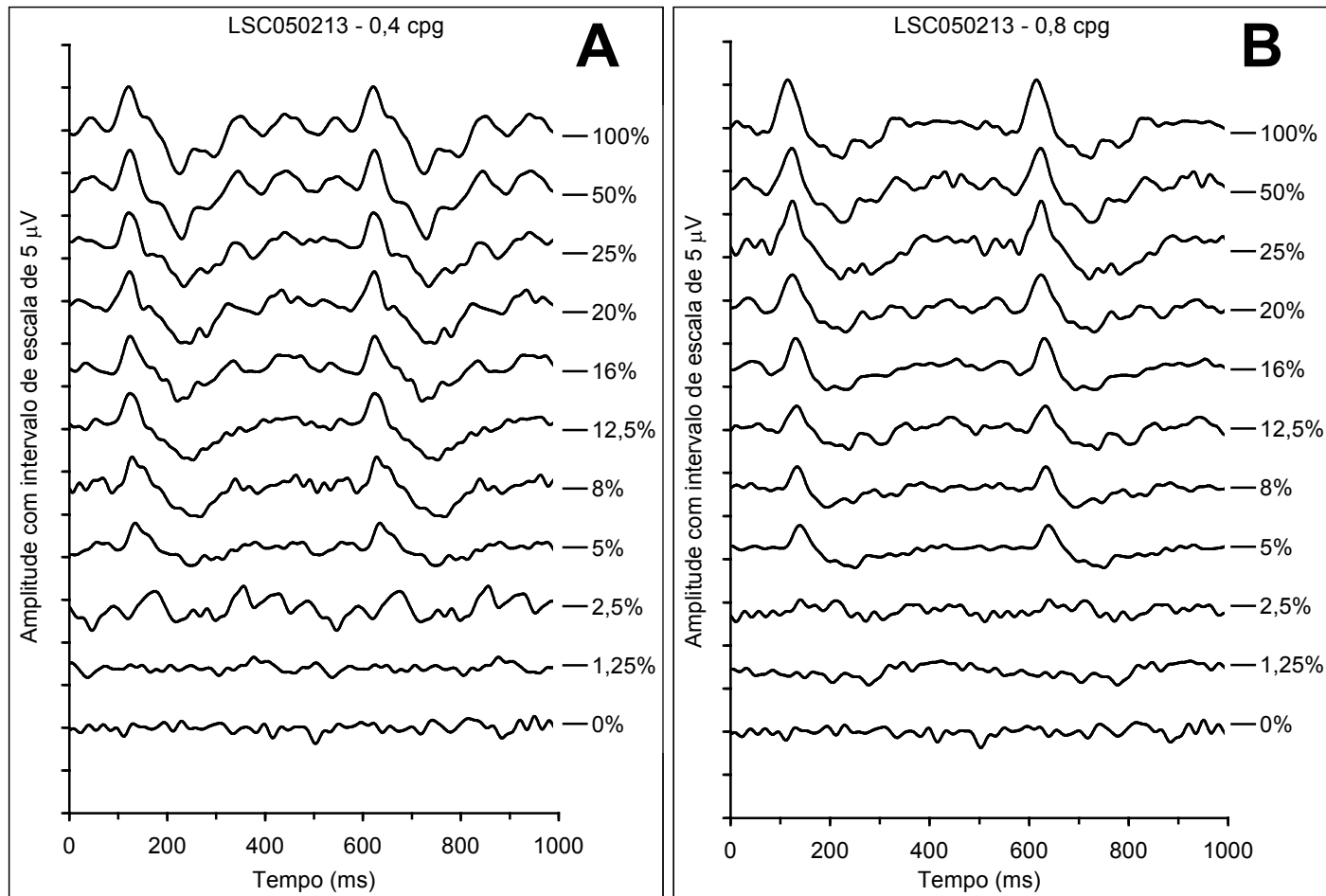


Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**).

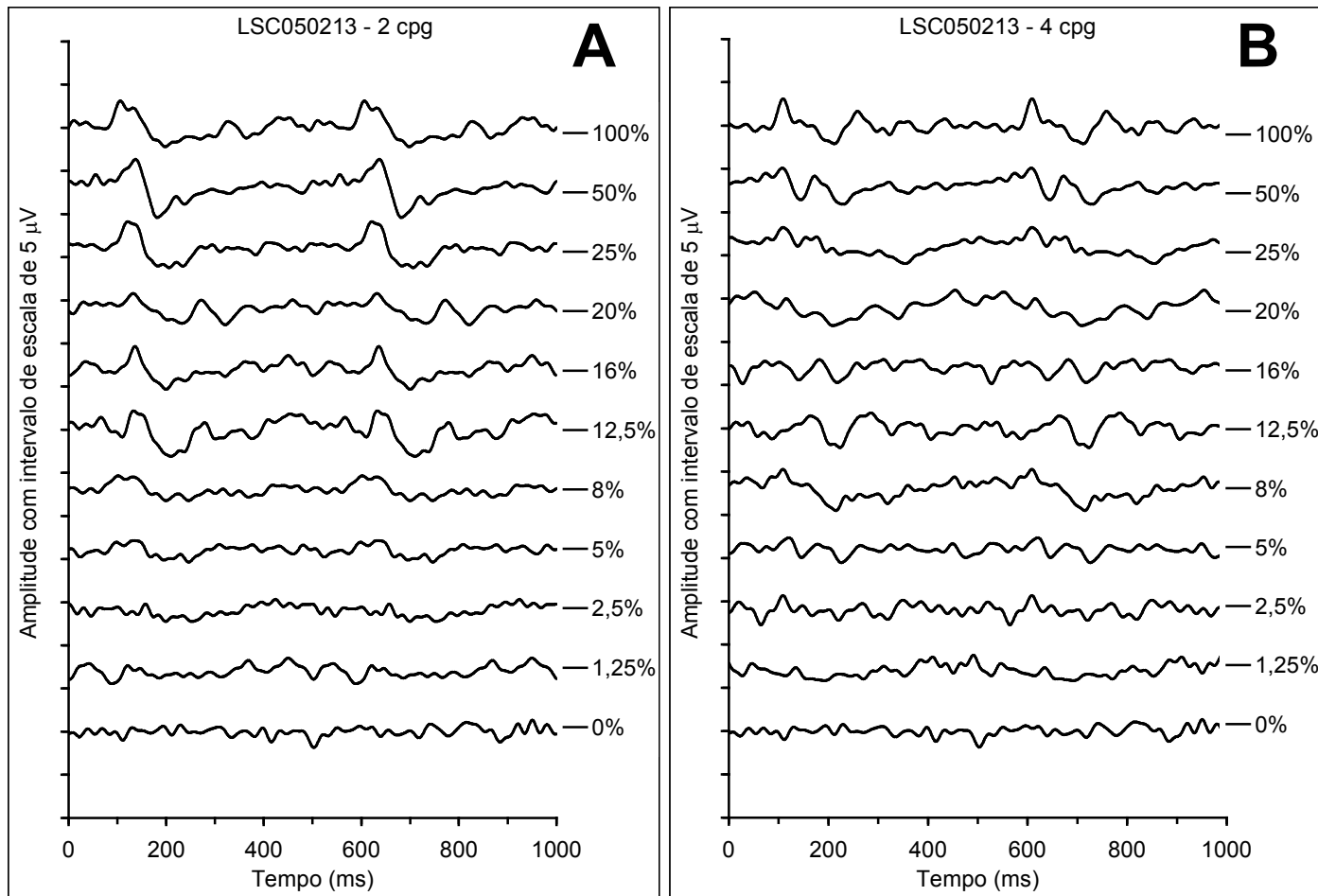


Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

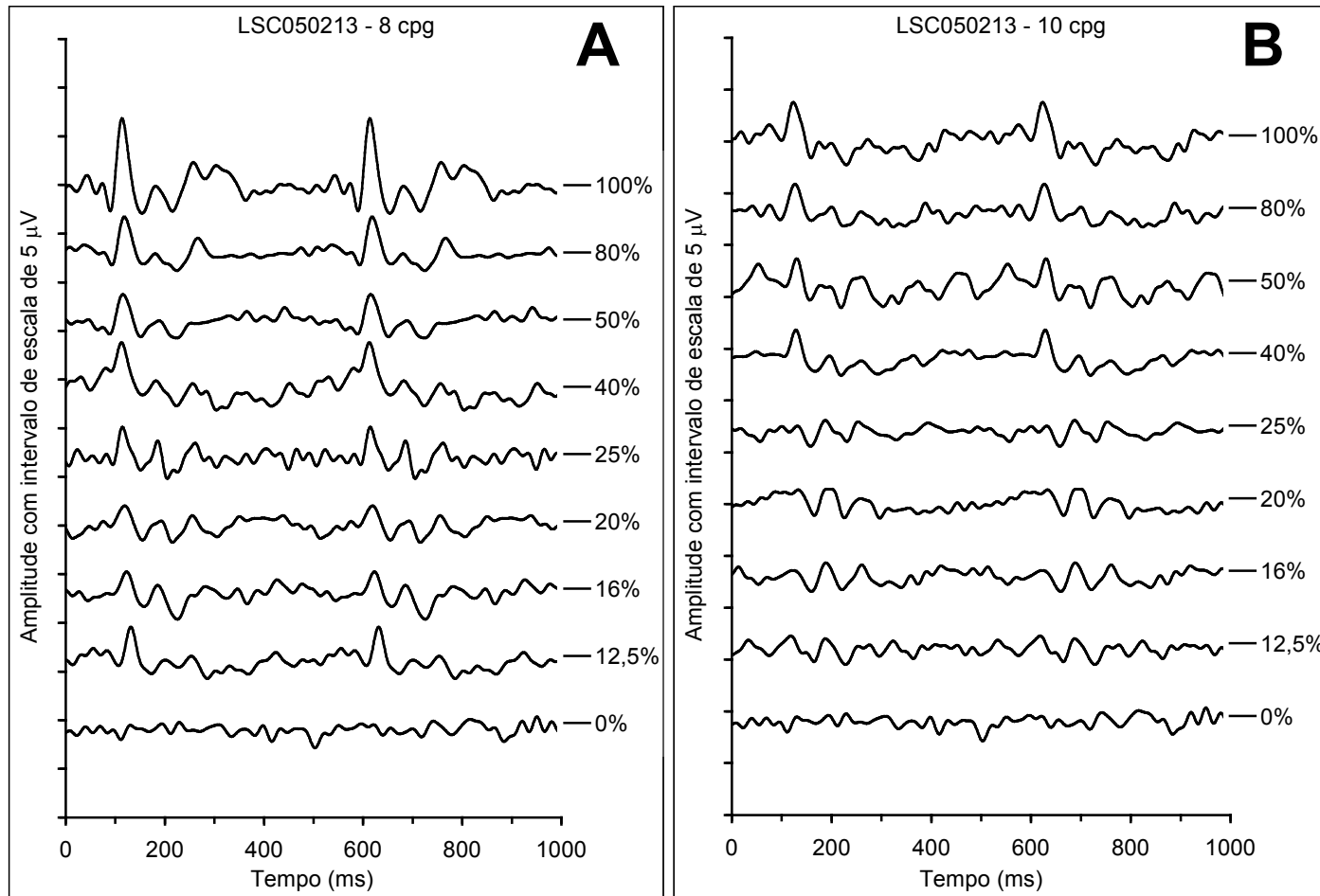
Dados referentes ao sujeito LSC050213



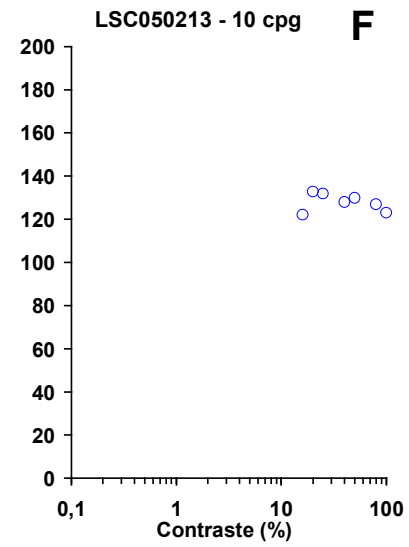
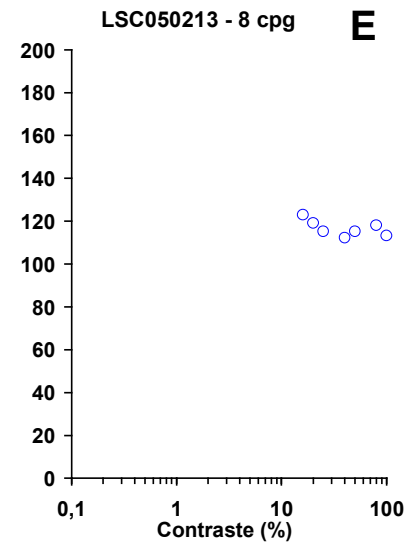
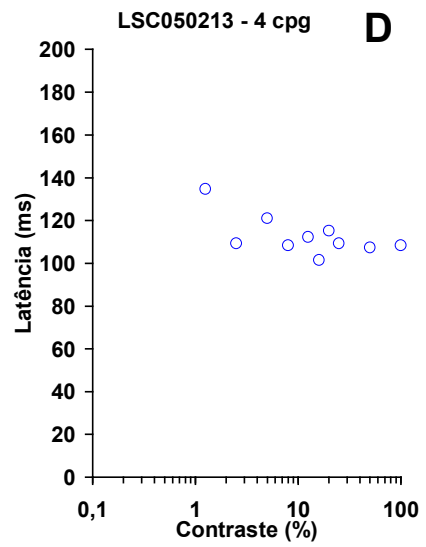
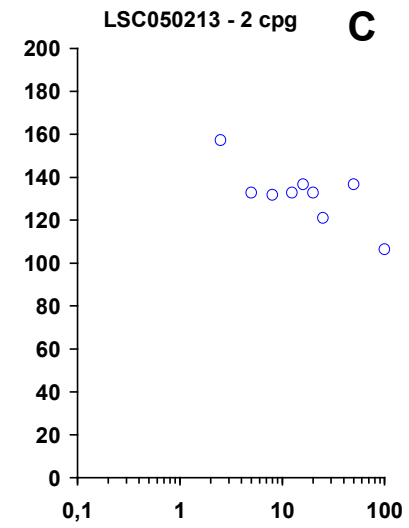
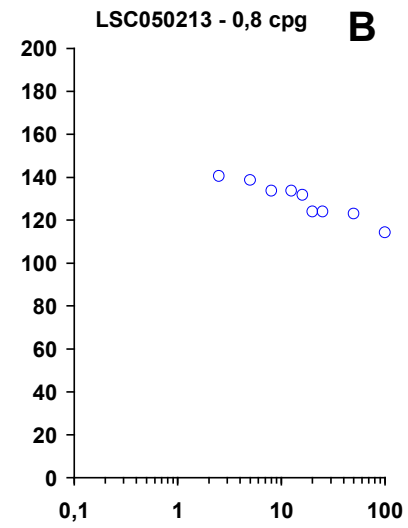
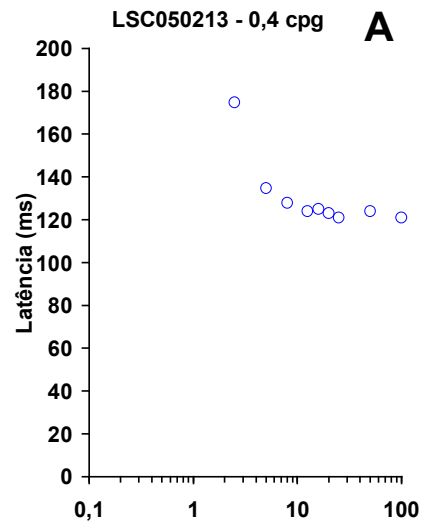
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 0,4 (A) e 0,8 cpg (B).



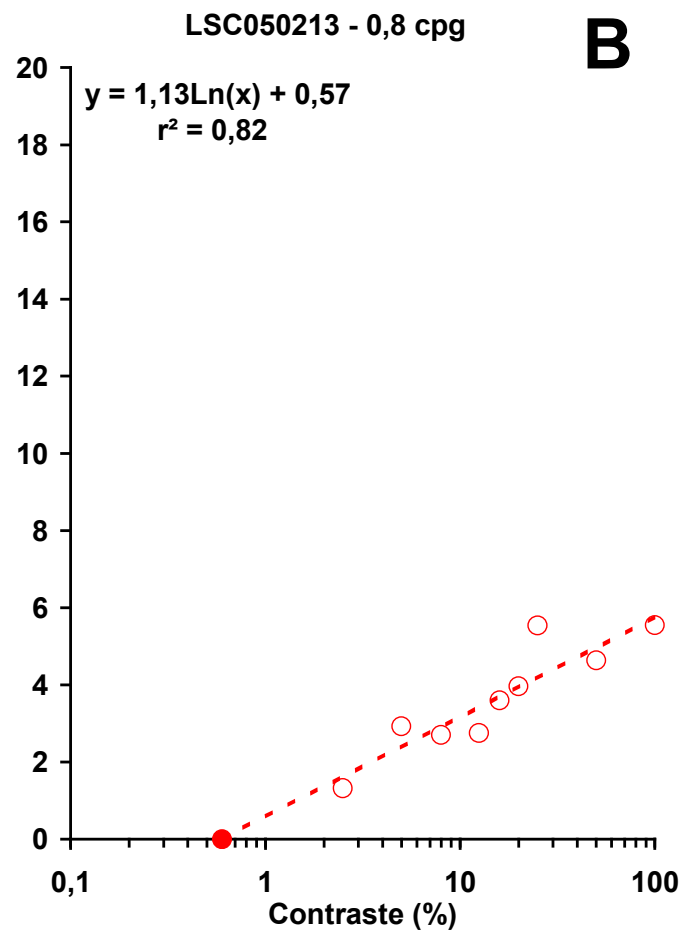
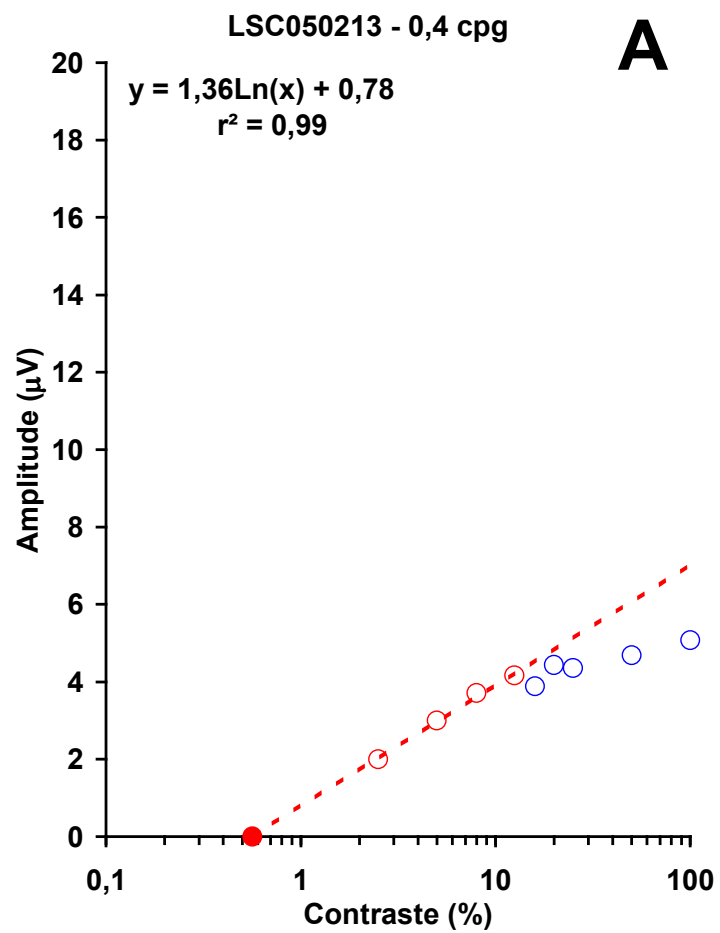
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 2 **(A)** e 4 cpg **(B)**.



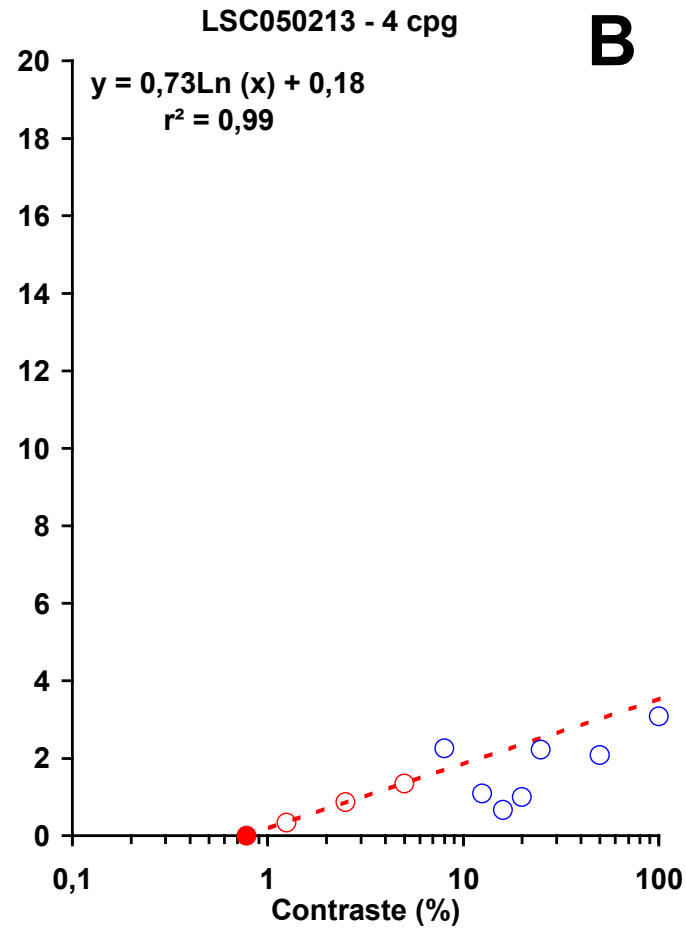
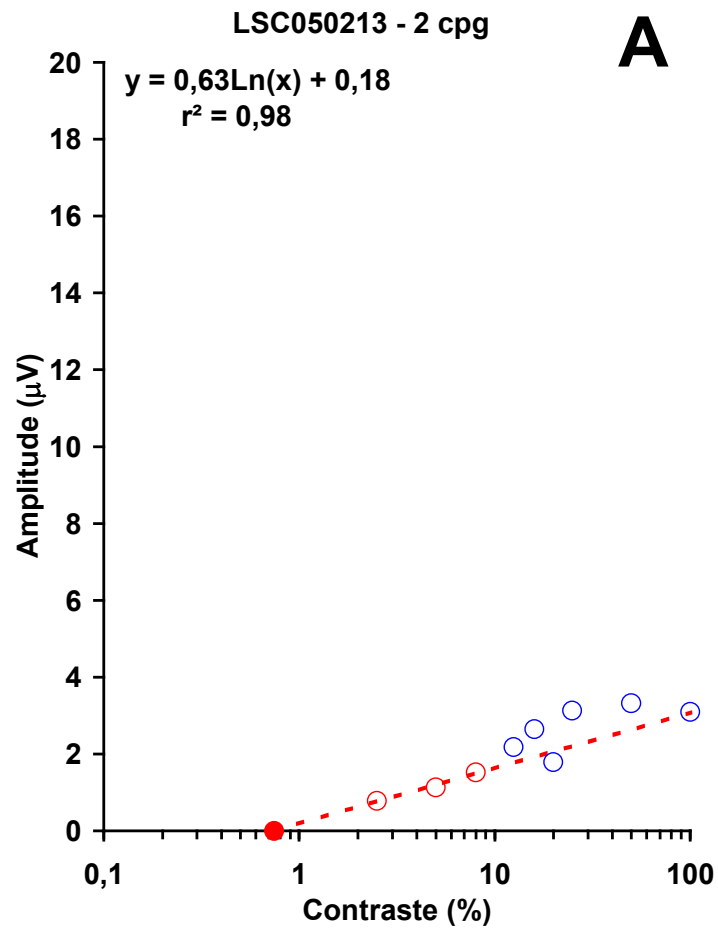
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 8 **(A)** e 10 cpg **(B)**.



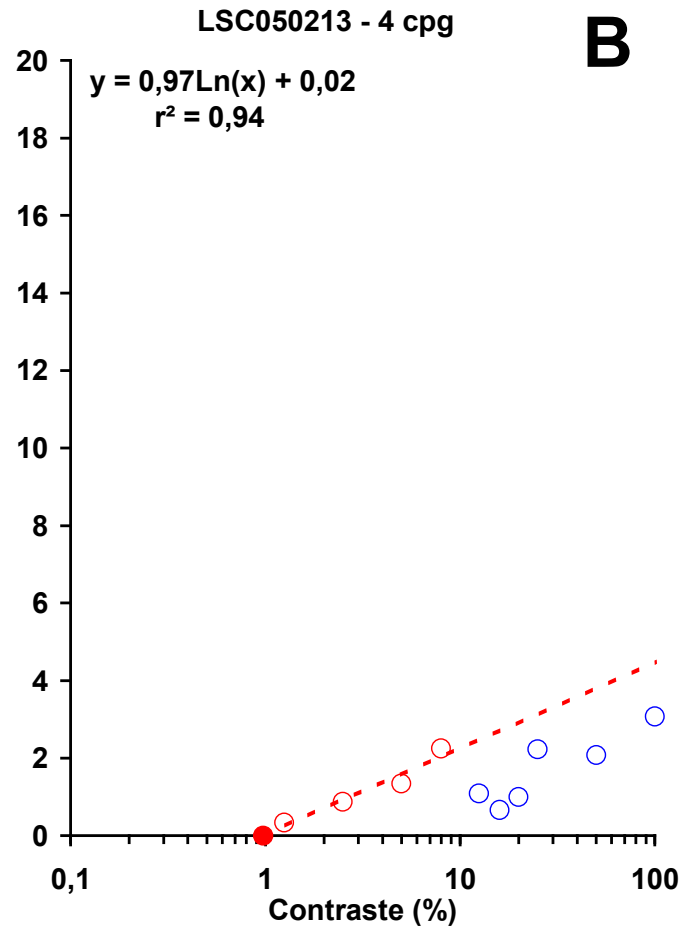
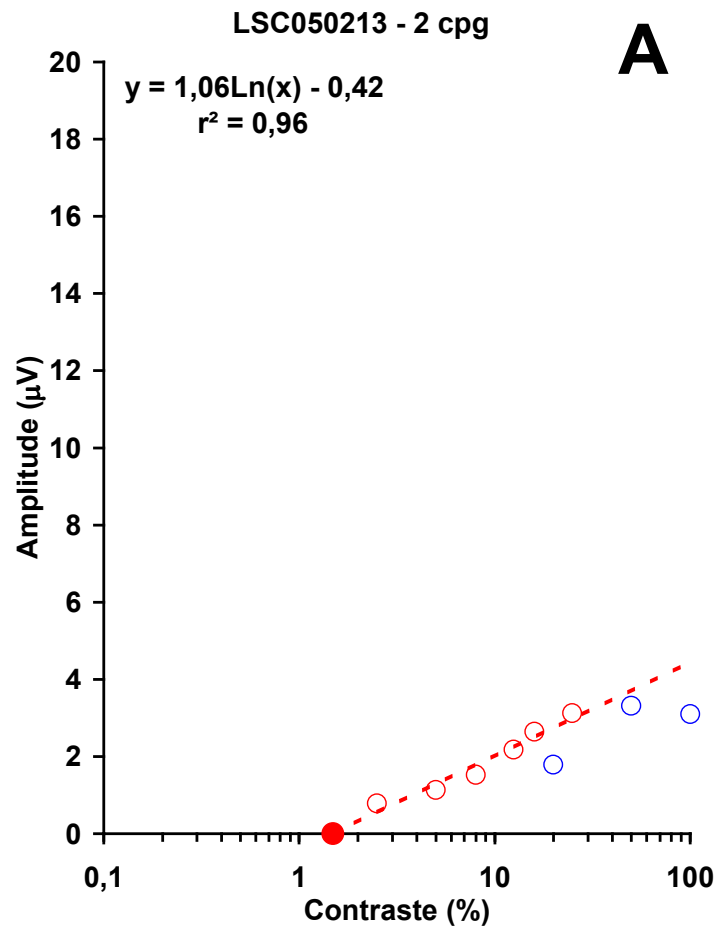
Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg.



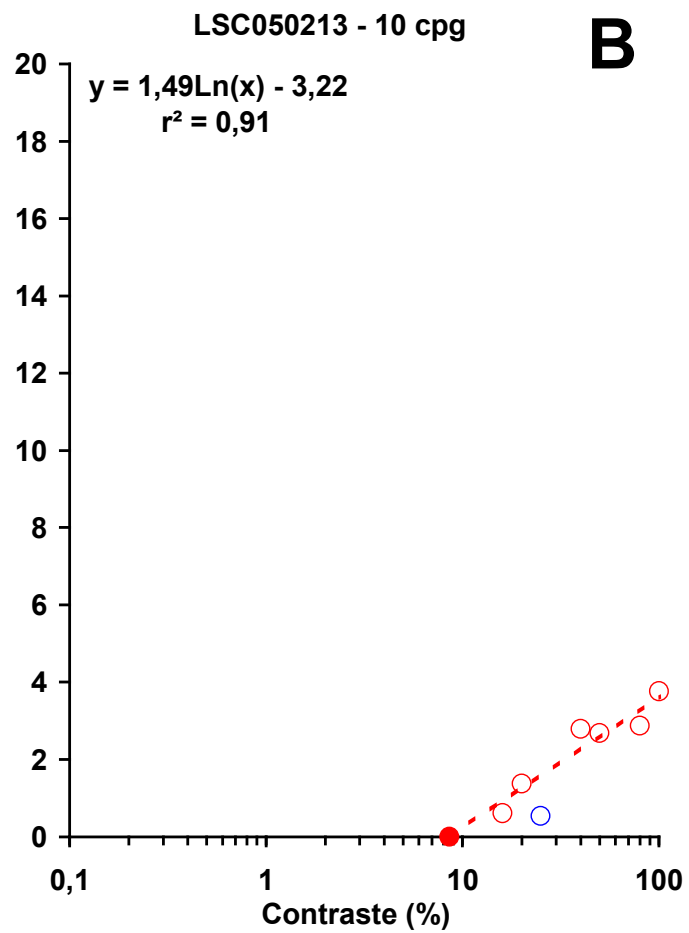
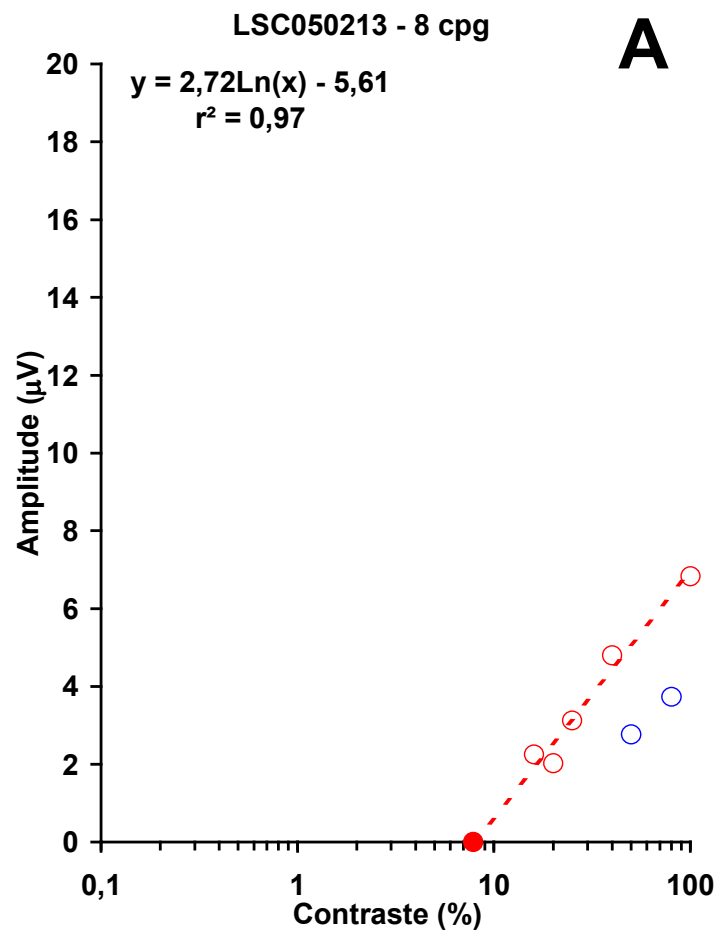
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg.



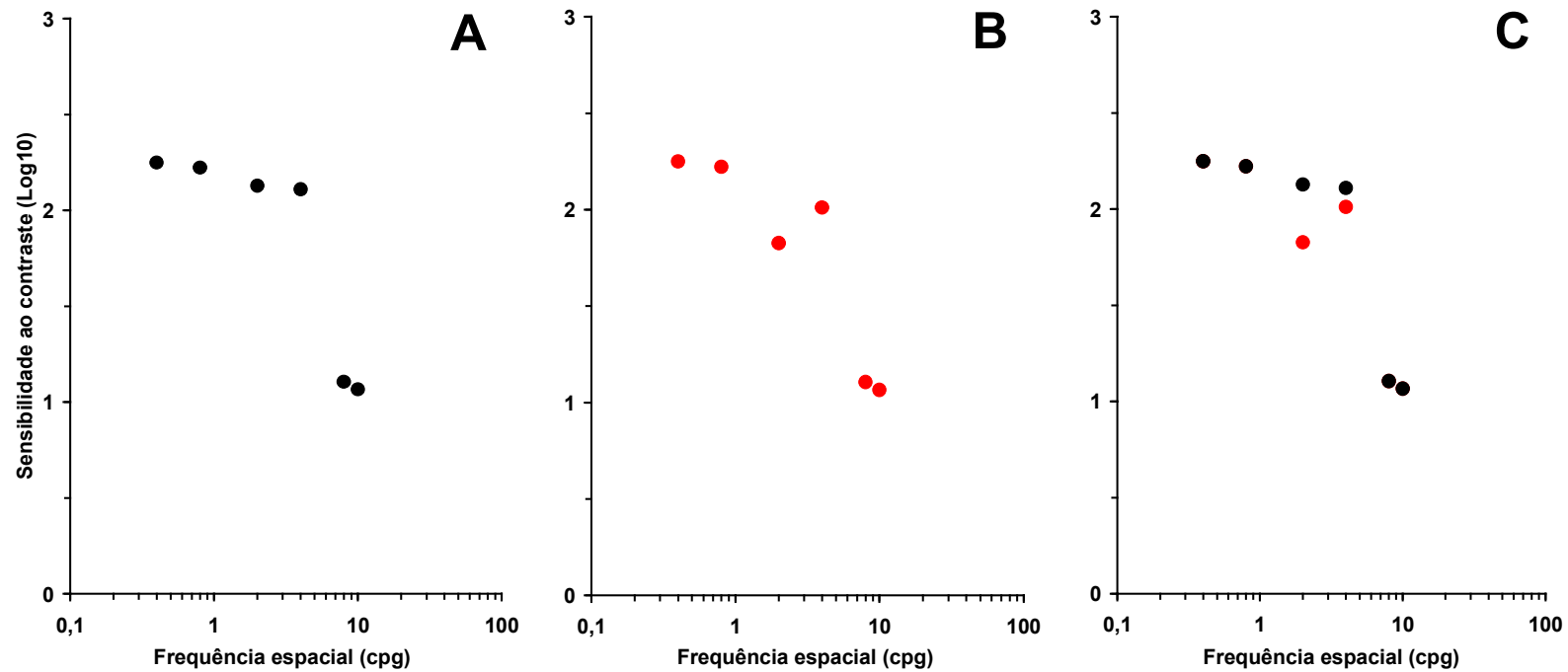
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg **(A)** e 4 cpg **(B)**. Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



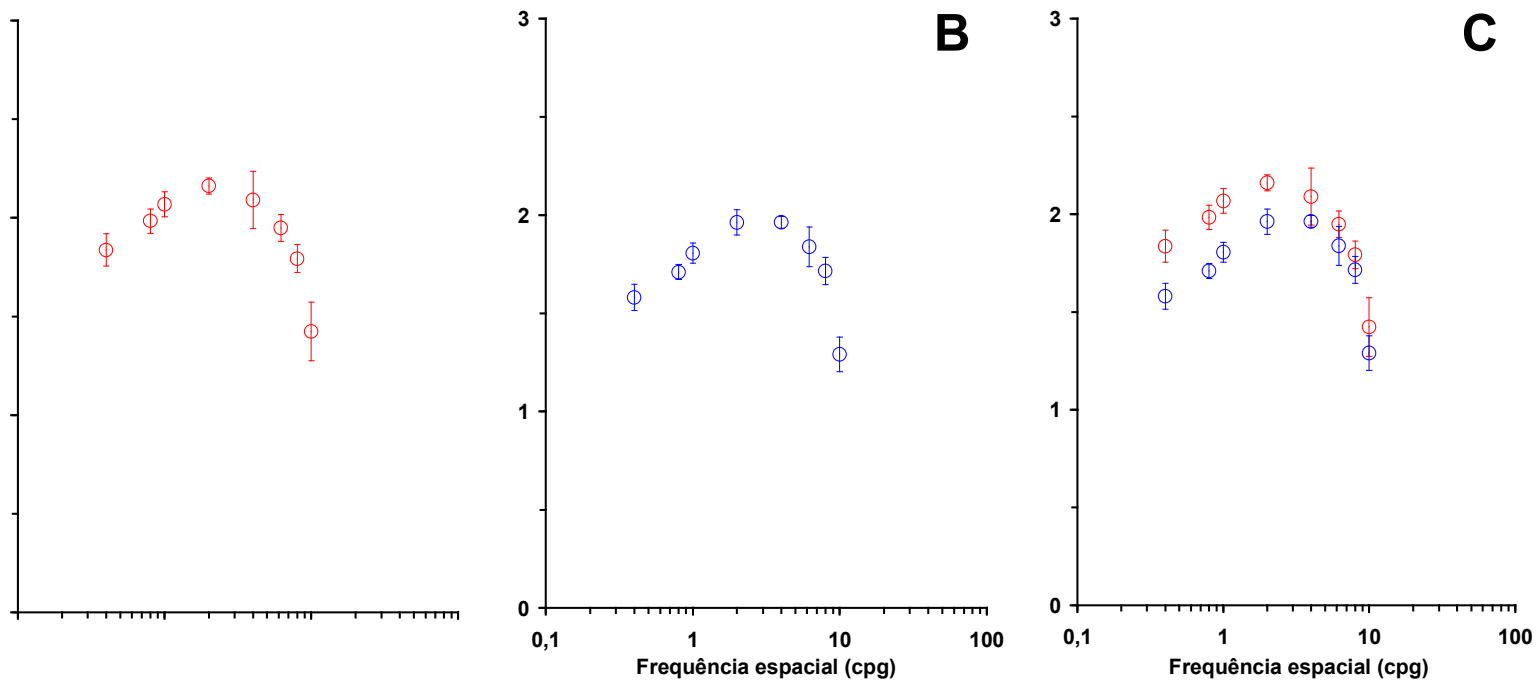
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



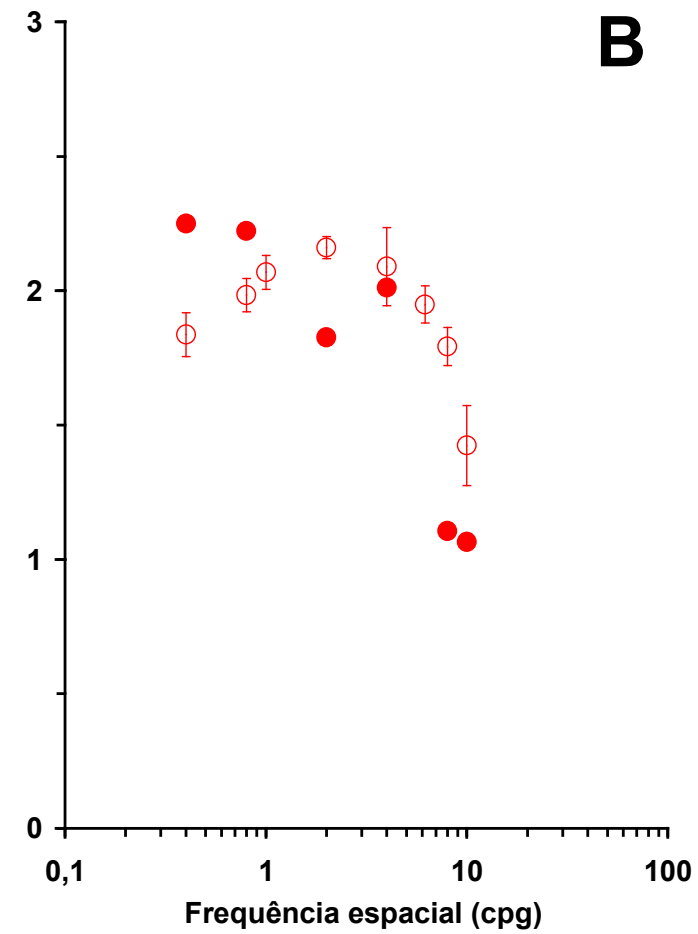
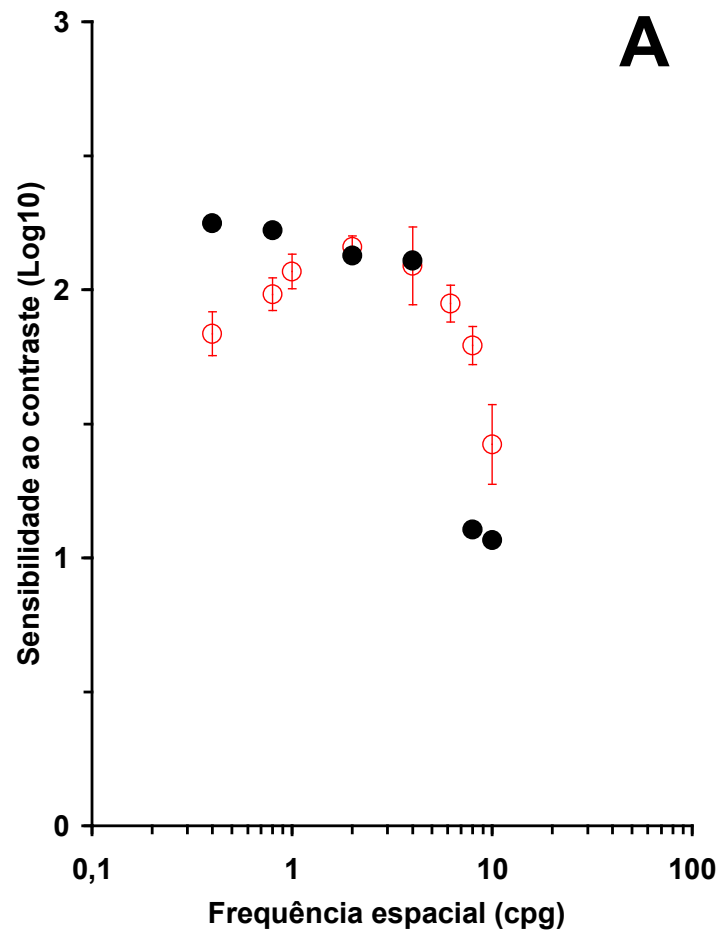
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg **(A)** e 10 cpg **(B)**. Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



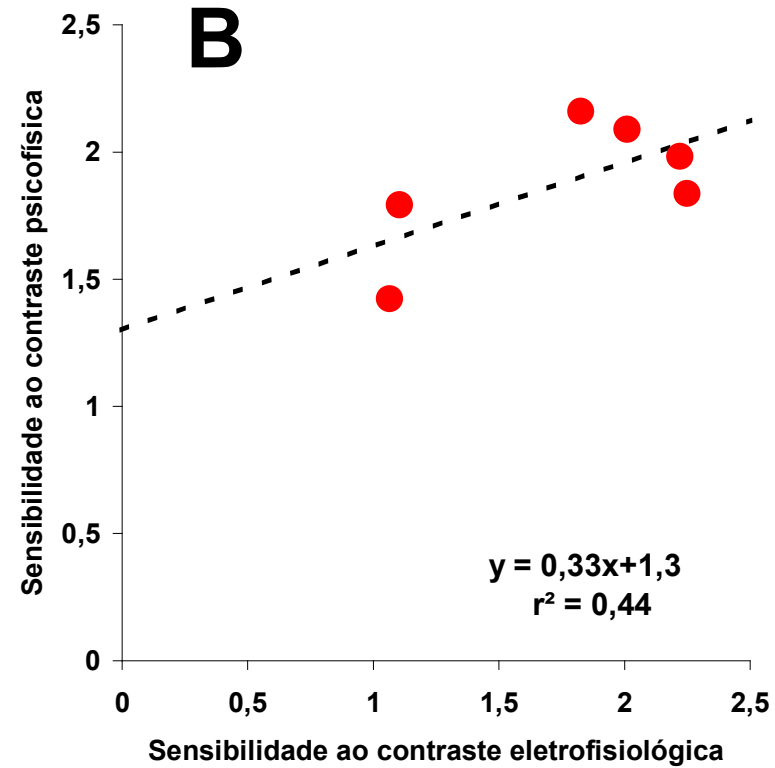
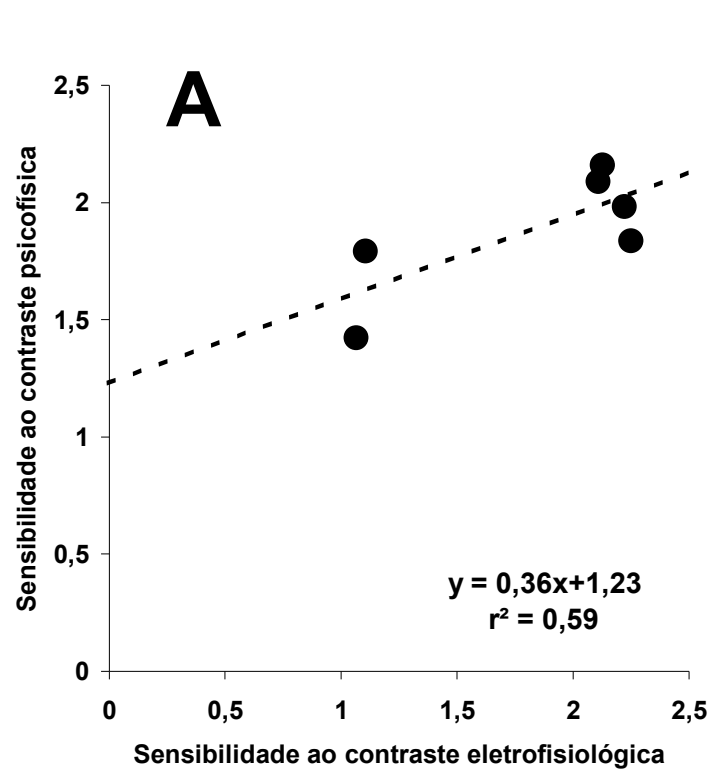
CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECP. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar.



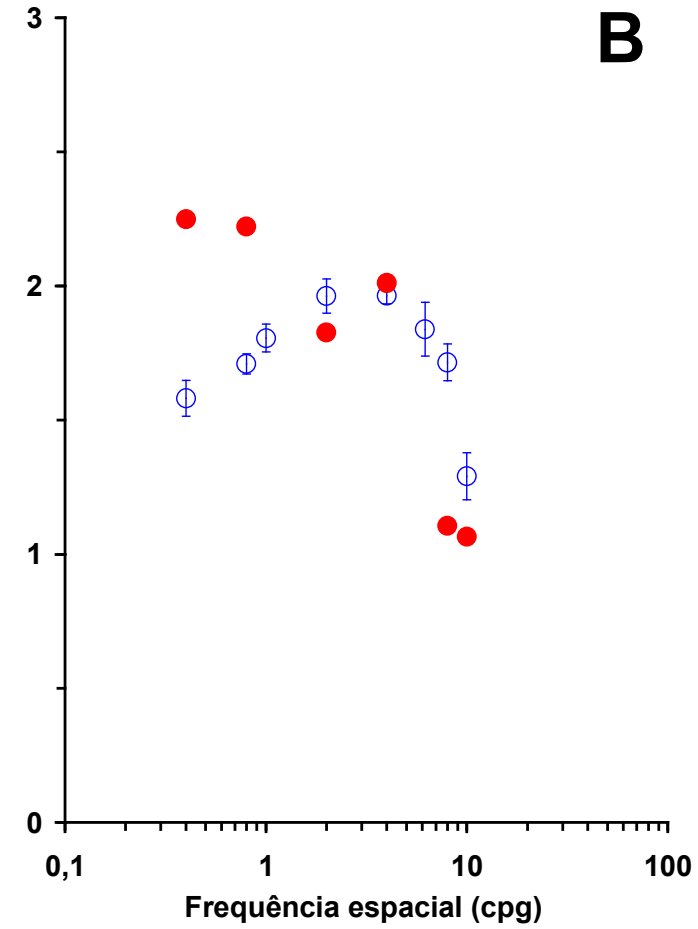
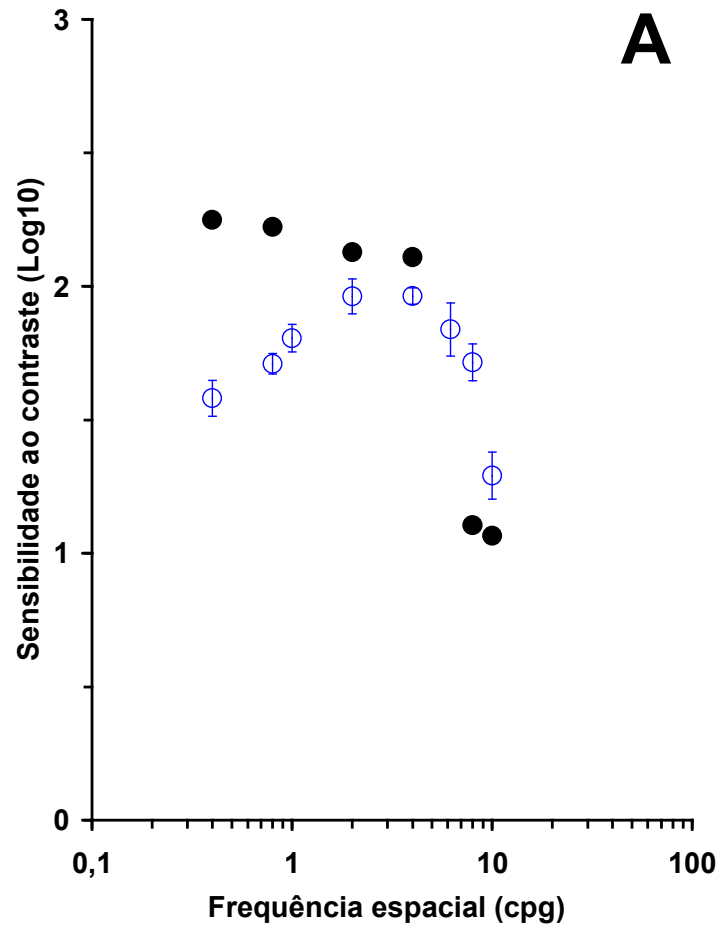
CSF obtida por métodos psicofísicos. **(A)** CSF dinâmica. **(B)** CSF estática. **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos.



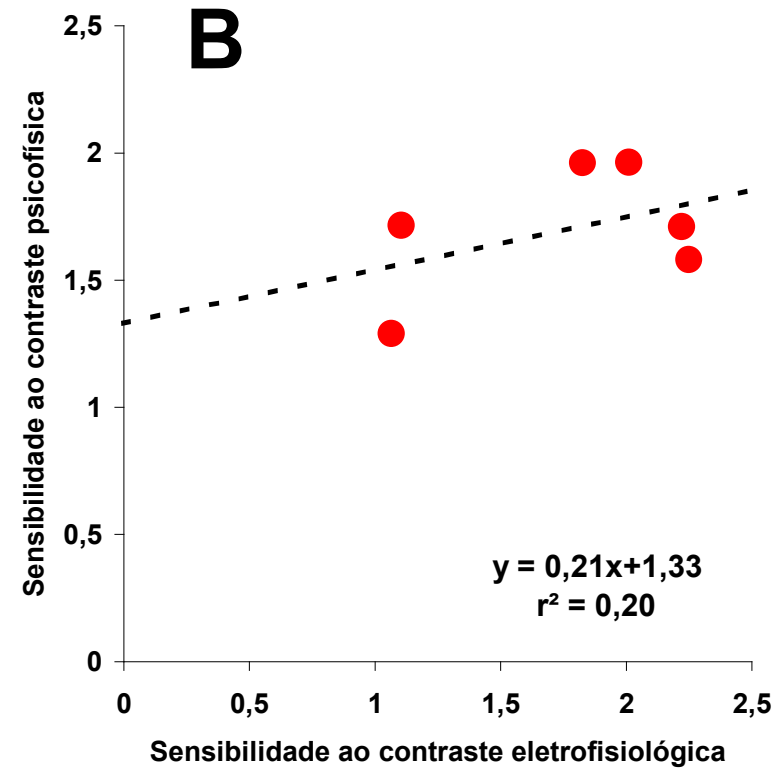
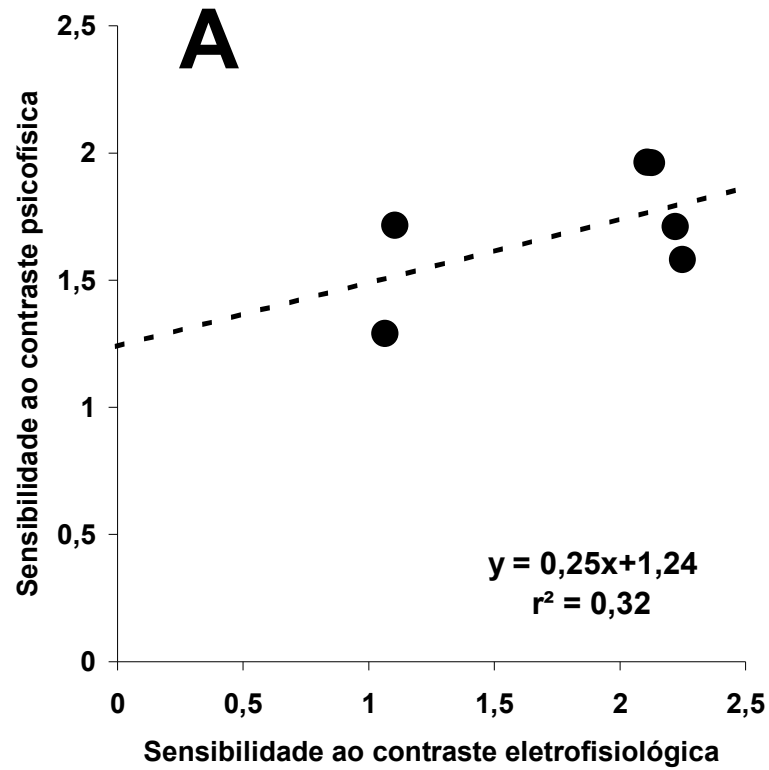
Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

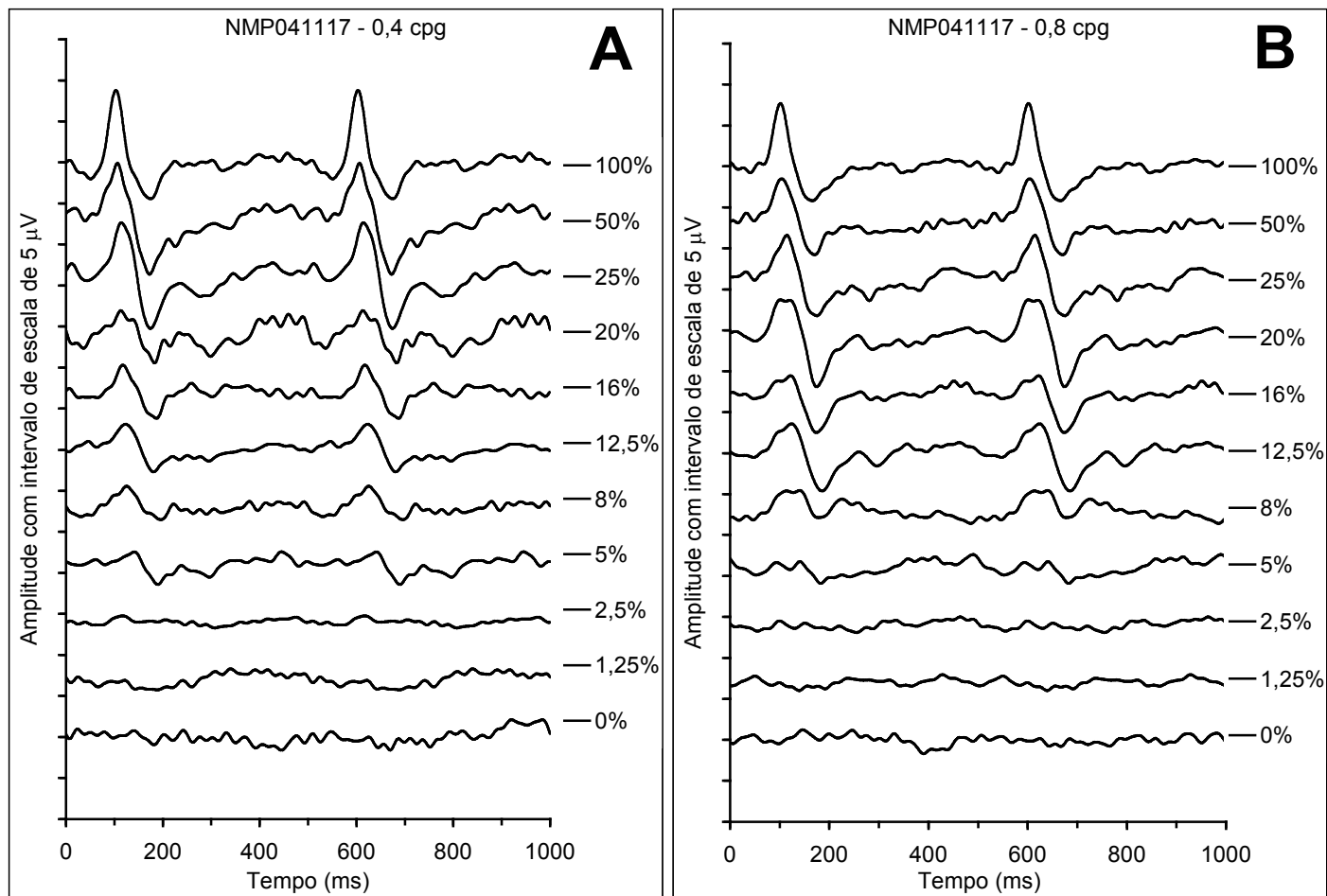


Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).

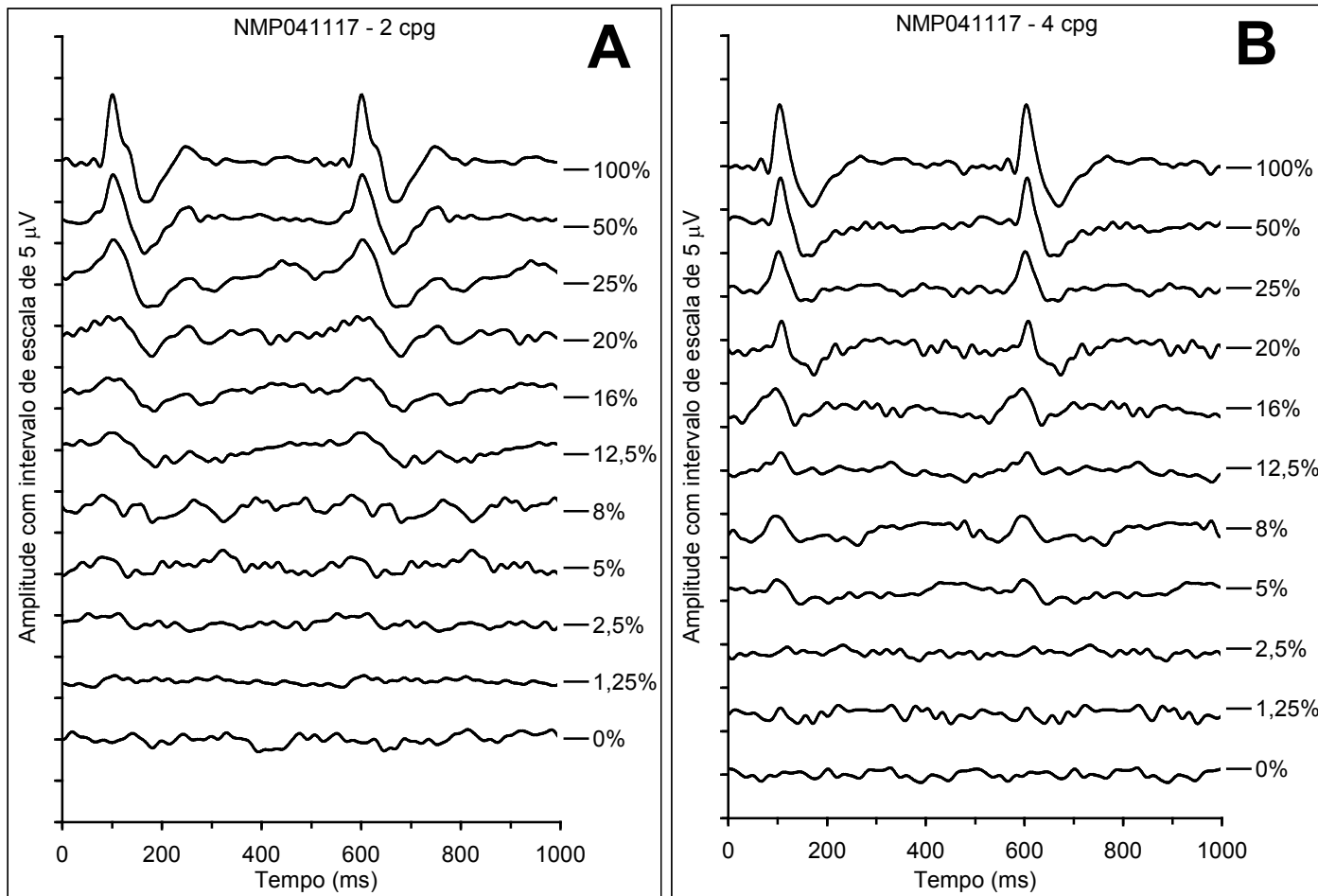


Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

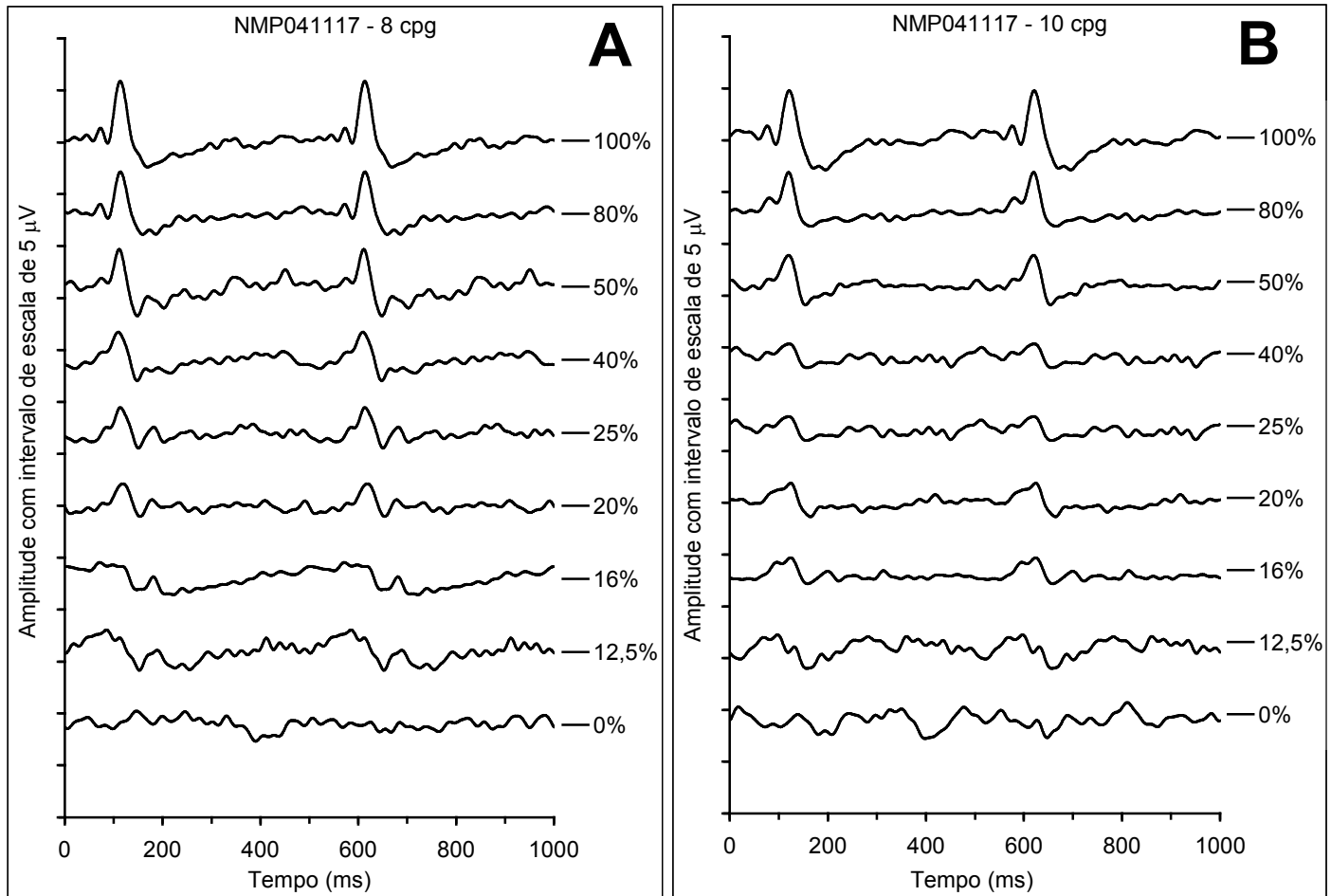
Dados referentes ao sujeito NMP041117



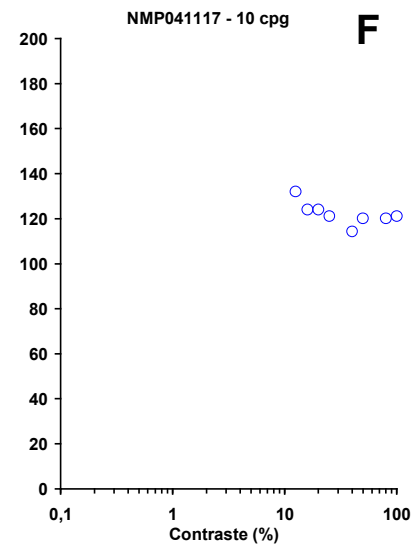
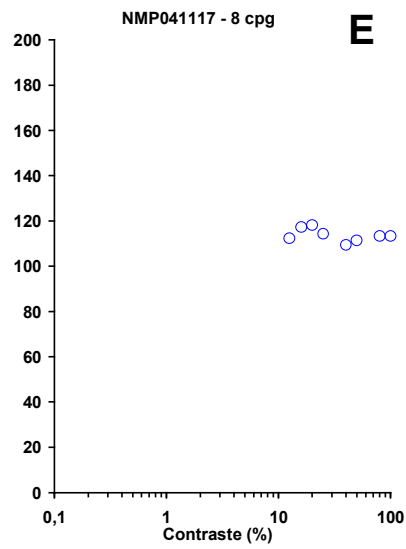
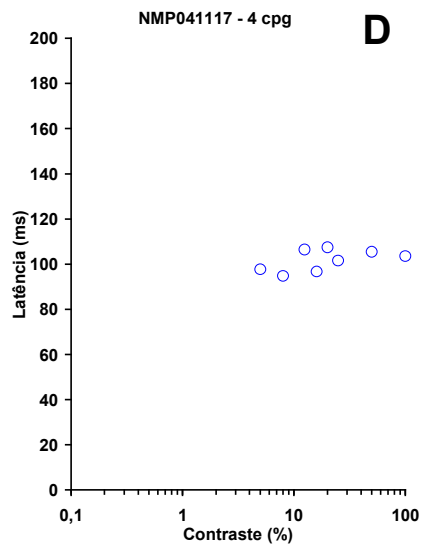
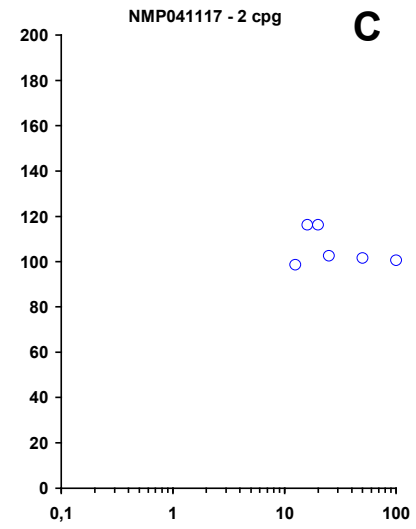
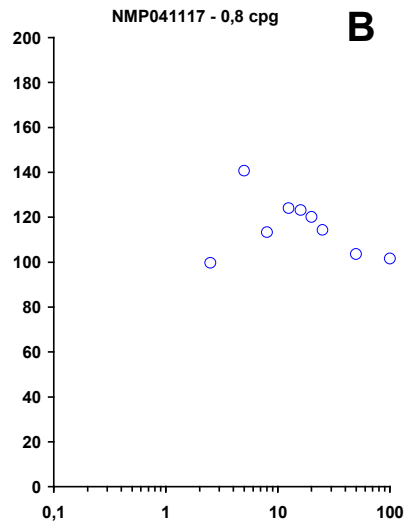
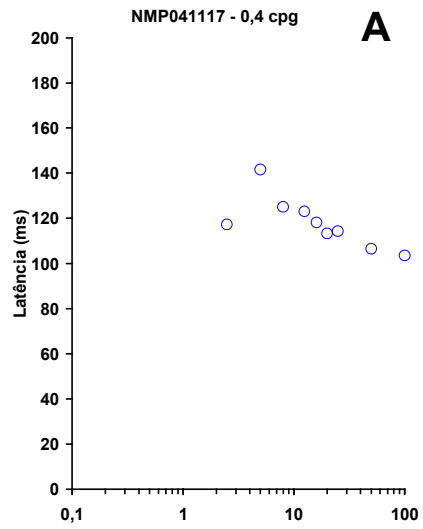
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 0,4 **(A)** e 0,8 cpg **(B)**.



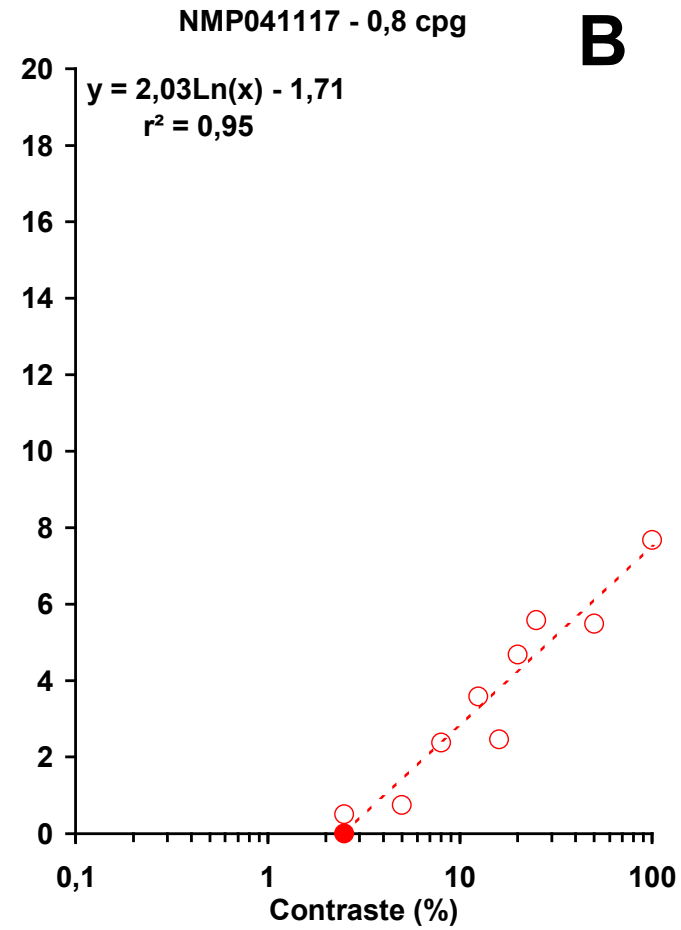
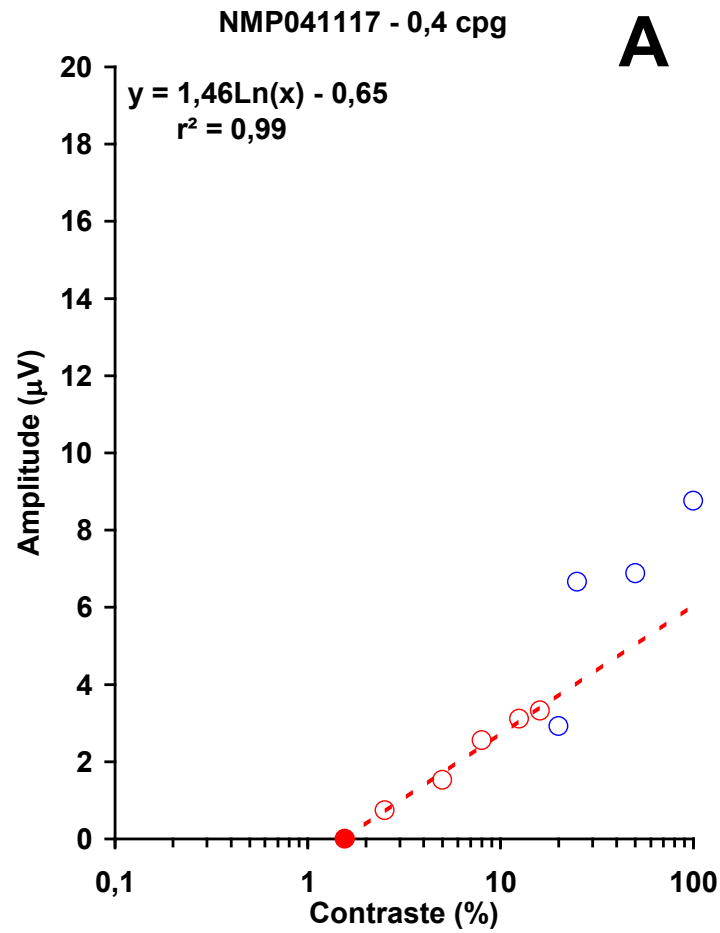
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 2 **(A)** e 4 cpg **(B)**.



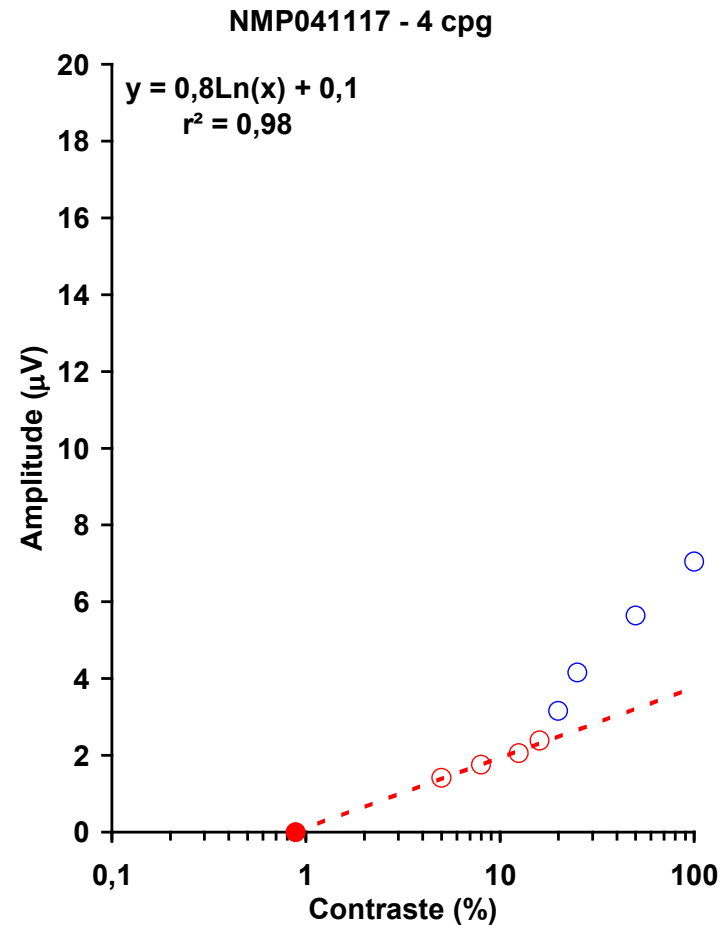
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 8 (A) e 10 cpg (B).



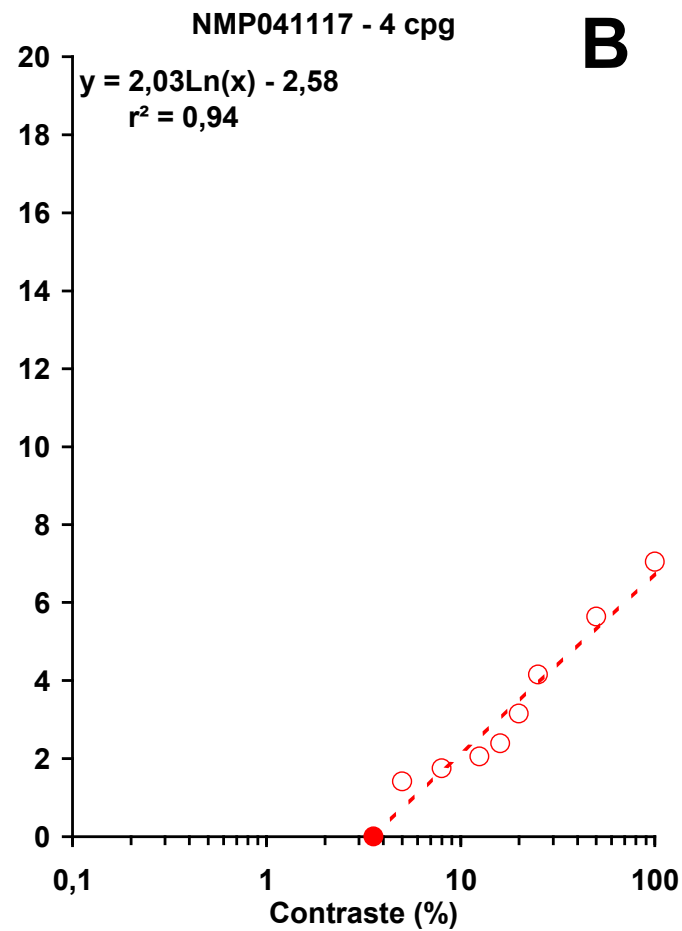
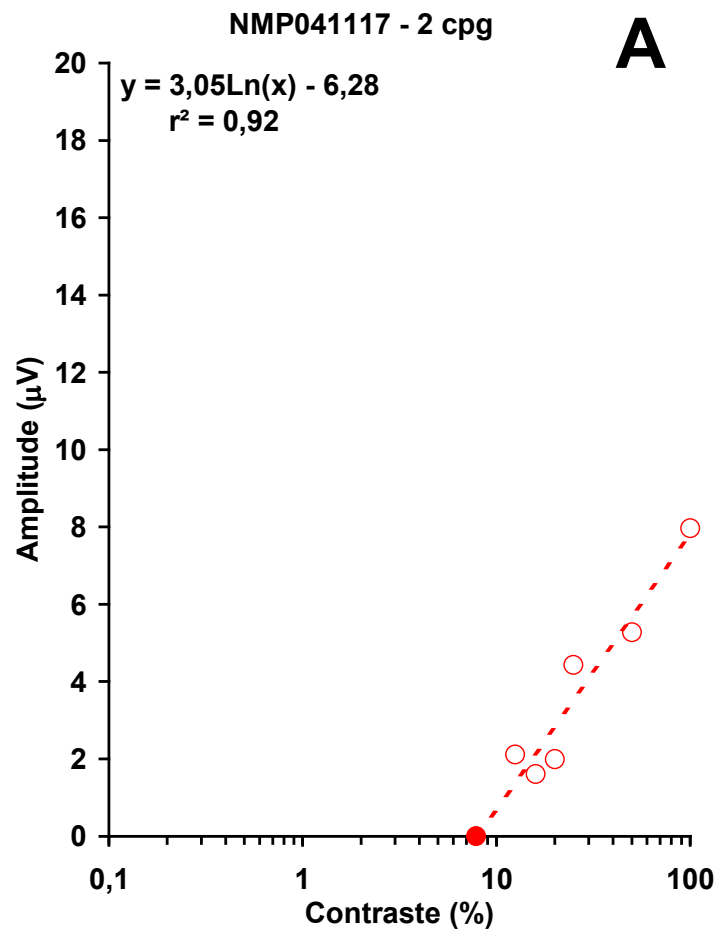
Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg.



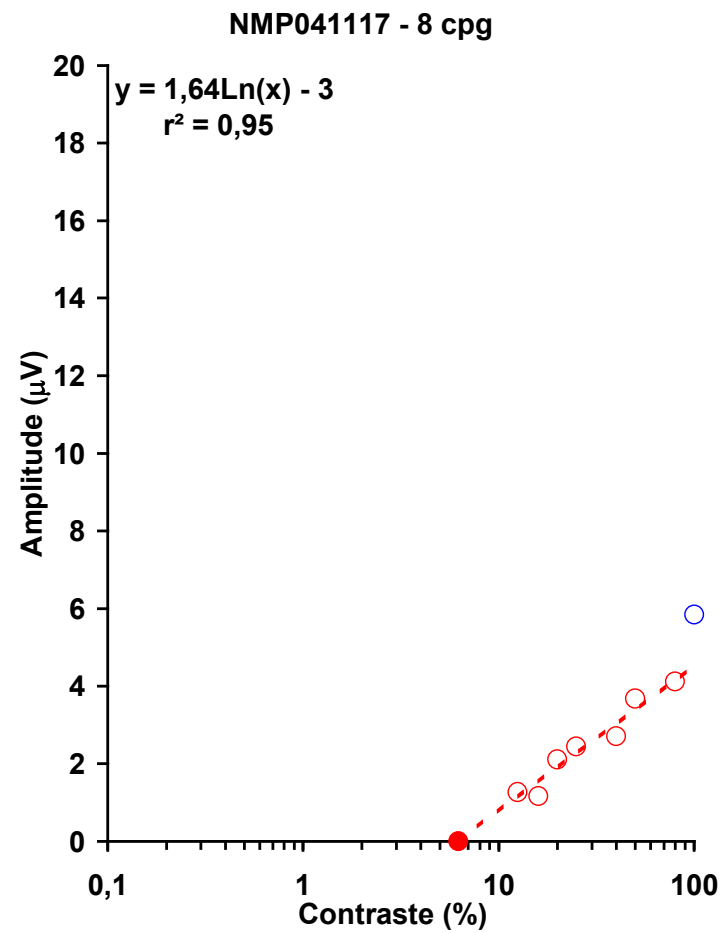
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Frequência espacial de 0,4 cpq. **(B)** Frequência espacial de 0,8 cpq.



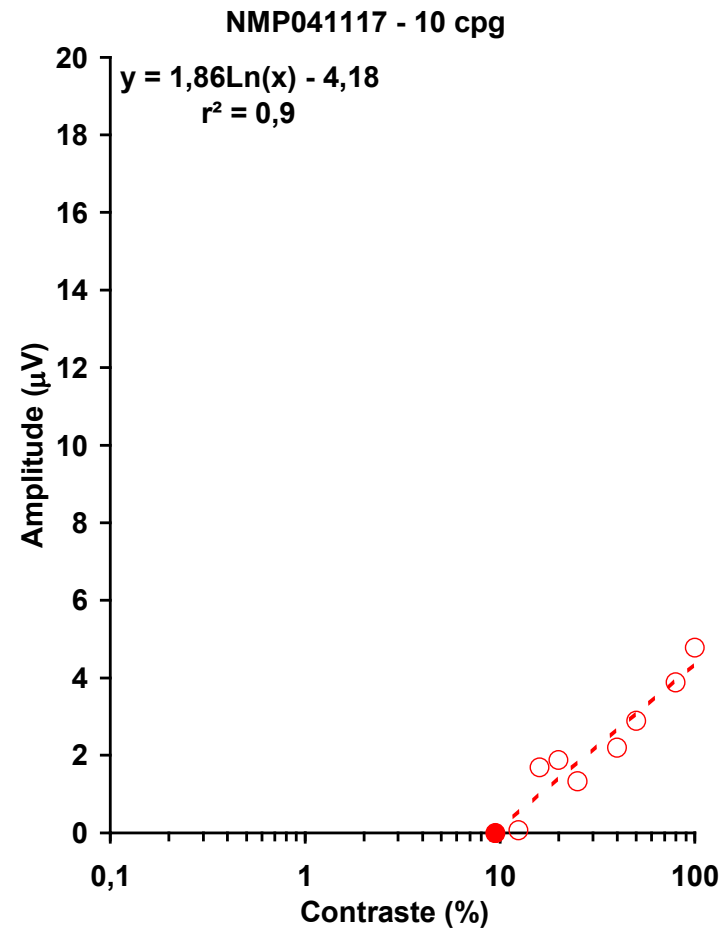
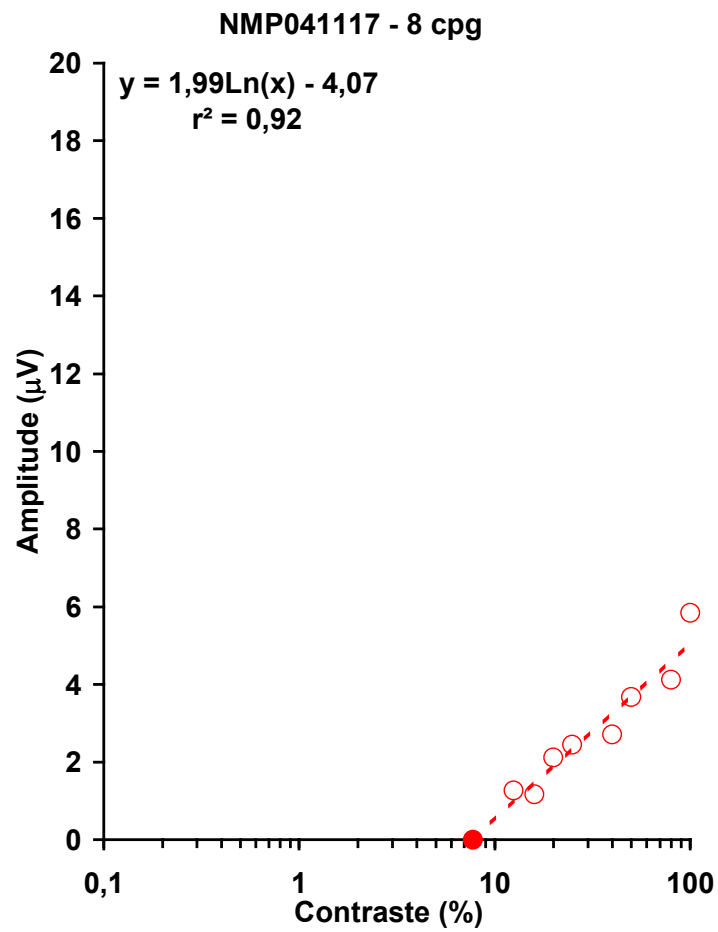
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequência espacial de 4 cpg. Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



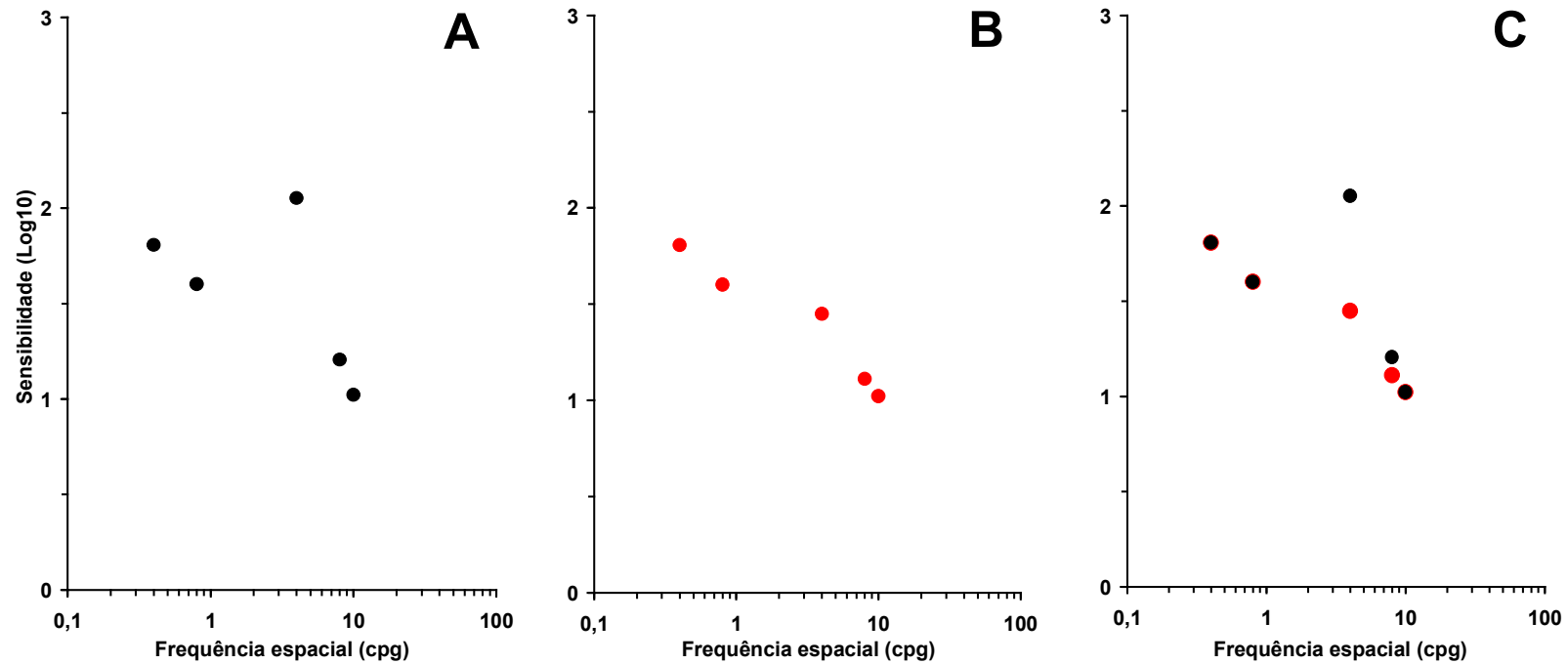
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg **(A)** e 4 cpg **(B)**. Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



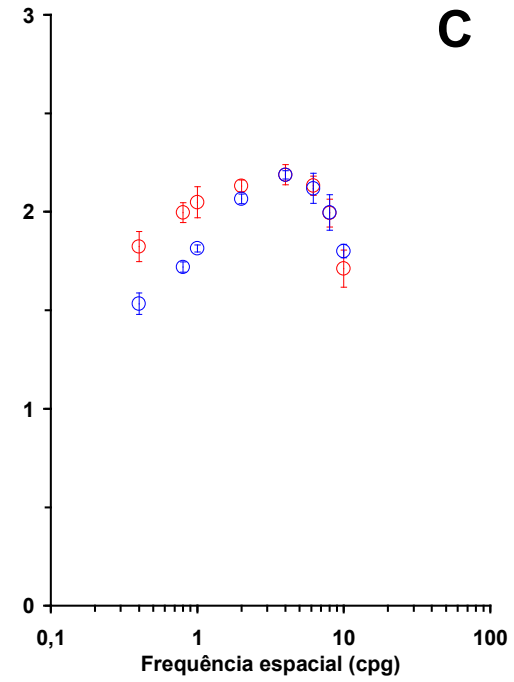
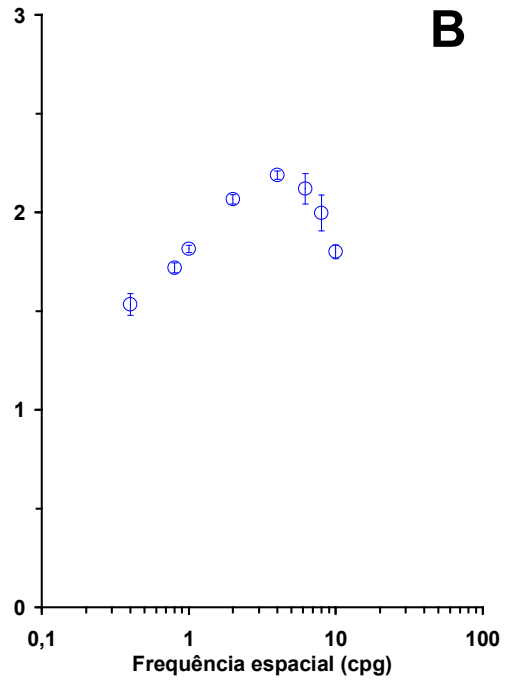
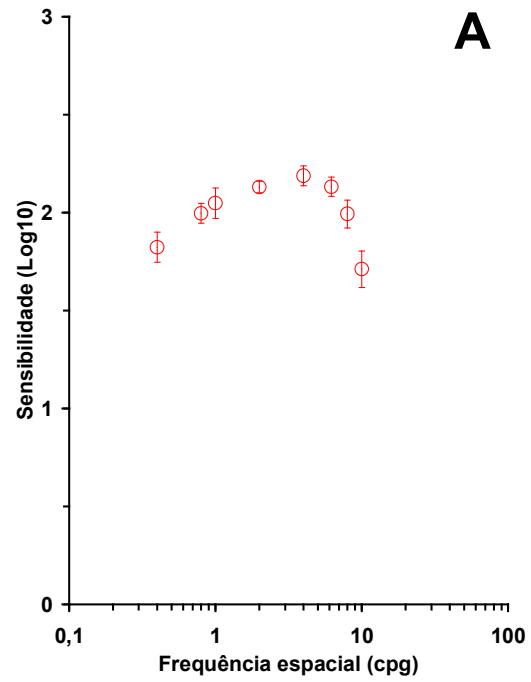
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequência espacial de 8 cpg. Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



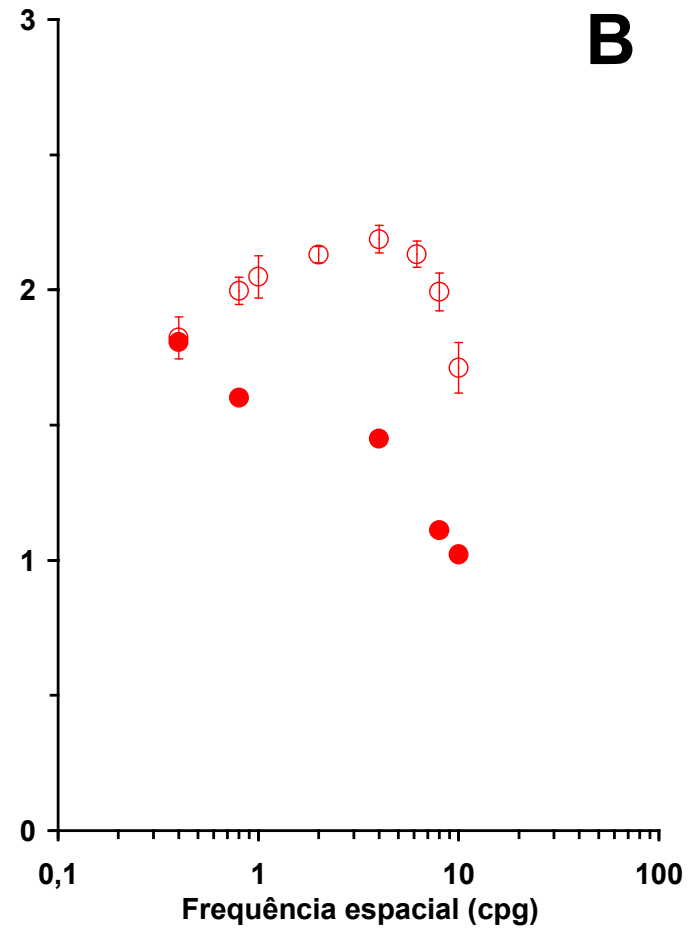
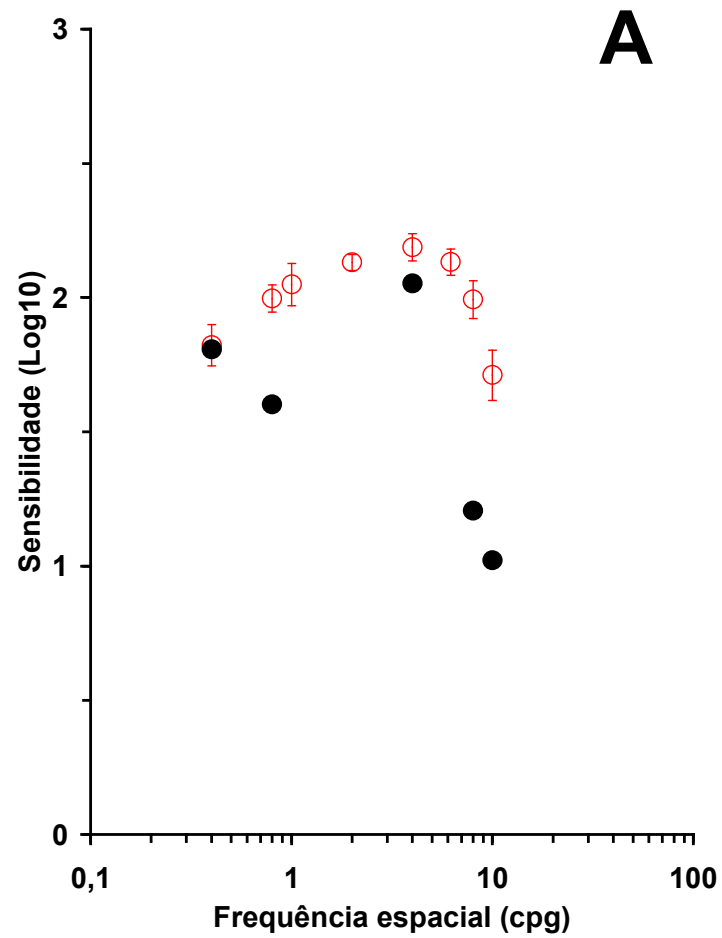
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg **(A)** e 10 cpg **(B)**. Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



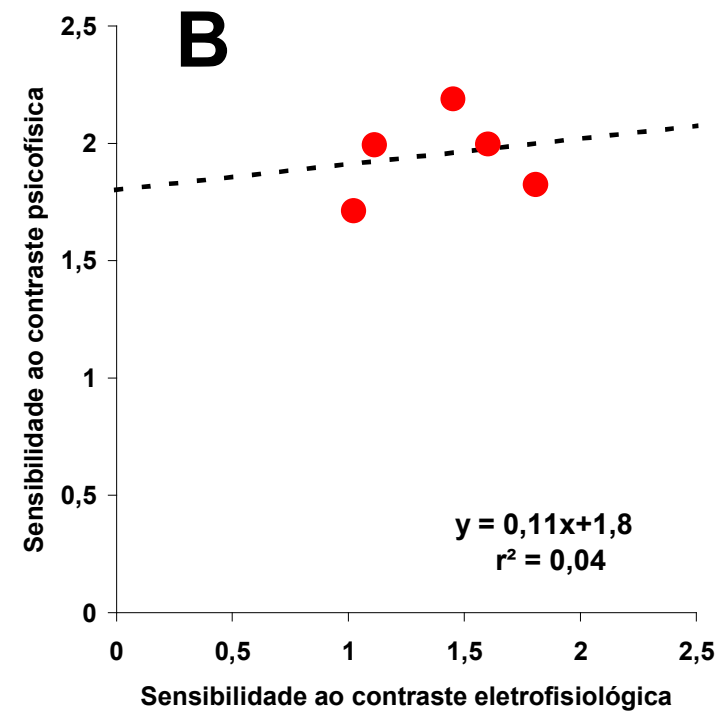
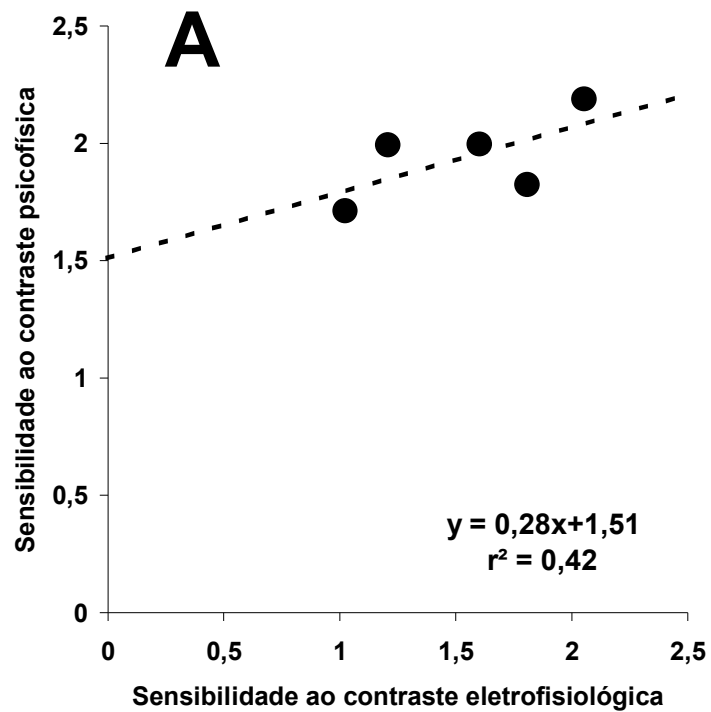
CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECP. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar. Na frequência espacial de 2 cpg não se conseguiu boa relação sinal / ruído em baixos contrastes, impedindo de estimar o contraste limiar.



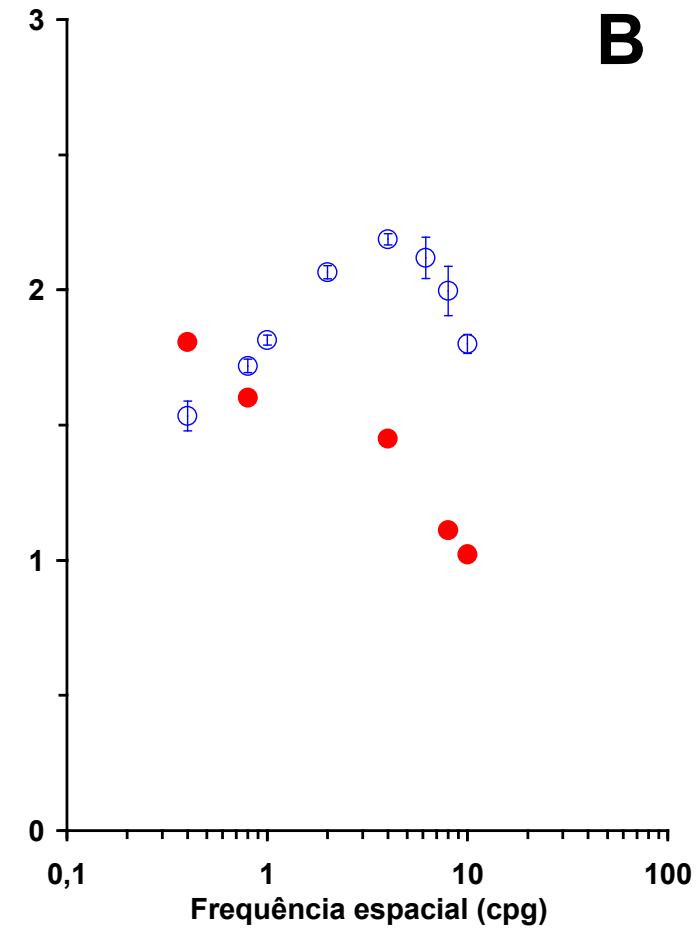
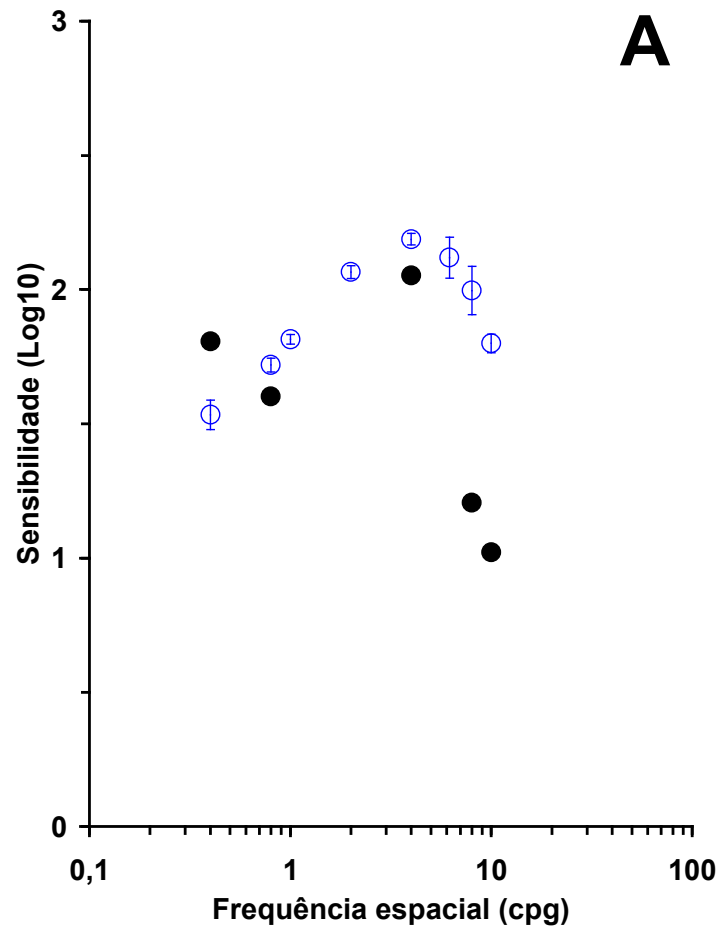
CSF obtida por métodos psicofísicos. **(A)** CSF dinâmica. **(B)** CSF estática. **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos.



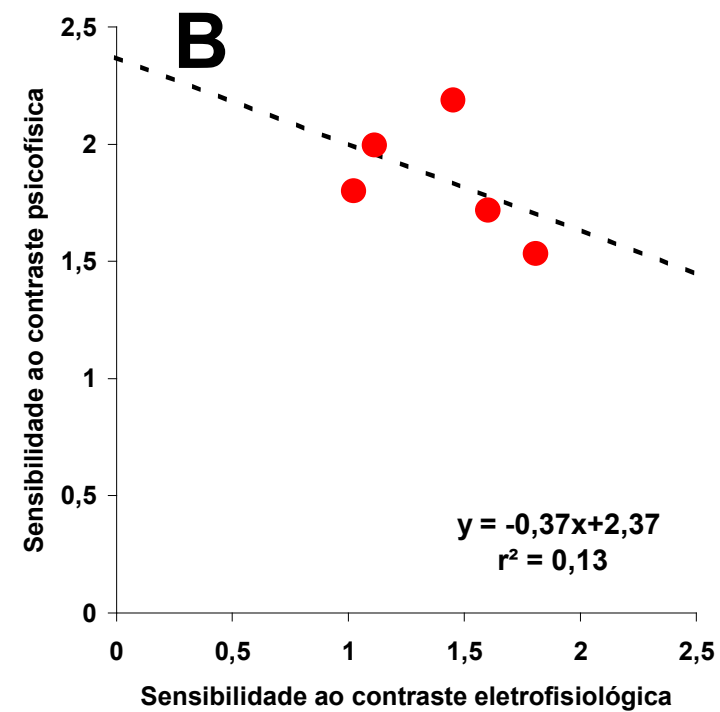
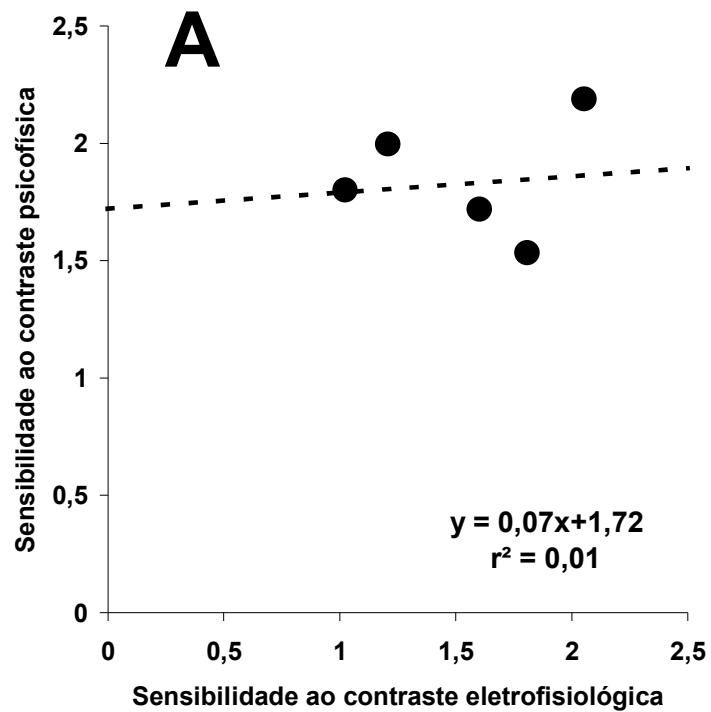
Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

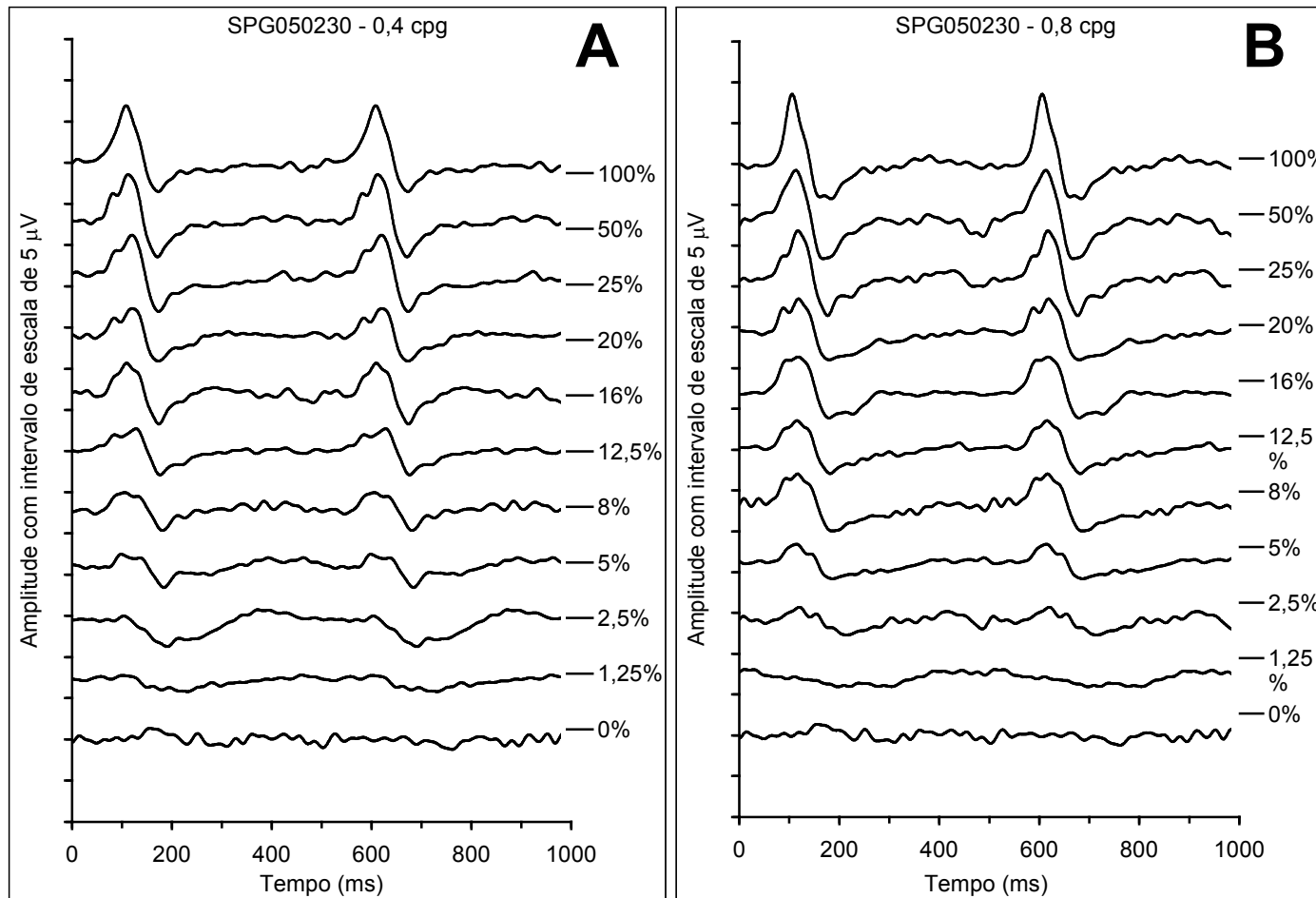


Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**).

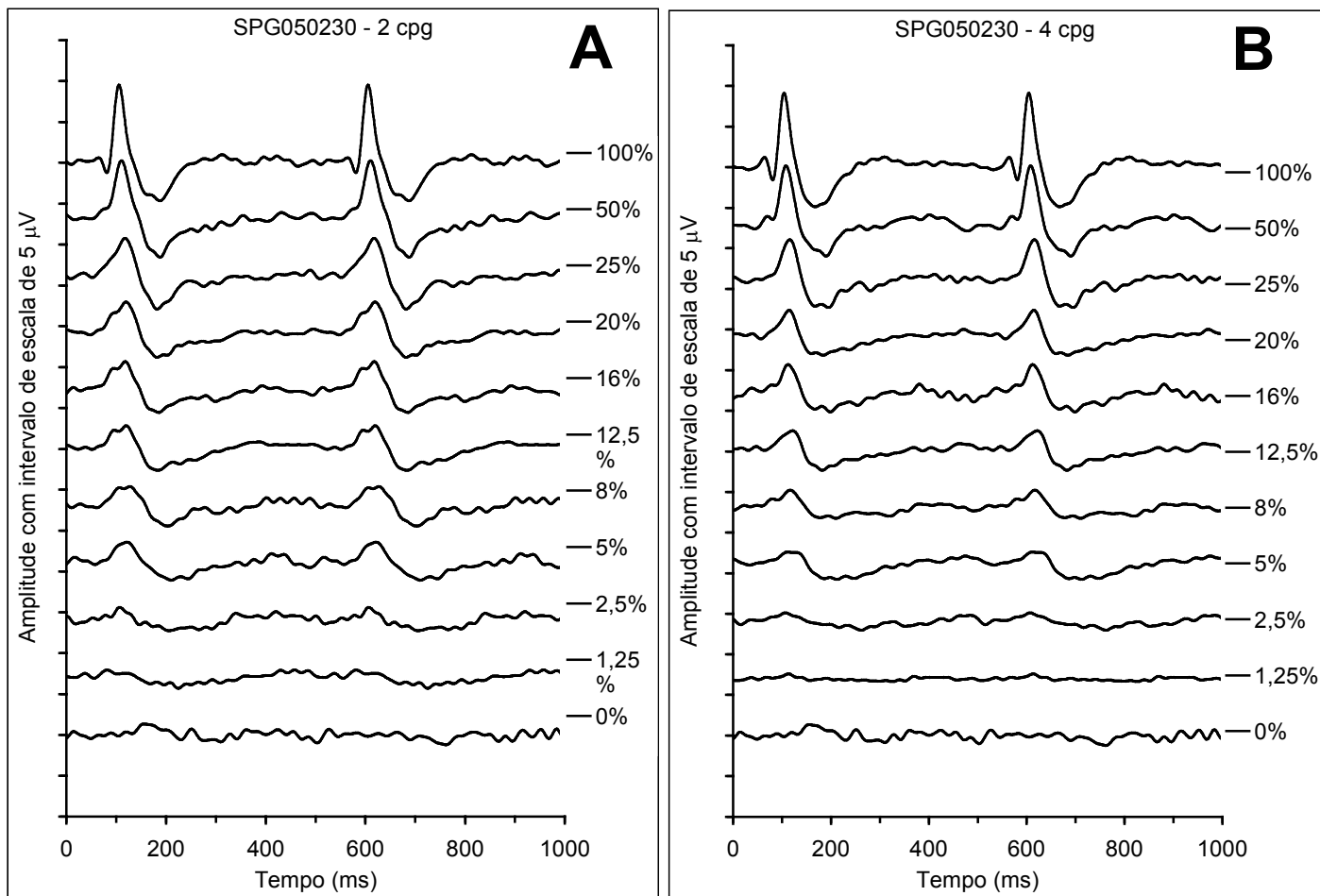


Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

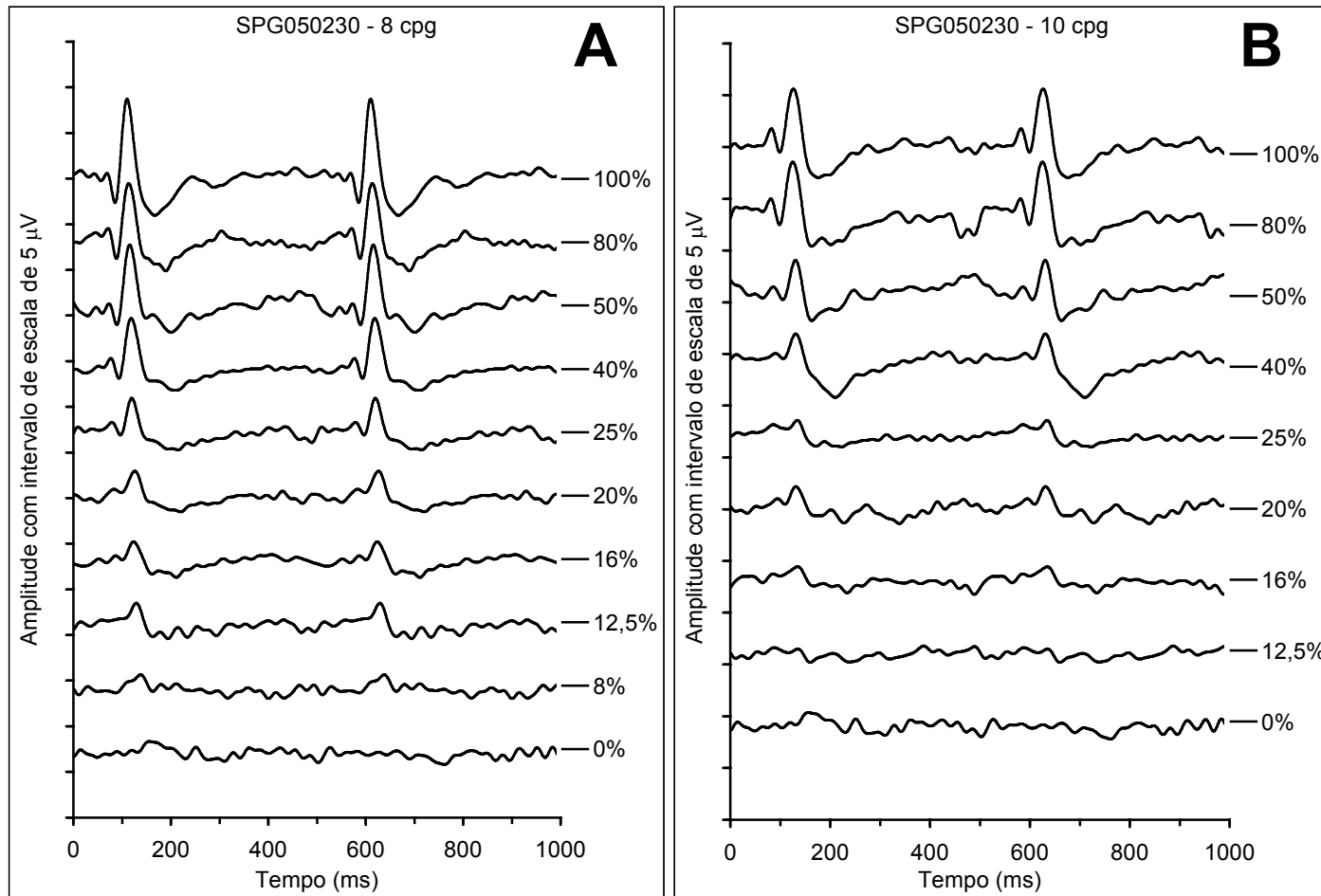
Dados referentes ao sujeito SPG050230



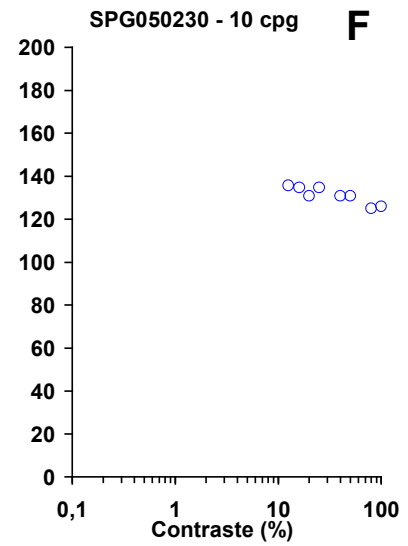
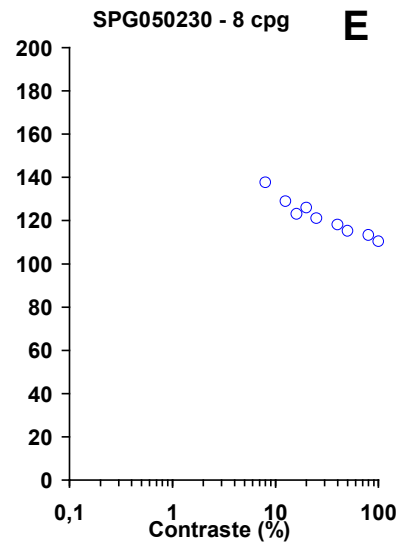
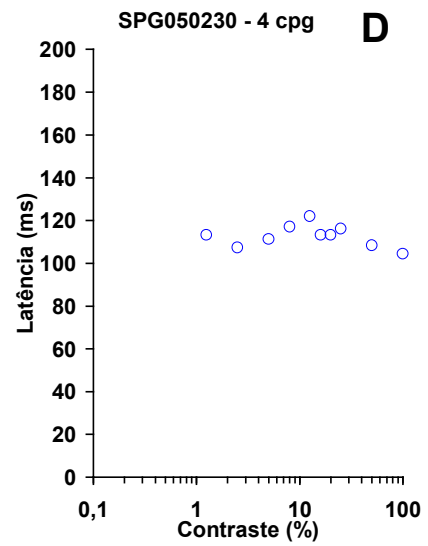
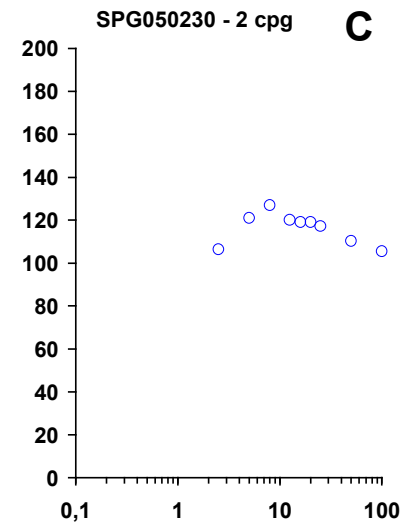
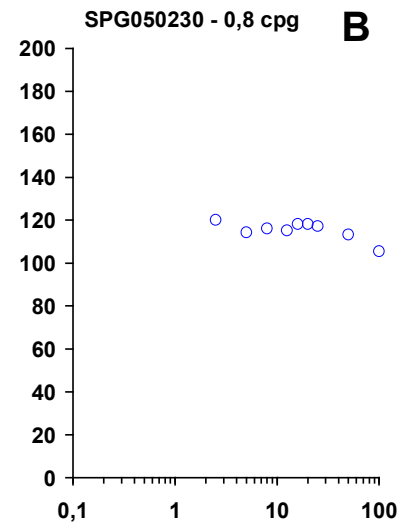
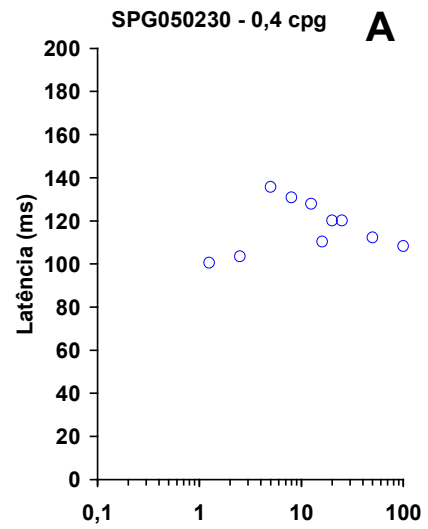
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 0,4 (A) e 0,8 cpg (B).



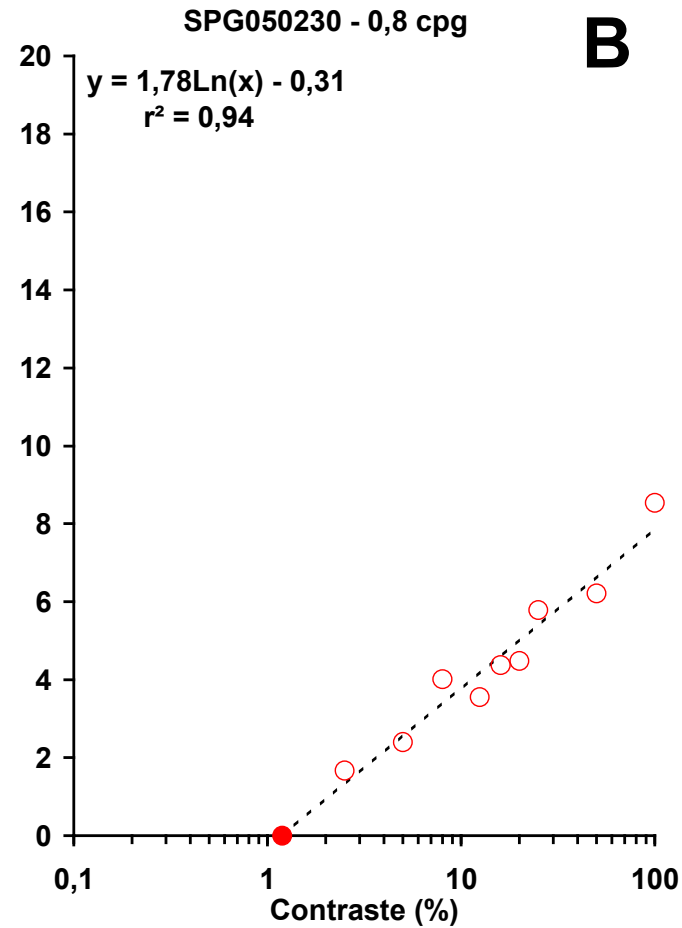
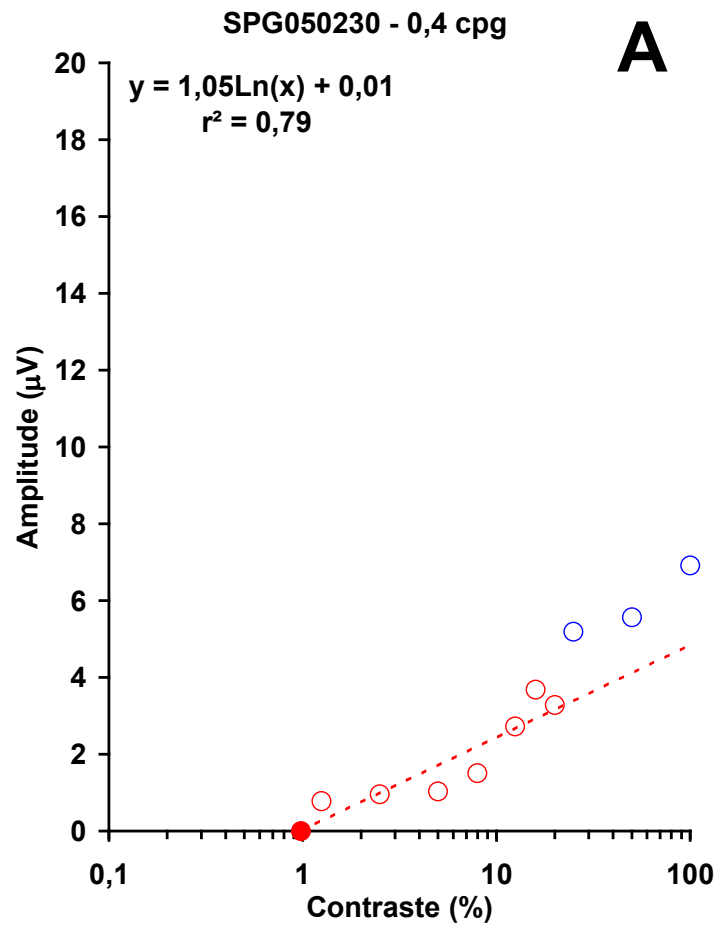
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 2 **(A)** e 4 cpg **(B)**.



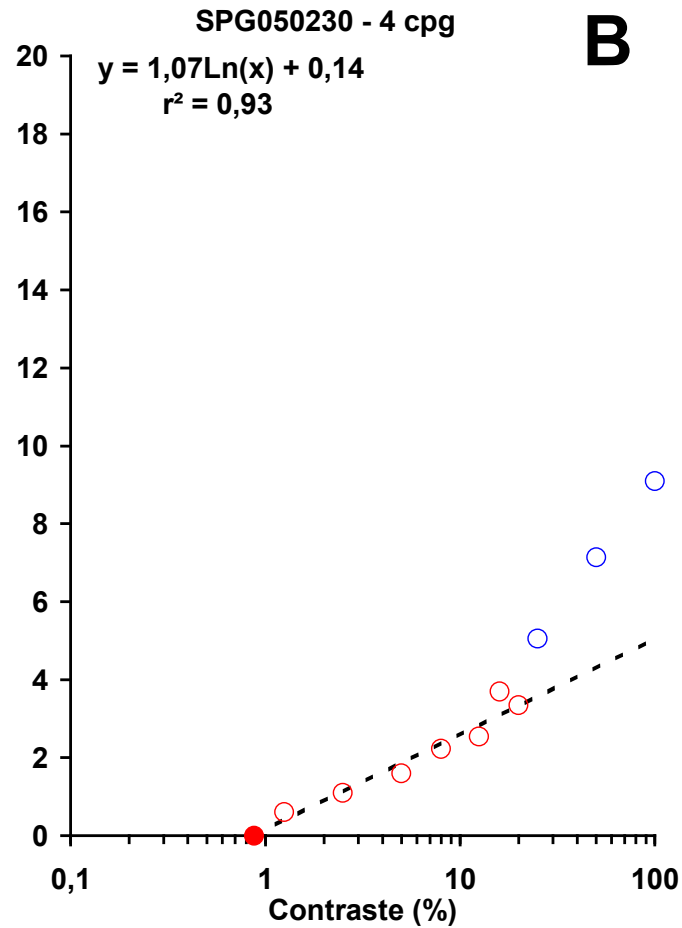
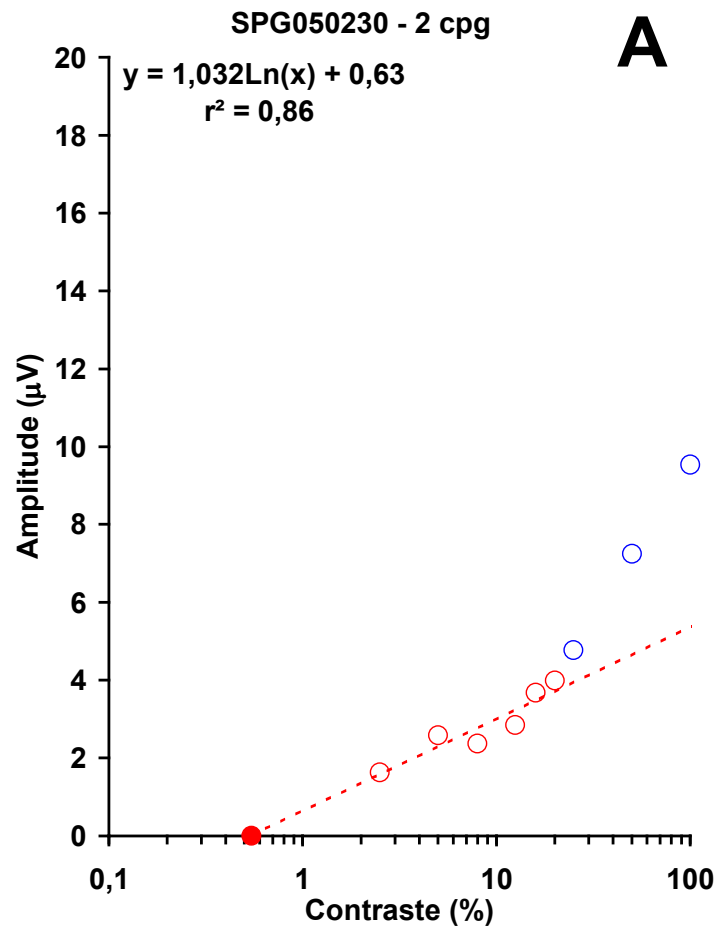
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 8 **(A)** e 10 cpg **(B)**.



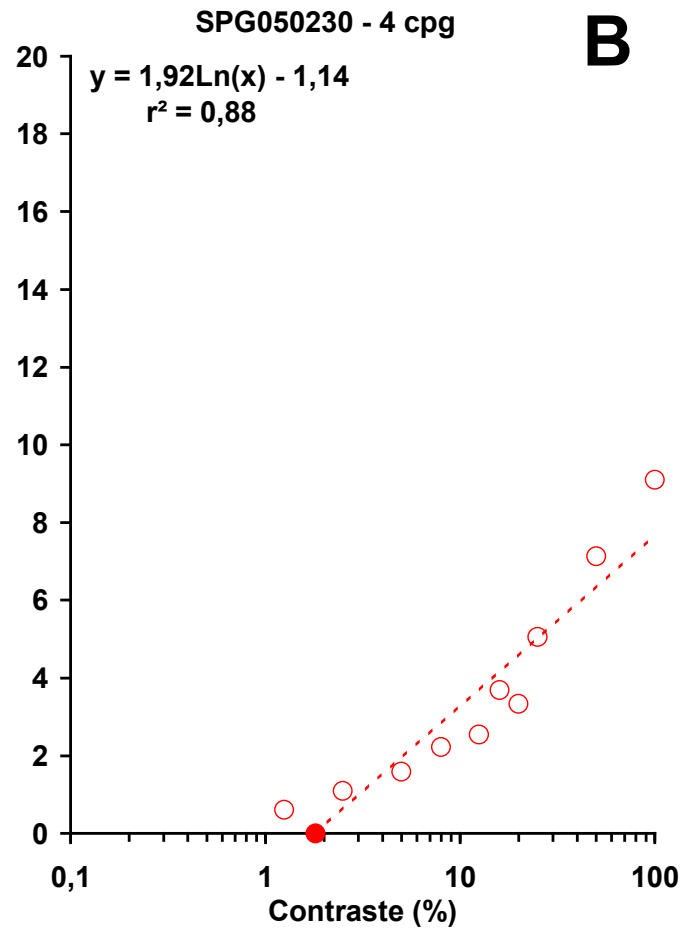
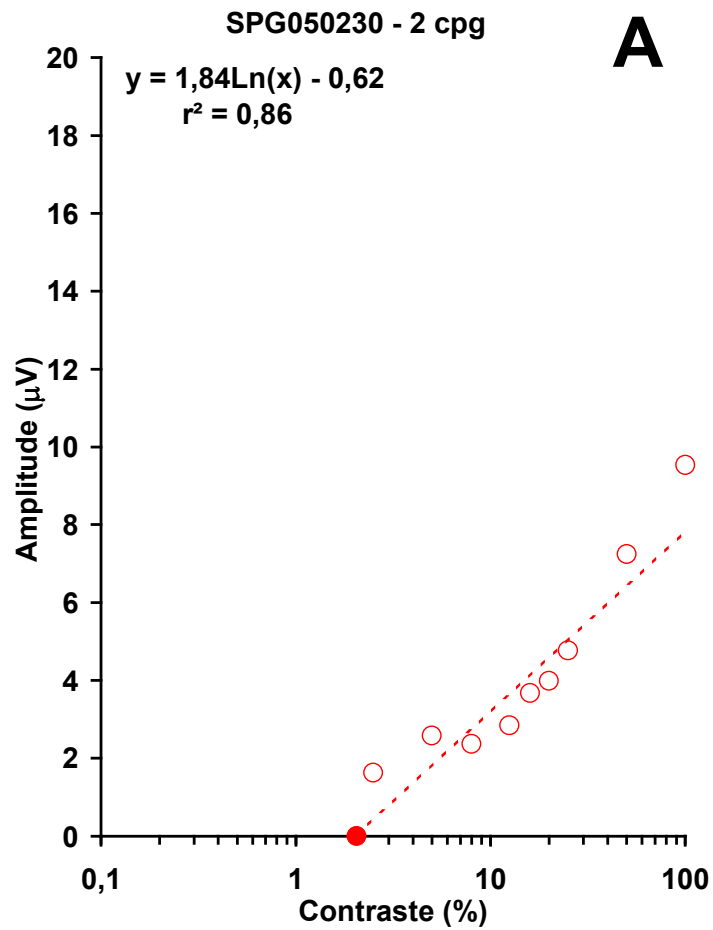
Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. **(A)** Freqüência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Freqüência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Freqüência espacial de 2 cpg. **(D)** Freqüência espacial de 4 cpg. **(E)** Freqüência espacial de 8 cpg. **(F)** Freqüência espacial de 10 cpg.



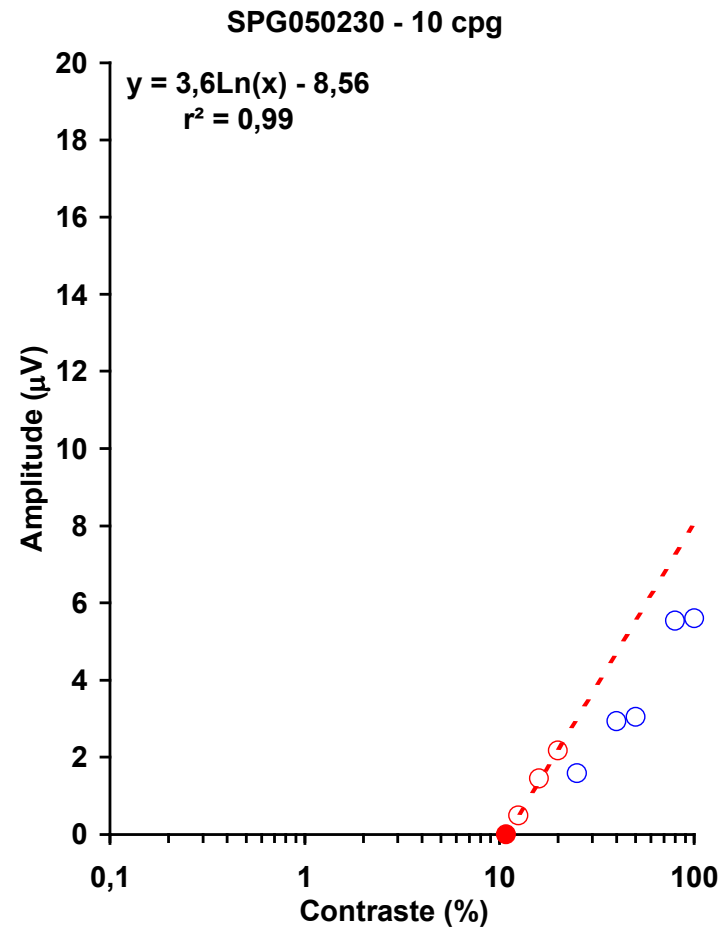
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Frequência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Frequência espacial de 0,8 cpg.



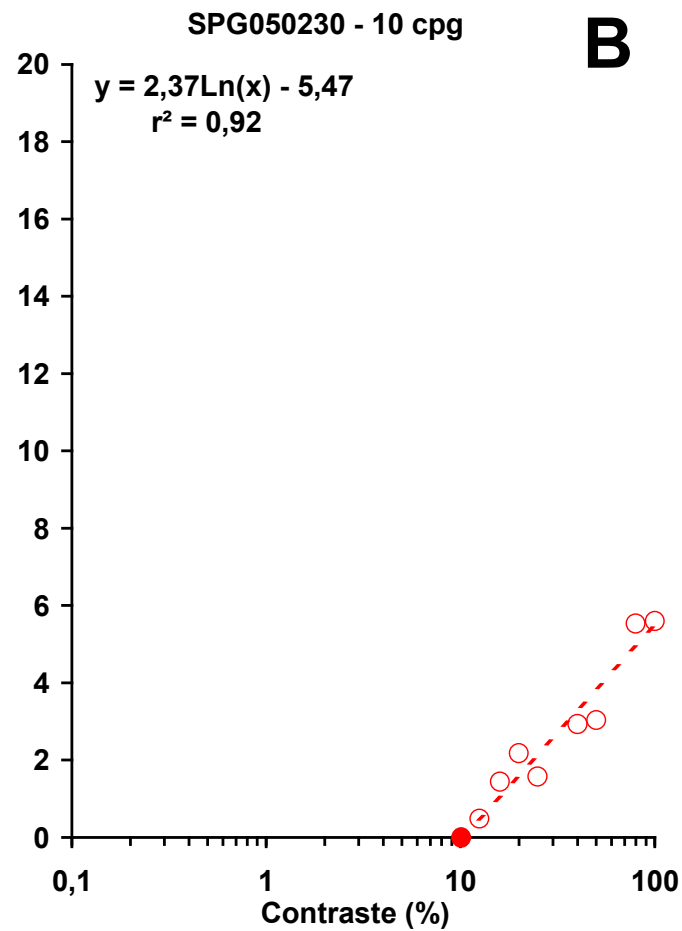
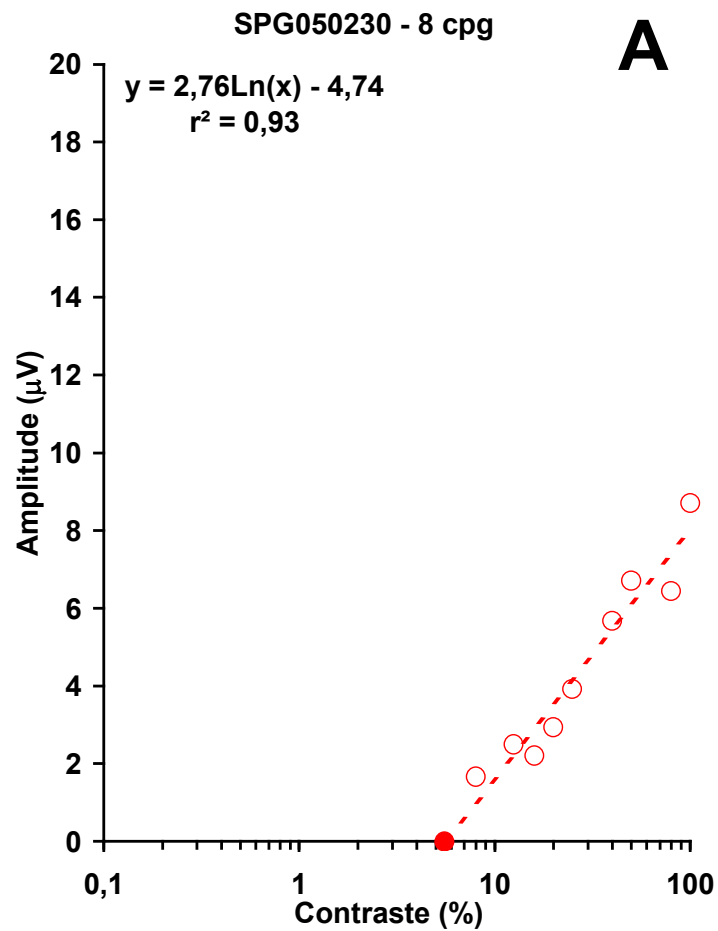
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



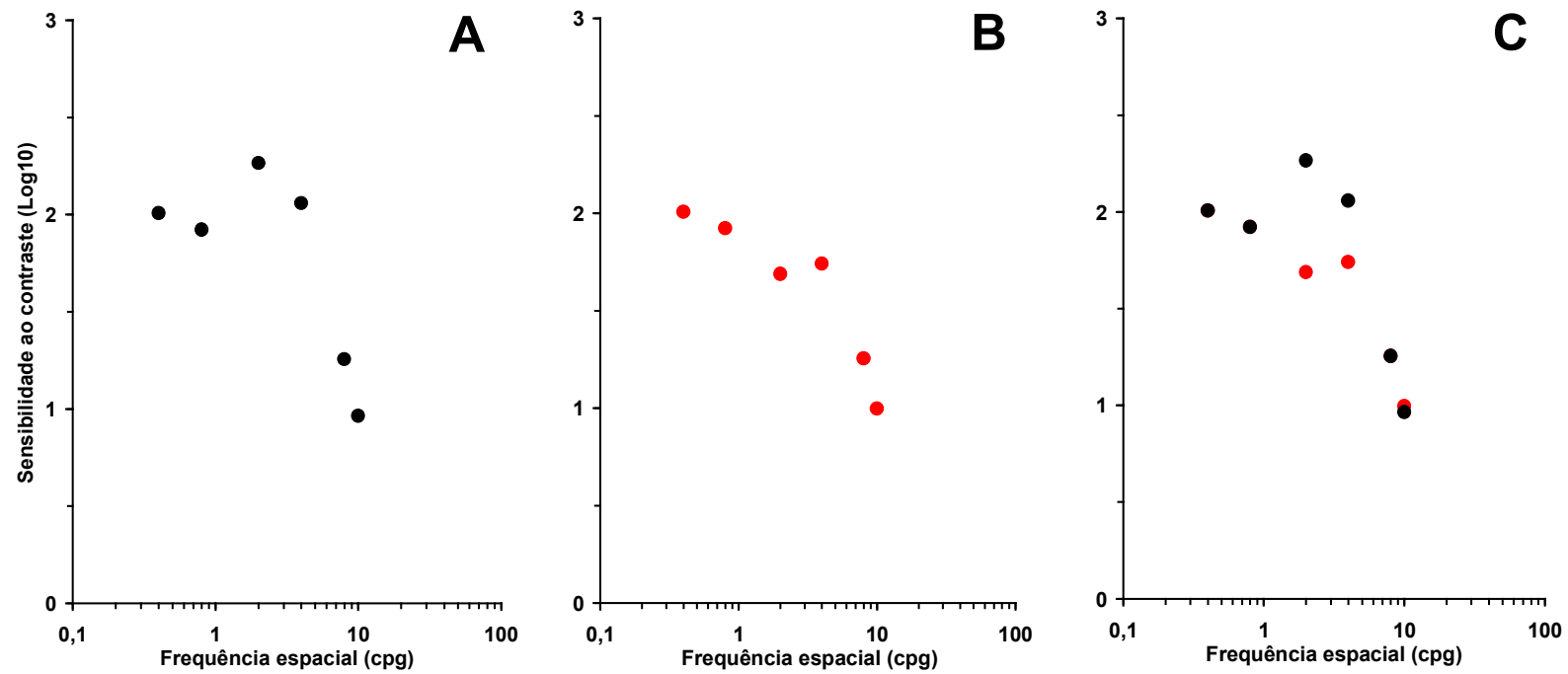
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg **(A)** e 4 cpg **(B)**. Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



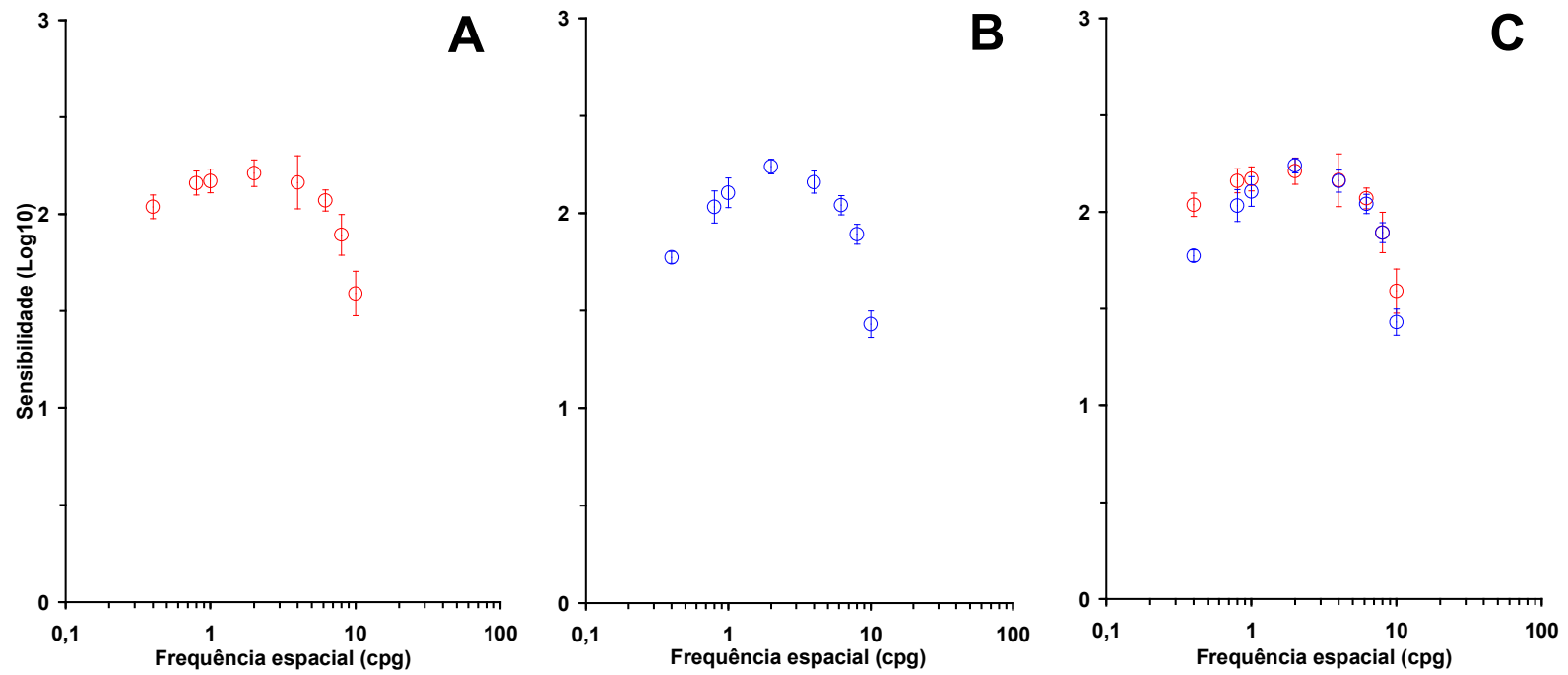
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequência espacial de 8 cpg. Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



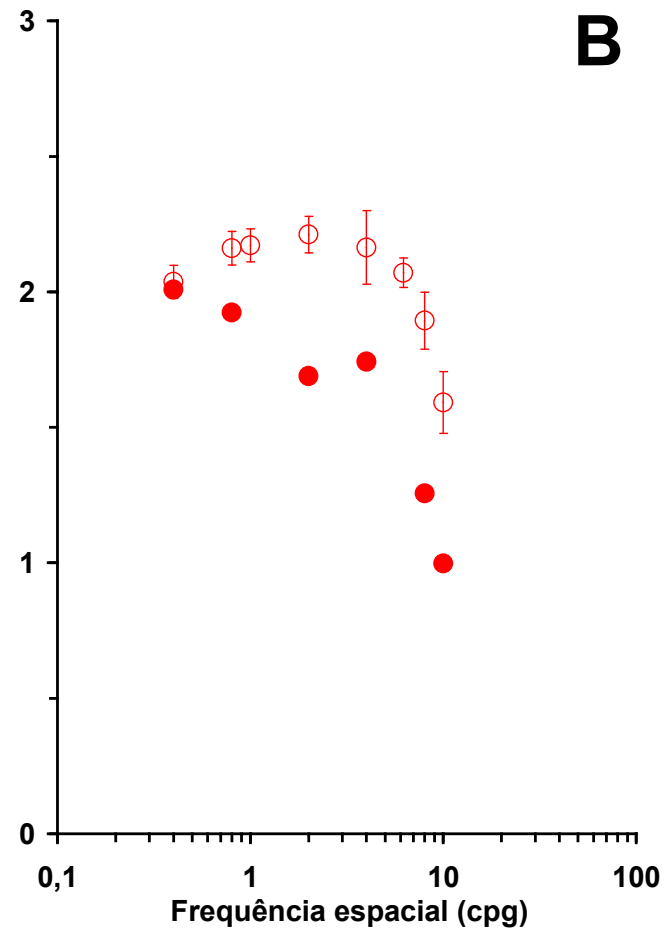
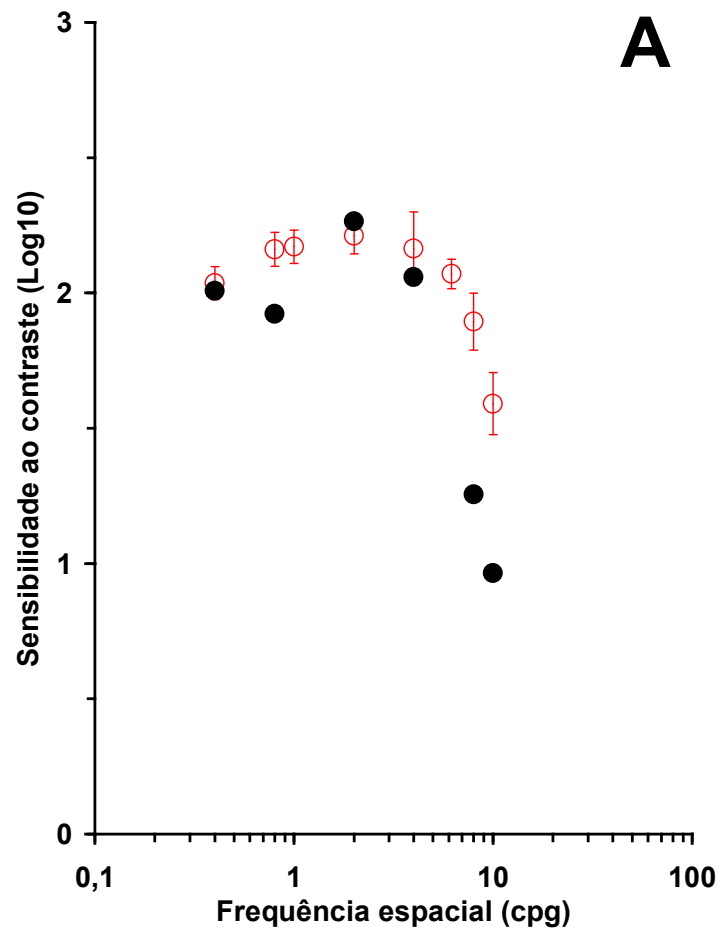
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg (**A**) e 10 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



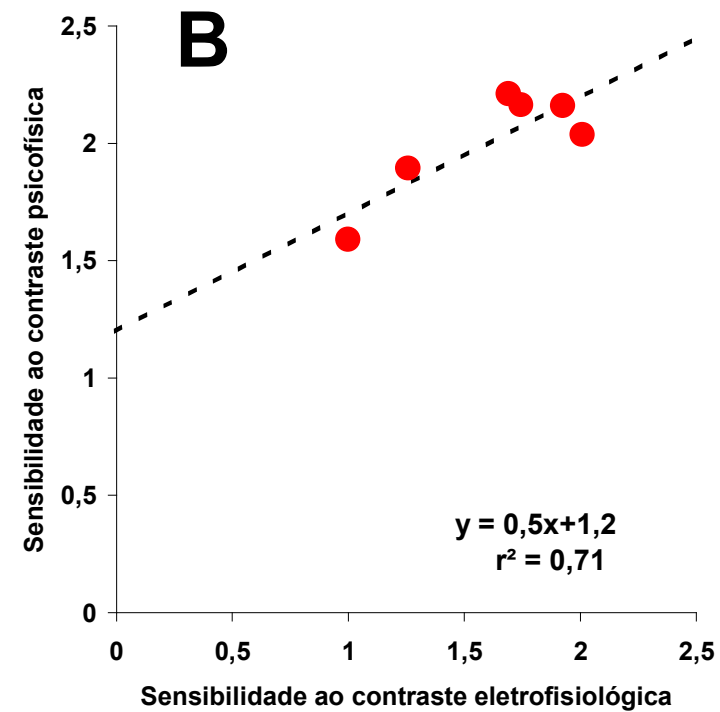
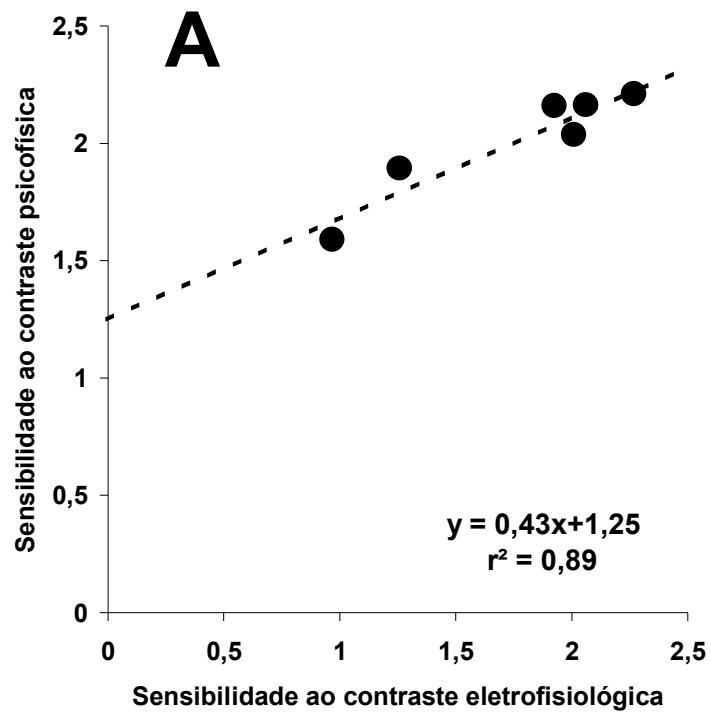
CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECP. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar.



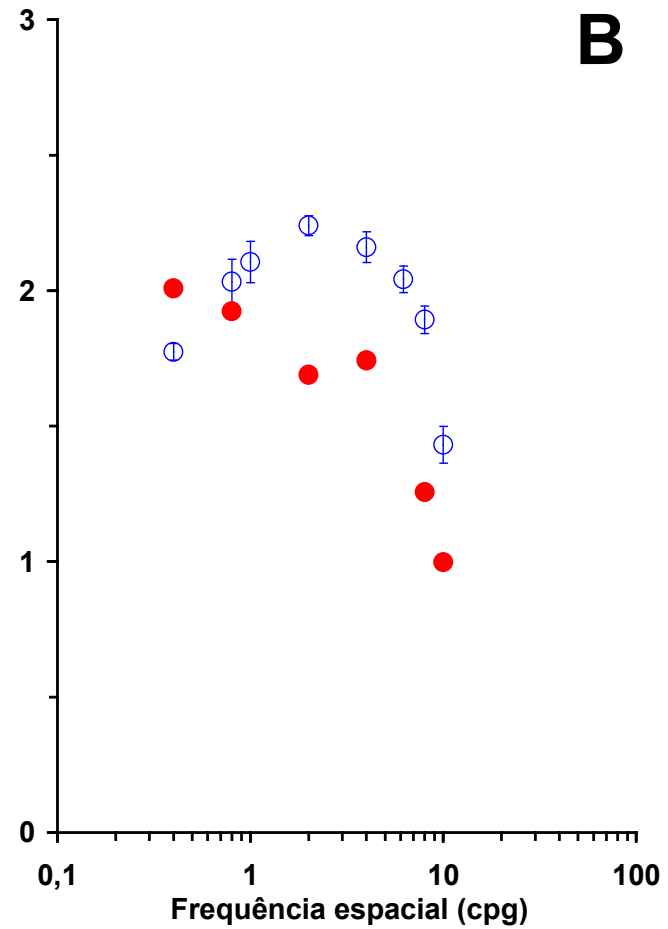
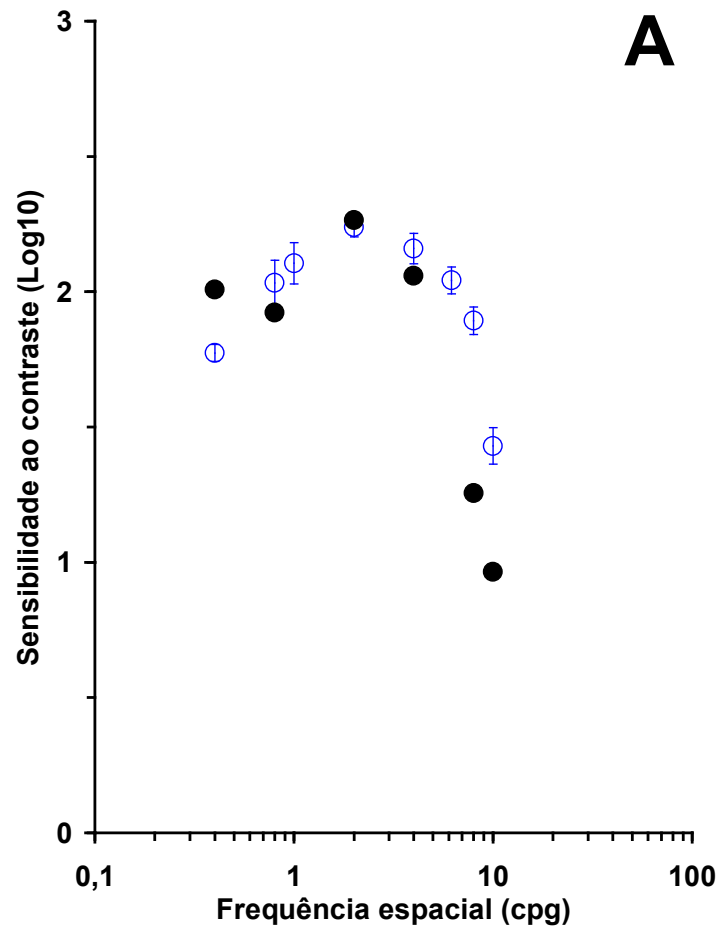
CSF obtida por métodos psicofísicos. **(A)** CSF dinâmica. **(B)** CSF estática. **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos.



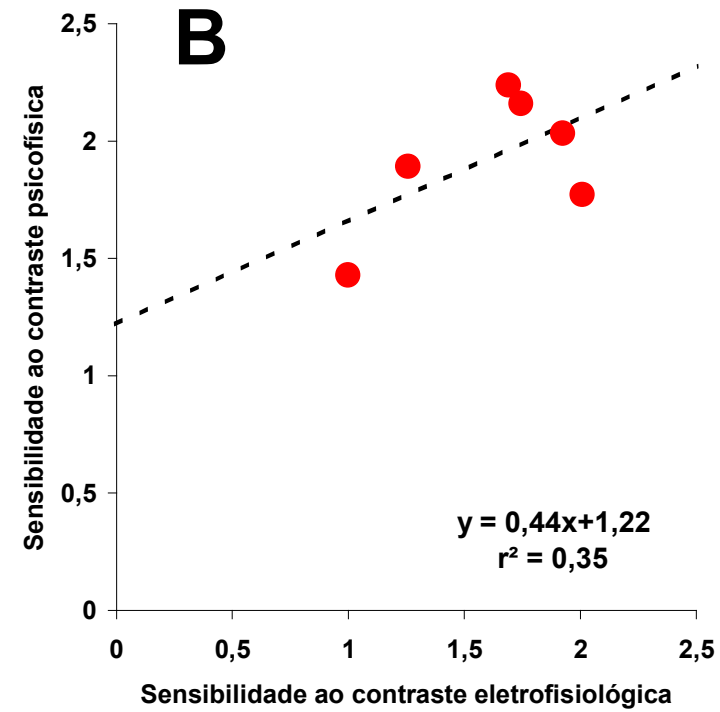
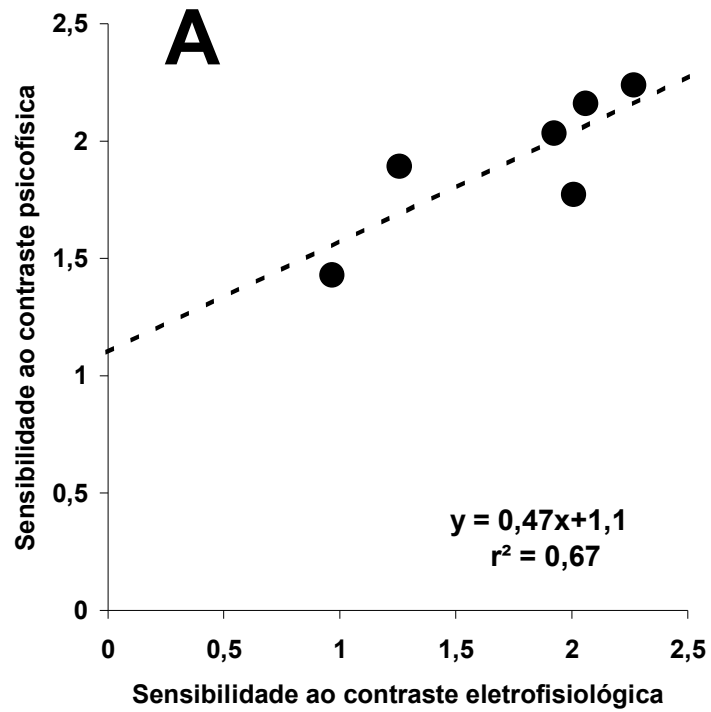
Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

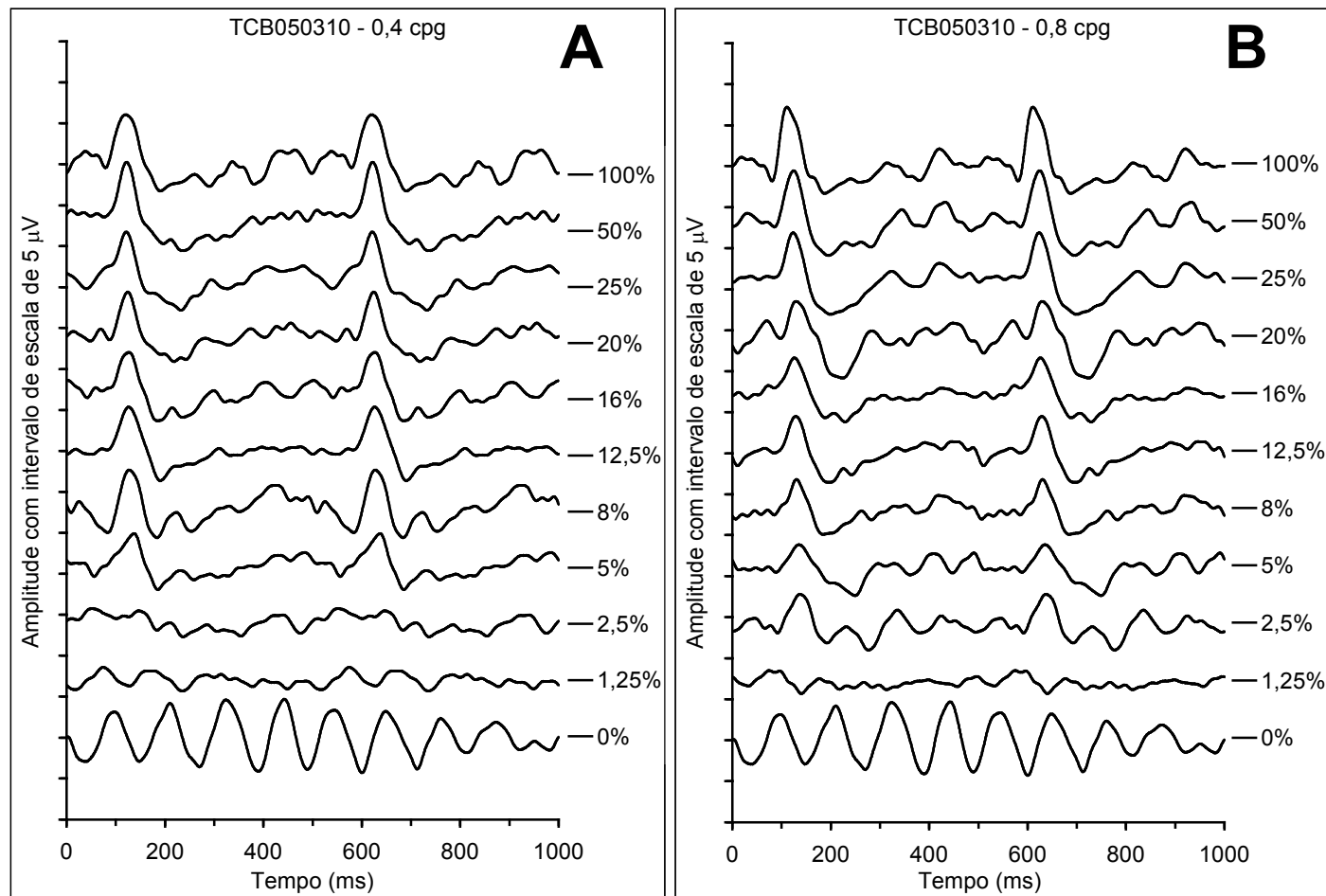


Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**).

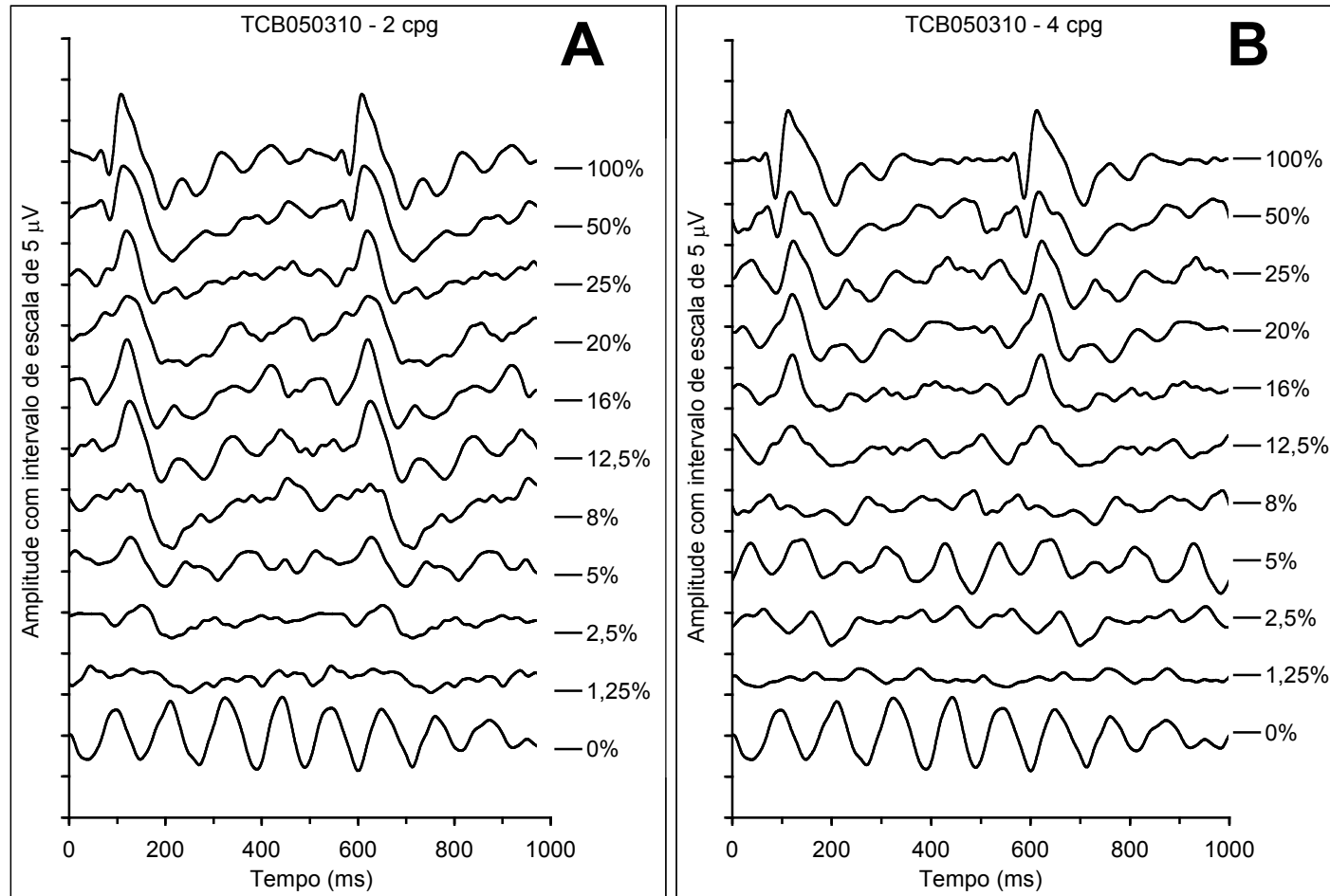


Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).

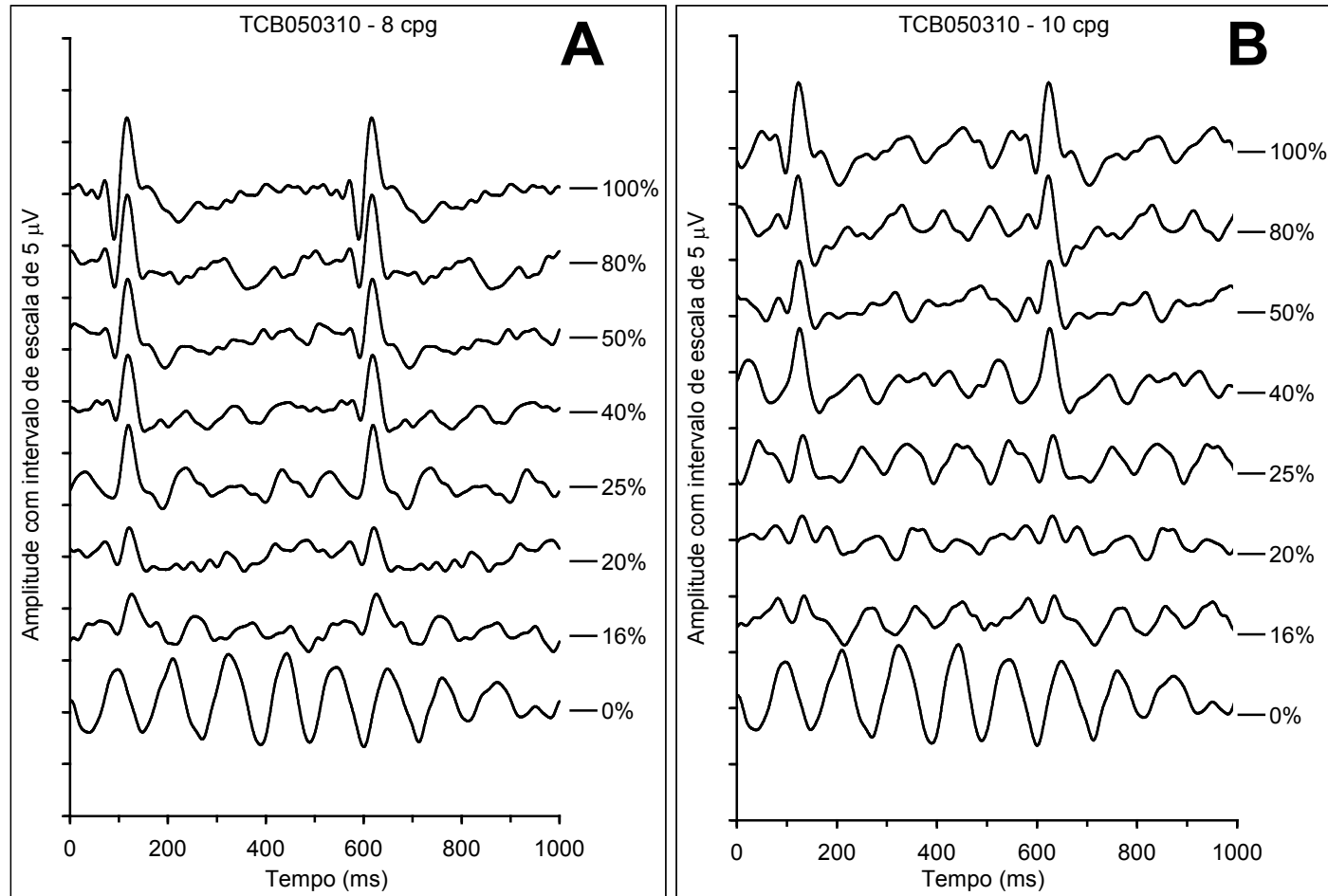
Dados referentes ao sujeito TCB050310



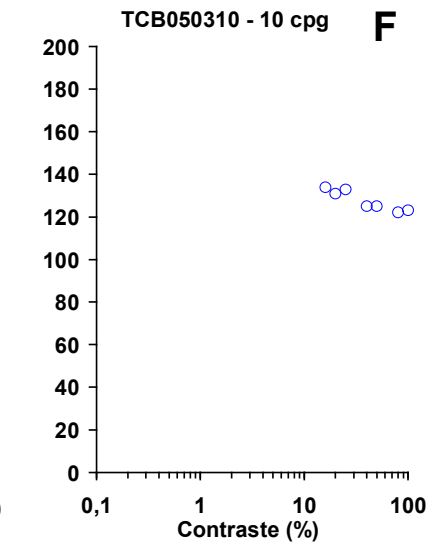
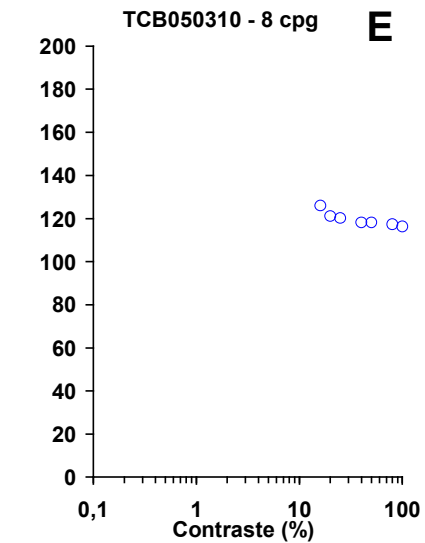
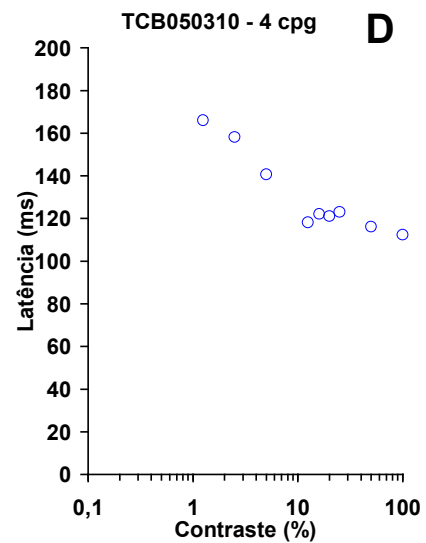
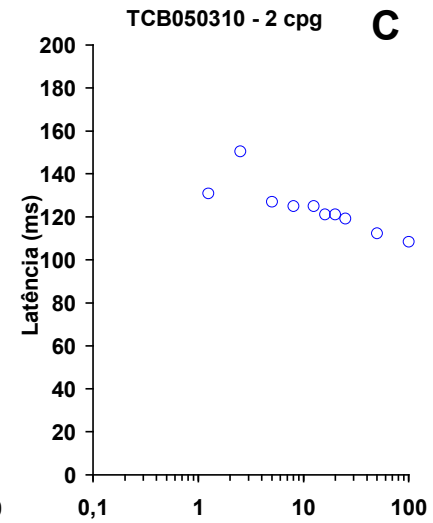
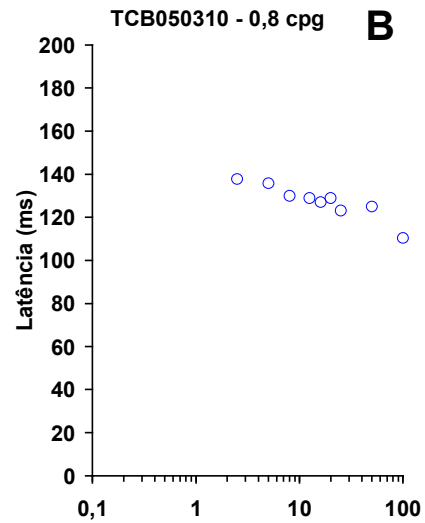
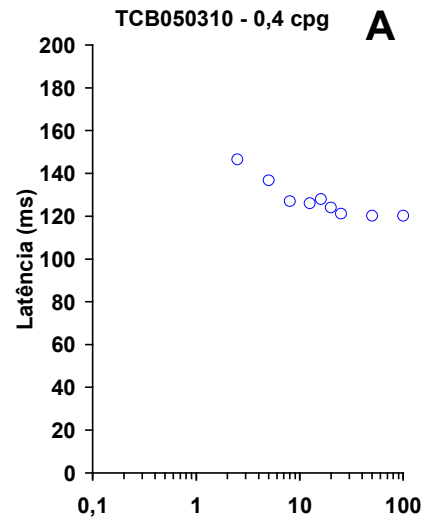
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e freqüências espaciais de 0,4 **(A)** e 0,8 cpg **(B)**.



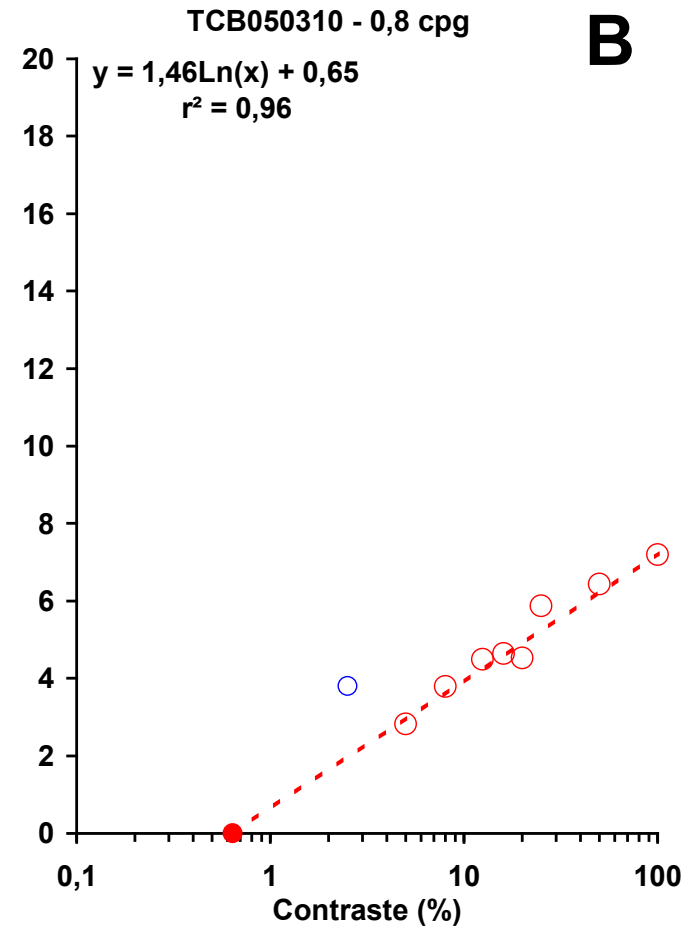
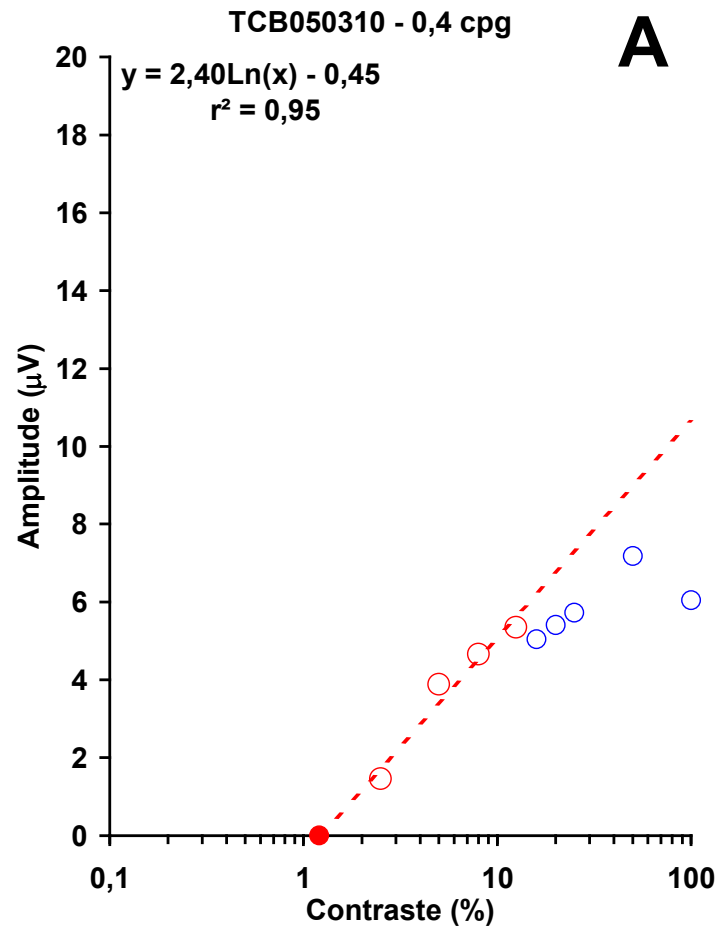
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 2 (A) e 4 cpg (B).



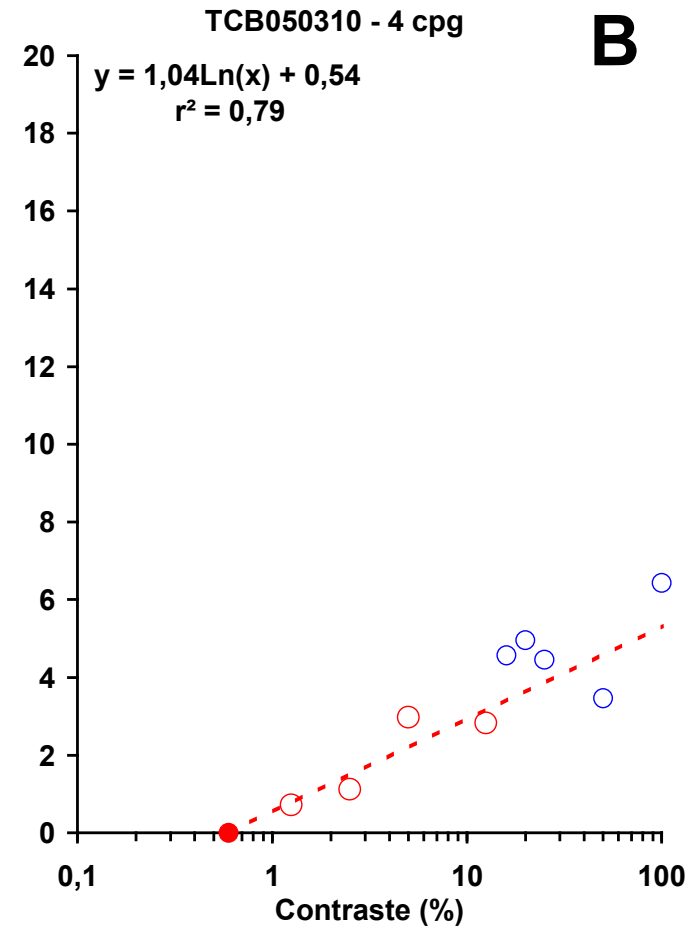
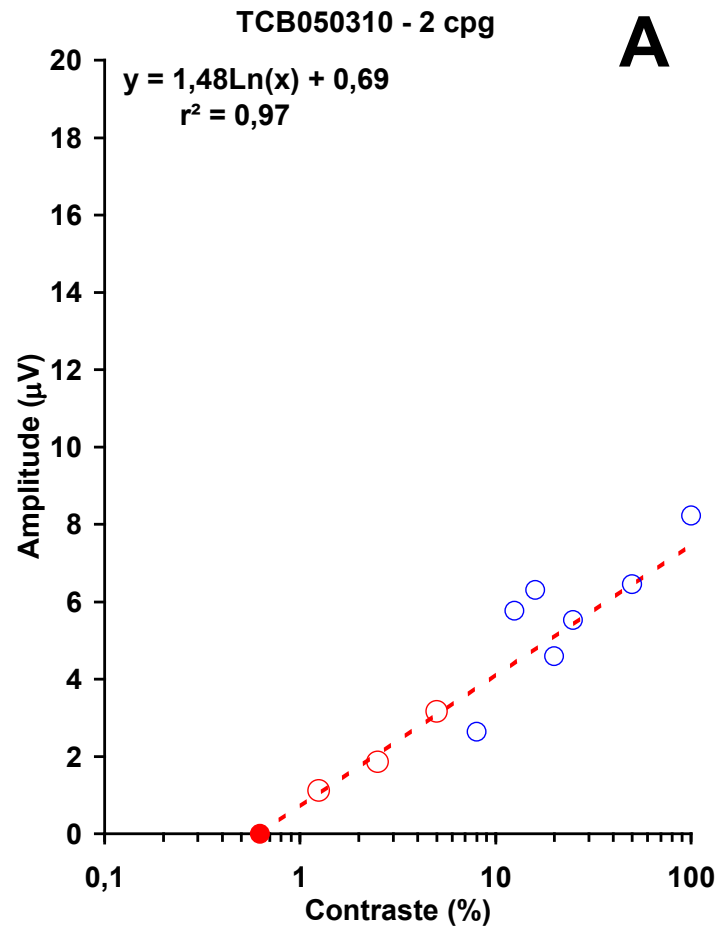
VECPs obtidos com estímulos de diferentes contrastes e frequências espaciais de 8 (A) e 10 cpq (B).



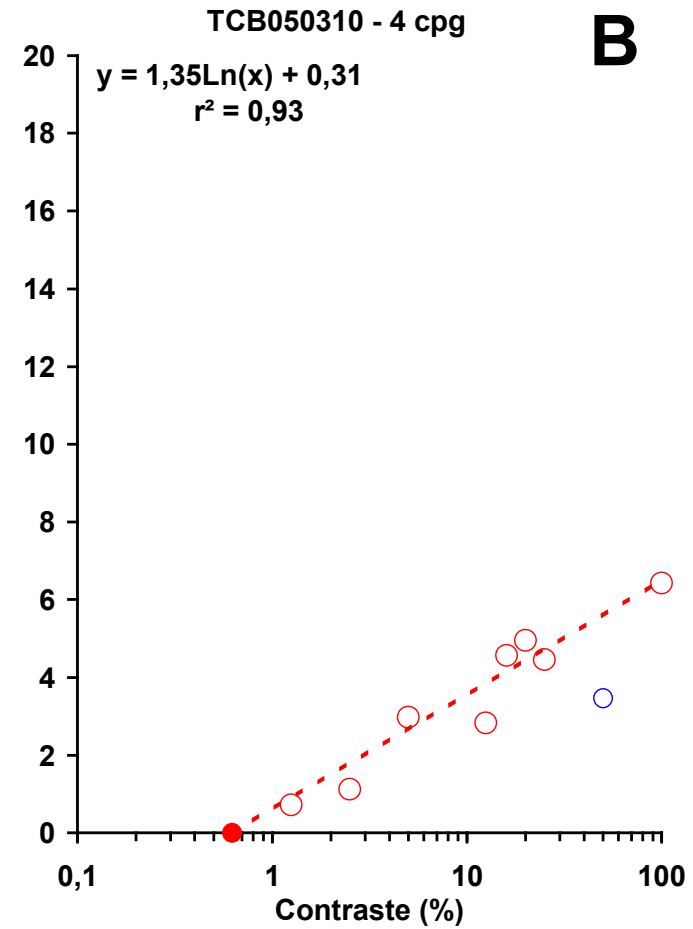
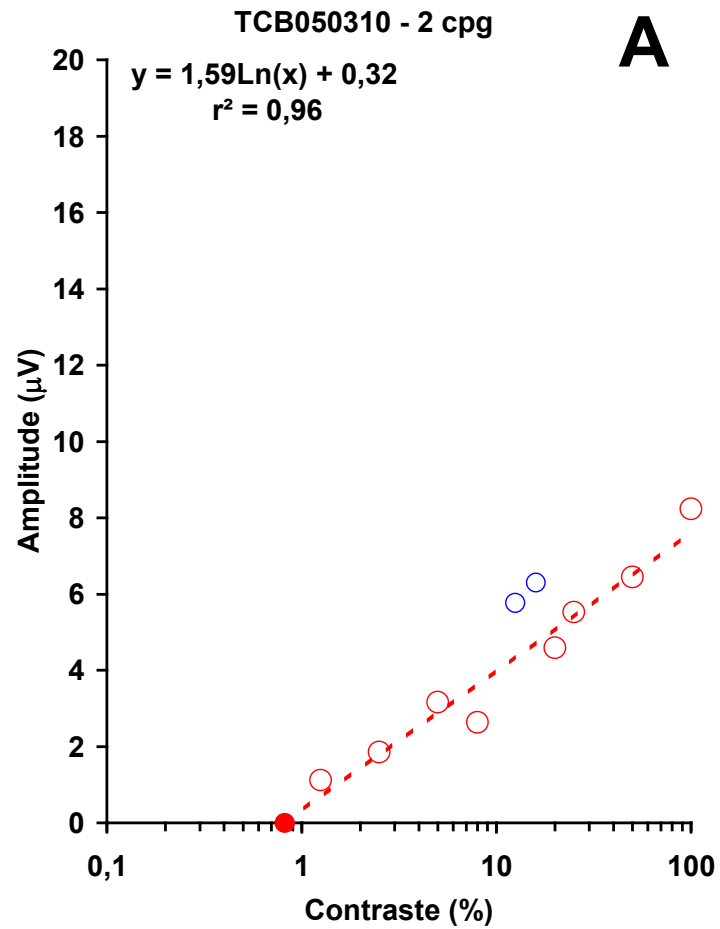
Gráficos ilustrando a variação de latência do componente P100 dos VECs em função do logaritmo do contraste. **(A)** Frequência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Frequência espacial de 0,8 cpg. **(C)** Frequência espacial de 2 cpg. **(D)** Frequência espacial de 4 cpg. **(E)** Frequência espacial de 8 cpg. **(F)** Frequência espacial de 10 cpg.



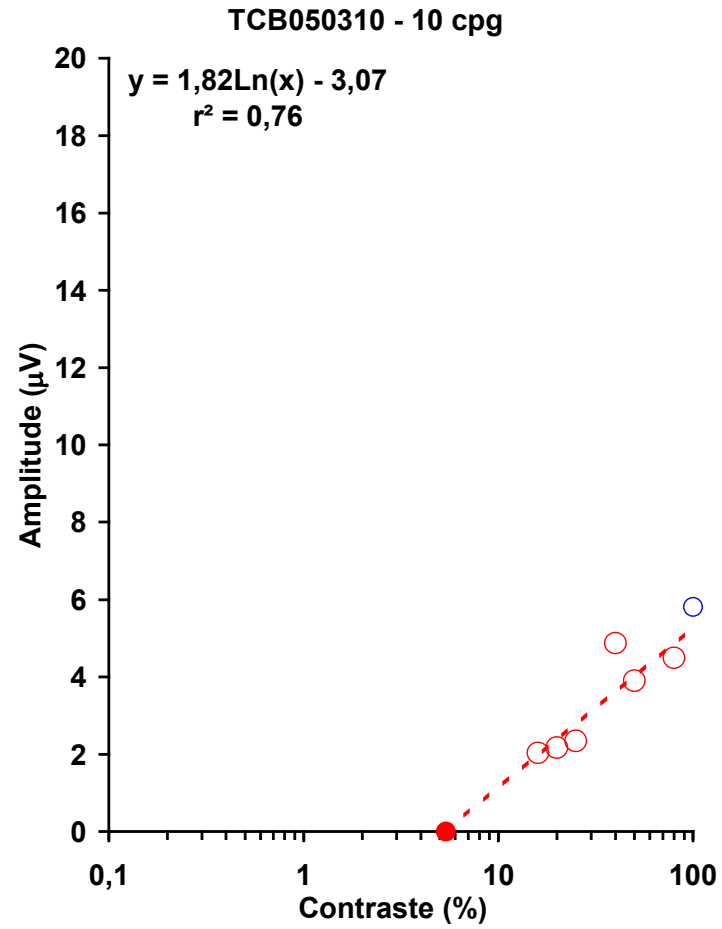
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECP em função do logaritmo do contraste. **(A)** Frequência espacial de 0,4 cpg. **(B)** Frequência espacial de 0,8 cpg.



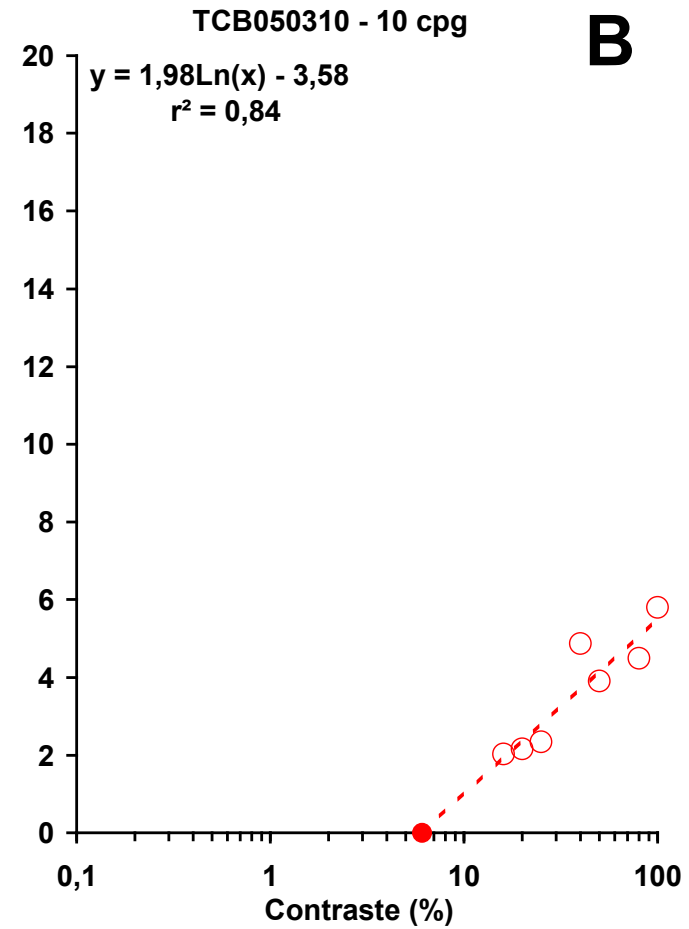
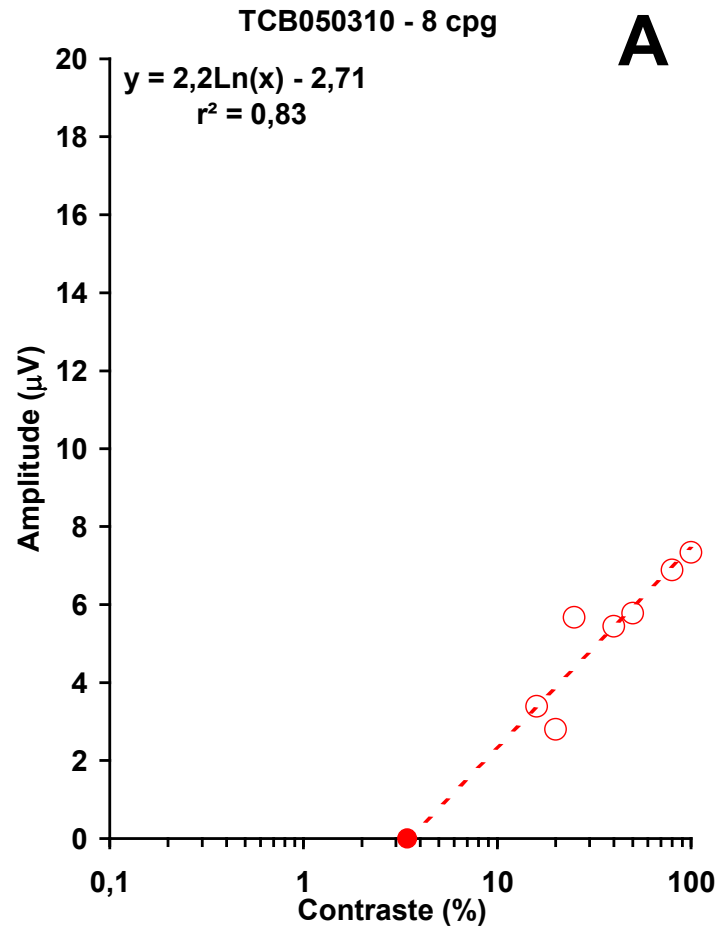
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



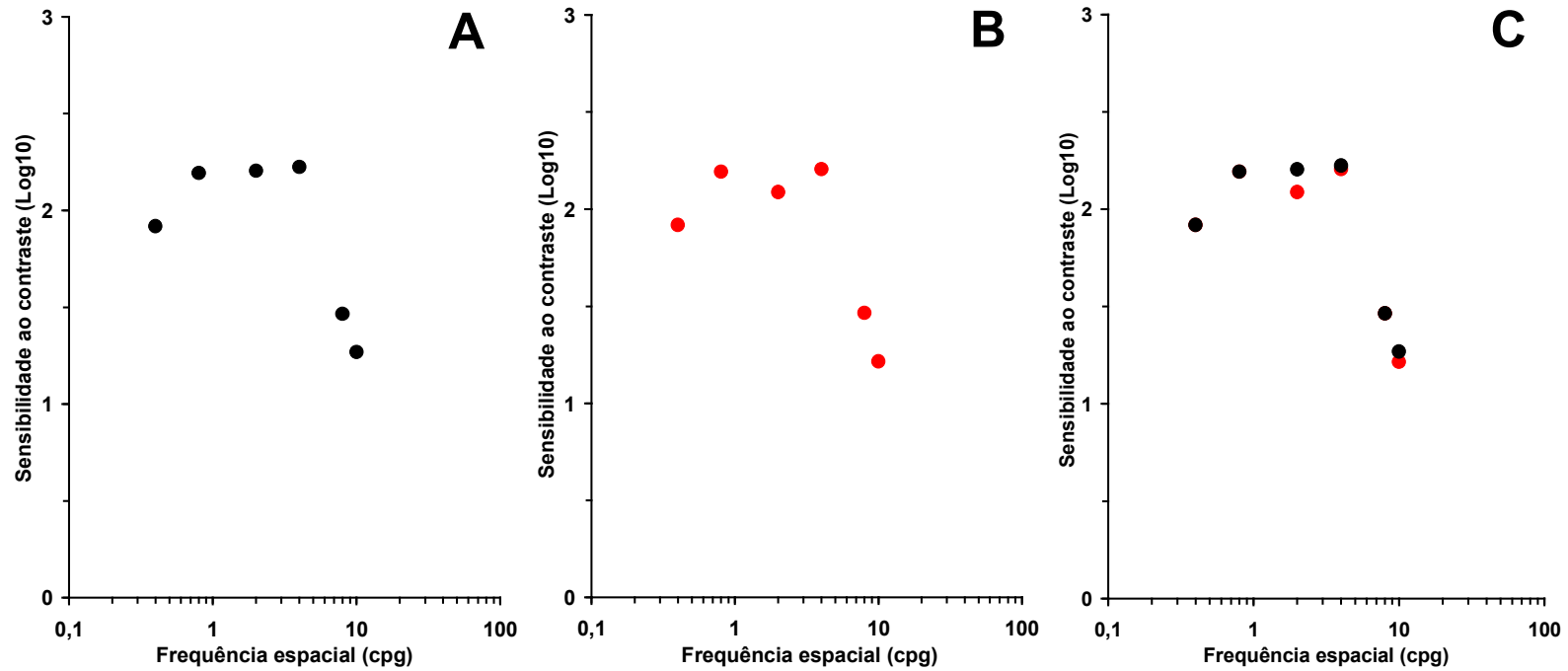
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 2 cpg (**A**) e 4 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



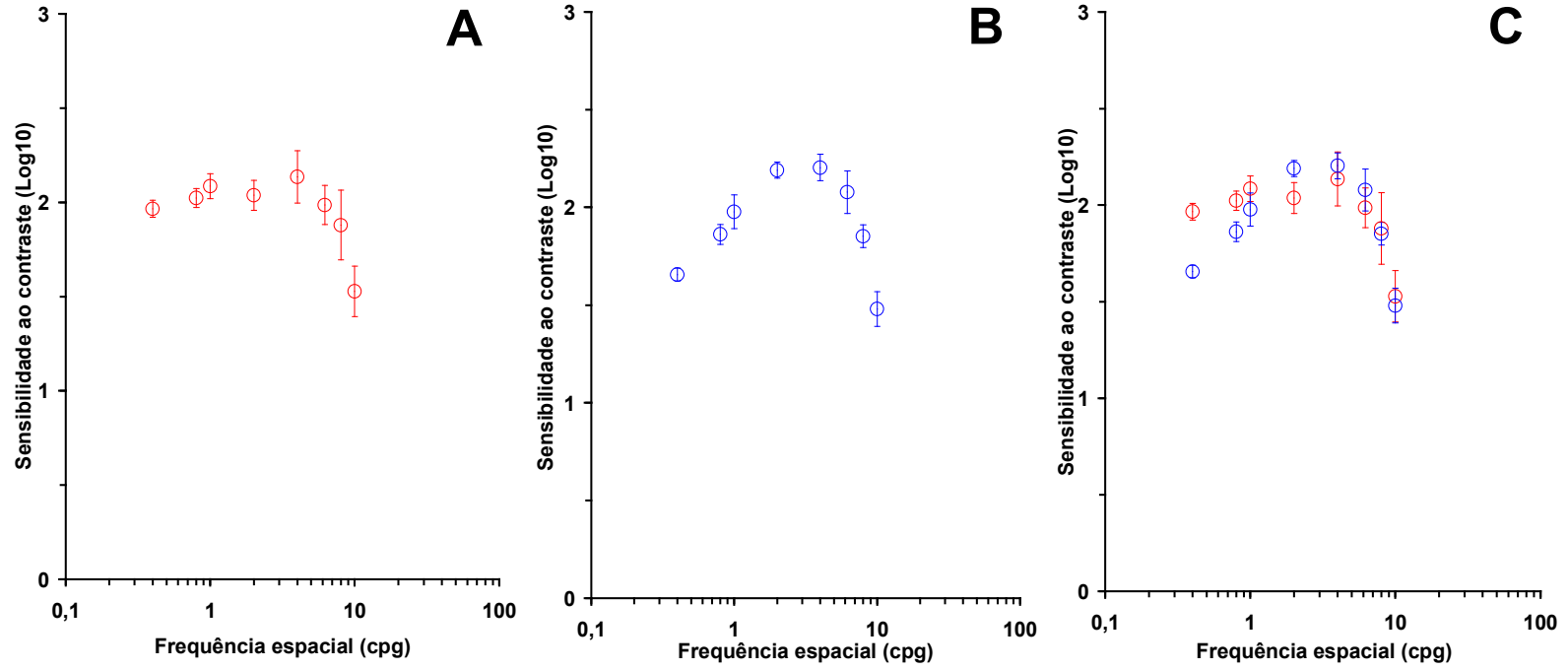
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequência espacial de 10 cpg. Procedimento 1 para a estimativa do contraste limiar.



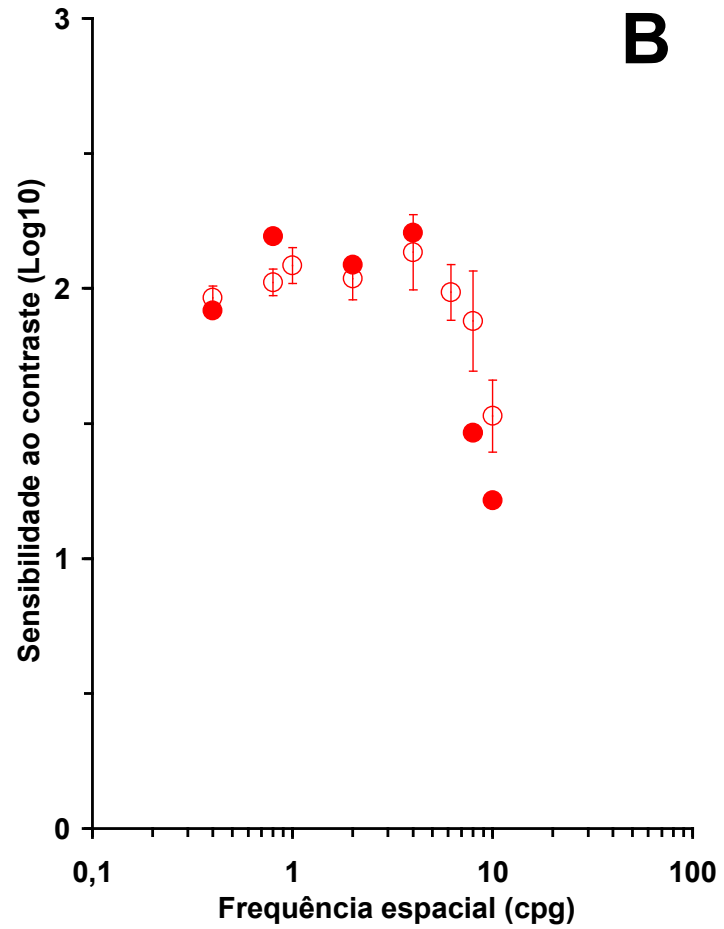
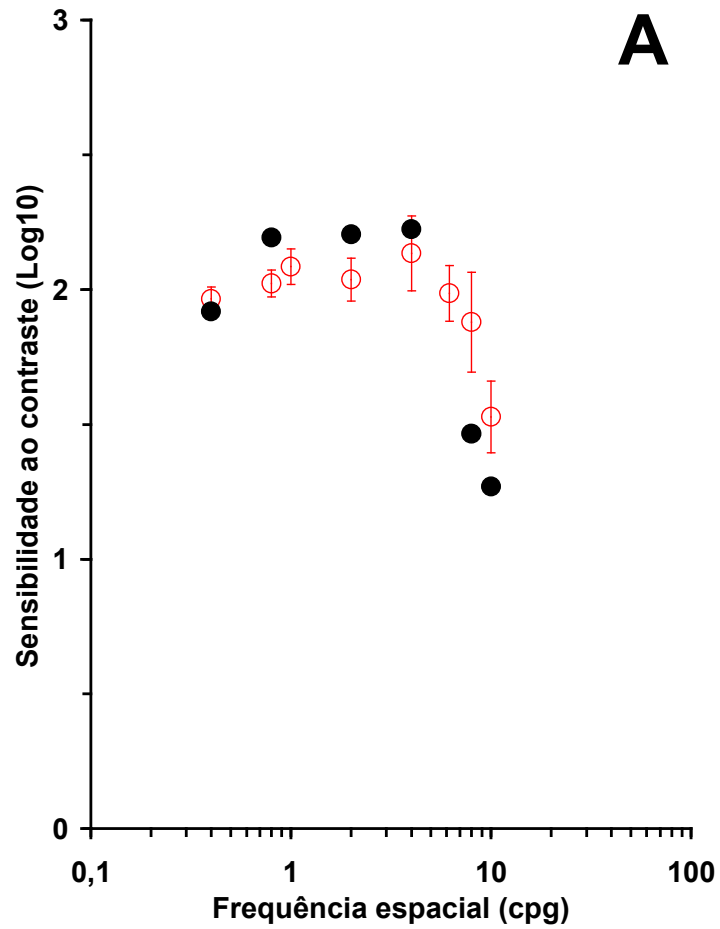
Gráficos ilustrando a variação da amplitude do componente P100 dos VECPs em função do logaritmo do contraste. Frequências espaciais, 8 cpg (**A**) e 10 cpg (**B**). Procedimento 2 para a estimativa do contraste limiar.



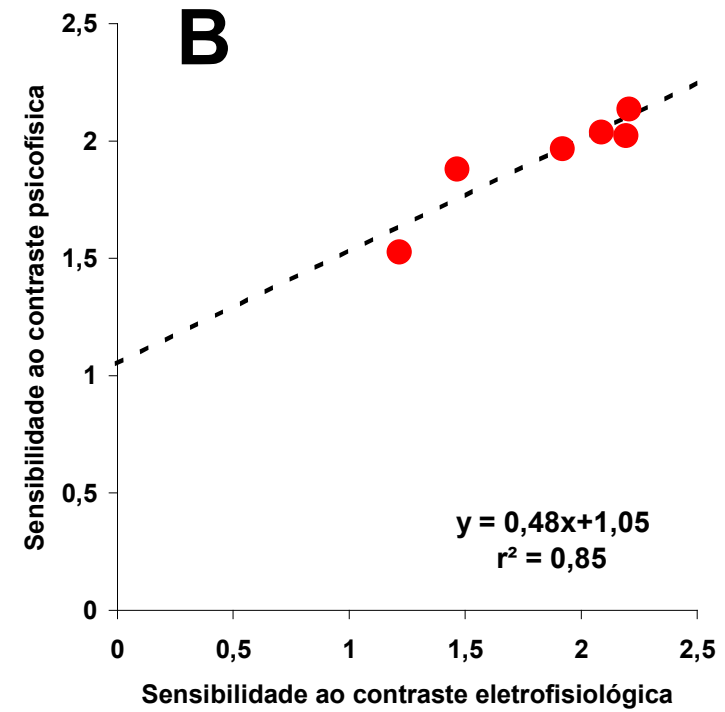
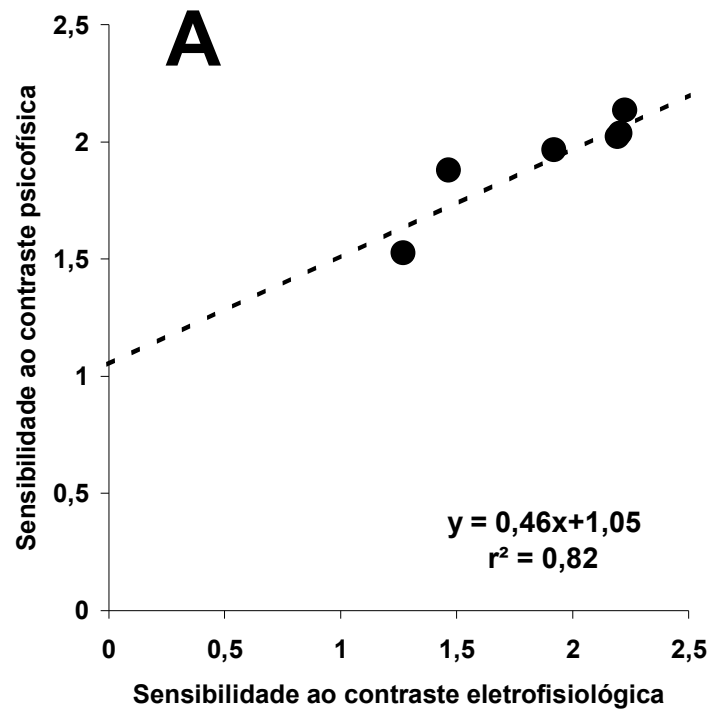
CSF obtida eletrofisiologicamente, através do registro do VECF. **(A)** CSF₁ eletrofisiológica. **(B)** CSF₂ eletrofisiológica. **(C)** Comparação entre os valores obtidos para a CSF eletrofisiológica usando-se os dois procedimentos de estimativa do contraste limiar.



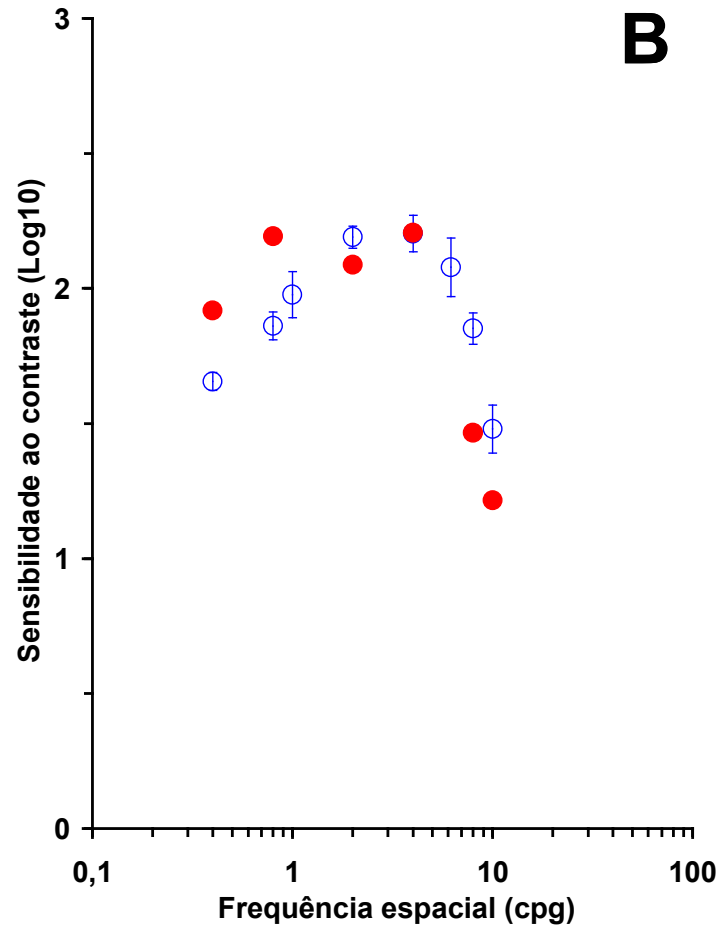
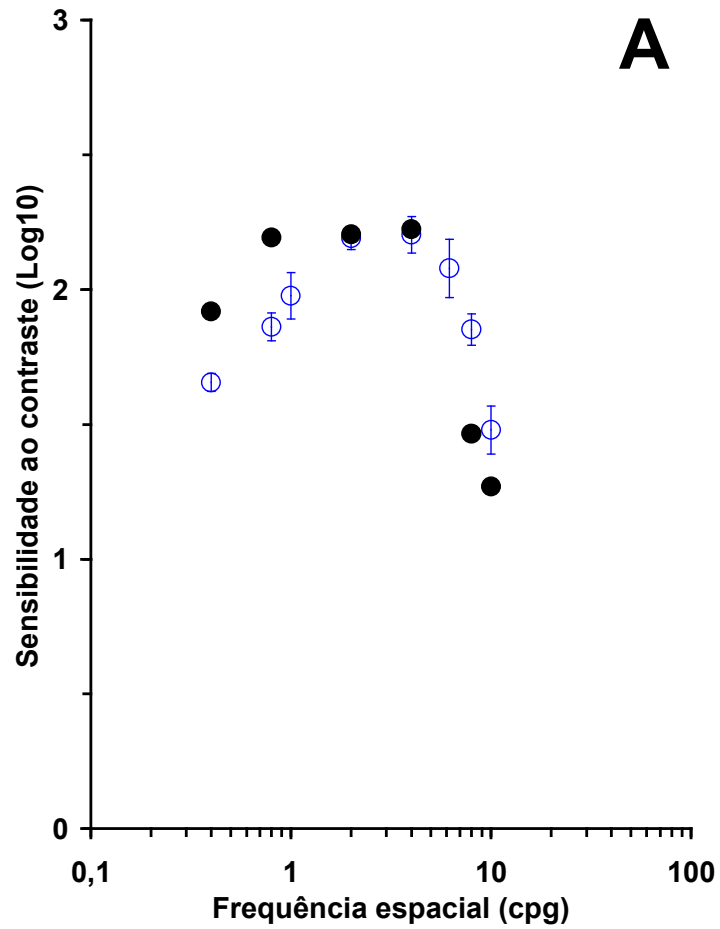
CSF obtida por métodos psicofísicos. **(A)** CSF dinâmica. **(B)** CSF estática. **(C)** Comparação das CSFs obtidas com os dois métodos psicofísicos.



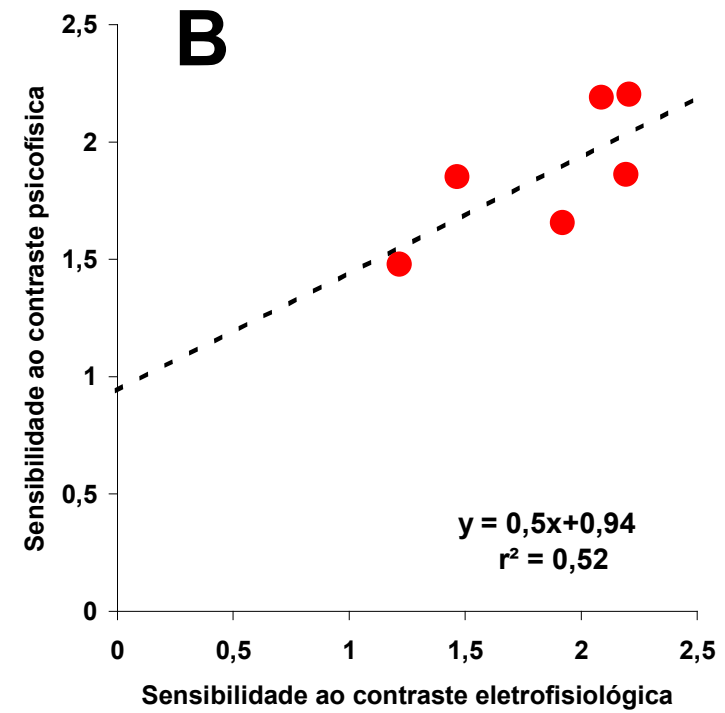
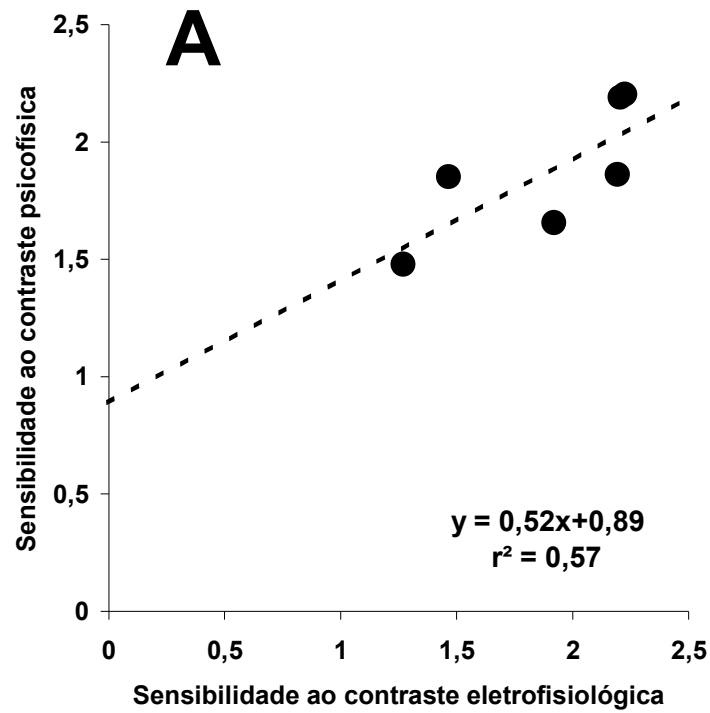
Comparação da CSF psicofísica dinâmica com a CSF₁ eletrofisiológica (A) e a CSF₂ eletrofisiológica (B).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos dinâmicos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 (A) e 2 (B).



Comparação da CSF psicofísica estática com a CSF₁ eletrofisiológica (**A**) e a CSF₂ eletrofisiológica (**B**).



Correlação entre os valores de sensibilidade ao contraste obtidos com o método psicofísico (estímulos estáticos) e o método eletrofisiológico, esse último usando estimativas pelos procedimentos 1 **(A)** e 2 **(B)**.

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](#)