MÁRCIA REGINA BRUNELLI

AVALIAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL EM RADIOGRAFIAS DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, para a obtenção do Grau de Doutor em Radiologia Odontológica.

PIRACICABA
2000

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

MÁRCIA REGINA BRUNELLI

AVALIAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL EM RADIOGRAFIAS DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade de Campinas, para a obtenção do Título de Doutor em Radiologia Odontológica.

Este exemplar foi devidamente corrigido, de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 04/05/2000
Assinatura do Orientador

Orientador: Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Cláudio de Freitas
Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo
Prof. Dr. Francisco Haiter Neto
Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques
Profa. Dra. Marlene Fenyo S. de Mattos Pereira

PIRACICABA
2000

200/408

UNIDADE BC
N.º CHAMADA:
T/UNICAMP
B835a
V. Ex.
TOMBO BC/ 41460
PROC 278/00
C [ ] D [X]
PREÇO R$ 11,00
DATA 11-07-00
Nº CPD
CM-00142793-6

Ficha Catalográfica

Brunelli, Márcia Regina.
B835a Avaliação da imagem digital em radiografias da articulação temporomandibular. / Márcia Regina Brunelli. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.
185p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Côndilo mandibular. 2. Cabeça – Radiografia. 3. Cabeça – Anatomia. 4. Crânio. I. Bóscolo, Frab Norberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba / UNICAMP.

UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 21 de Fevereiro de 2000, considerou a candidata MARCIA REGINA BRUNELLI aprovada.

1. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO

2. Profa. Dra. MARLENE FENYO SOEIRO DE MATOS PEREIRA

3. Prof. Dr. CLAUDIO DE FREITAS

4. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO

5. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Aos meus pais

***Alfredo**, amigo verdadeiro, sempre presente, em todos os momentos*

***Eloisa**, exemplo verdadeiro de vida, luz sempre a me iluminar*

À minha irmã

***Eliana**, pelo verdadeiro carinho, apoio e incentivo*

Dedico com muito amor este trabalho

Ao

Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo

Titular da Disciplina de Radiologia e Diretor Associado desta Faculdade, que ofereceu a primeira e grande oportunidade para meu preparo docente, sem a qual, provavelmente não teria iniciado. Meu profundo respeito e admiração pela sua capacidade de estimular o melhor de cada um, ultrapassar limites, descobrir talentos, e superar deficiências. Dotado de extraordinário dinamismo e capacidade didática, conduziu de forma segura e criteriosa a orientação desta pesquisa. Pelos muitos anos de amizade, compreenção e intensa aprendizagem

Meu profundo agradecimento

À ***Profa. Dra. Solange Maria de Almeida****, Profa. Assistente Doutora da Disciplina de Radiologia , Coordenadora do Curso de Pós-graduação em Radiologia, pela grande compreensão e solidariedade durante períodos difíceis, por seu estímulo e inestimável colaboração no decorrer de todo o curso e em especial na execução deste trabalho. Pelo exemplo de competência e amizade*

Ao ***Prof. Dr. Mário Roberto Vizioli*** *, Titular em Patologia, Professor do Curso de Pós-Graduação em Radiologia, pelo exemplo de conduta humana e acadêmica, pela disponibilidade nas inúmeras orientações, pela amizade inestimável*

Ao ***Prof. Dr. Agenor Montebelo Filho****, Prof. Assistente Doutor da Disciplina de Radiologia, pela atenção e conhecimentos dedicados durante todo o tempo de convívio*

Ao ***Prof. Dr. Francisco Haiter Neto****, Prof. Assistente Doutor da Disciplina de Radiologia pela despretensiosa colaboração e auxílio inestimáveis*

Em especial agradeço.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum, pelo apoio aos cursos de pós-graduação oferecidos na instituição

Ao Capes e ao CNPq, pela concessão de bolsa de estudos, colaborando na elaboração deste trabalho

À Profa. Dra. Sônia Vieira, pela orientação precisa na avaliação estatística deste trabalho

À Disciplina de Anatomia da FOP - UNICAMP, pela cessão das peças anatômicas

À Profa. Dra. Solange A. Caldeira Monteiro, pela sua amizade firme e forte, pela compreensão e respeito, sempre presente, desde o início da nossa formação docente

À Profa. Dra. Cristina Maria Dumitt Sewell, pela amizade, apoio e compreensão demonstrada no decorrer da elaboração deste trabalho

À Profa. Ana Emília Figueiredo de Oliveira, professora de Radiologia da UFMA, doutoranda no Curso de Pós-graduação em Radiologia da FOP - Unicamp, pelas valiosas e inestimáveis contribuições para com este trabalho

À Profa. Addah Regina Freire Silva, professora de Radiologia UFMG, pela grande amizade e estímulo

À Profa. Gisela André Paganini, pelo apoio e amizade

À amiga Dirce Romero Chagas, pelo apoio e compreensão durante todo o transcorrer deste curso

Aos Avaliadores, pela presteza e boa vontade com que executaram a avaliação da amostra presente neste trabalho.

À todos os colegas dos Cursos de Pós-Graduação, Mestrado e Doutorado em Radiologia, os quais tive oportunidade de usufruir da amizade durante o transcorrer deste curso

Aos funcionários da Disciplina de Radiologia da FOP nas pessoas de Waldeck, Giselda, Raquel e Gislaine pelos inúmeros auxílios, durante a minha permanência do curso

À bibliotecária Heloísa Maria Ceccotti, pela orientação na elaboração das referências bibliográficas.

À todos aqueles que colaboraram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho.

À Deus, sempre presente.

Meus sinceros agradecimentos.

SUMÁRIO

LISTAS

Lista de Figuras 09

Lista de Pranchas 10

Lista de Gráficos 11

Lista de Tabelas 13

Lista de Abreviaturas e Siglas 15

RESUMO 17

ABSTRACT 18

1. INTRODUÇÃO 19

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1. Imagens digitais 23

2.2. Imagens da Articulação Temporomandibular 55

3. PROPOSIÇÃO 73

4. MATERIAIS E MÉTODOS 74

5. RESULTADOS 86

6. DISCUSSÃO 132

7. CONCLUSÕES 154

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 155

ANEXO 166

LISTAS

LISTAS

LISTAS DE FIGURAS

Figura 4.1 Imagem resultante do uso da ferramenta Brilho e contraste do Sistema Digital Digora 80

Figura 4.2 Imagem resultante do uso da ferramenta Otimização do Sistema Digital Digora 81

Figura 4.3 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 2 do Sistema Digital Digora 82

Figura 4.4 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 3 do Sistema Digital Digora 82

Figura 4.5 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 4 do Sistema Digital Digora 82

Figura 4.6 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 8 do Sistema Digital Digora 82

Figura 4.7 Imagem resultante do uso da ferramenta Terceira Dimensão do Sistema Digital Digora 83

Figura 4.8 Imagem resultante do uso da ferramenta Negativo do Sistema Digital Digora 83

Figura 4.9 Imagem resultante do uso da ferramenta Terceira Dimensão e Negativo do Sistema Digital Digora 83

Figura 4.10 Imagem resultante do uso da ferramenta 1 Cor do Sistema Digital Digora 84

Figura 4.11 Imagem resultante do uso da ferramenta 2 Cores do Sistema Digital Digora 84

LISTA DE PRANCHAS

Prancha 5.4.1 Imagens radiográficas e anatômicas das ATMs com cápsula articular dissecada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2 127

Prancha 5.4.2 Imagens radiográficas e anatômicas das ATMs com cápsula articular dissecada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2 128

Prancha 5.4.3 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2 129

Prancha 5.4.4 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2 130

Prancha 5.4.5 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2 131

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1.1	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.	87
Gráfico 5.1.2	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.	88
Gráfico 5.1.3	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.	89
Gráfico 5.1.4	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.	90
Gráfico 5.1.5	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.	91
Gráfico 5.1.6	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.	92
Gráfico 5.1.7	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.	93
Gráfico 5.1.8	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.	94
Gráfico 5.1.9	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 3D com RAD. CONV.	95
Gráfico 5.1.10	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação NEG com RAD. CONV.	96
Gráfico 5.1.11	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.	97
Gráfico 5.1.12	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 1 COR com RAD. CONV.	98
Gráfico 5.1.13	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.	99
Gráfico 5.2.1	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.	100
Gráfico 5.2.2	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.	101
Gráfico 5.2.3	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.	102
Gráfico 5.2.4	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.	103
Gráfico 5.2.5	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.	104
Gráfico 5.2.6	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.	105
Gráfico 5.2.7	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.	106

Gráfico 5.2.8 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV. 107
Gráfico 5.2.9 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D com RAD. CONV. 108
Gráfico 5.2.10 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação NEG com RAD. CONV. 109
Gráfico 5.2.11 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV. 110
Gráfico 5.2.12 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 1 COR com RAD. CONV. 111
Gráfico 5.2.13 Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 2 CORES com RAD. CONV. 112
Gráfico 5.3.1 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV. 113
Gráfico 5.3.2 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV. 114
Gráfico 5.3.3 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV. 115
Gráfico 5.3.4 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV. 116
Gráfico 5.3.5 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV. 117
Gráfico 5.3.6 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV. 118
Gráfico 5.3.7 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV. 119
Gráfico 5.3.8 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV. 120
Gráfico 5.3.9 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D com RAD. CONV. 121
Gráfico 5.3.10 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação NEG com RAD. CONV. 122
Gráfico 5.3.11 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV. 123
Gráfico 5.3.12 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 1 COR com RAD. CONV. 124
Gráfico 5.3.13 Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV. 125

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1.1	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.	87
Tabela 5.1.2	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.	88
Tabela 5.1.3	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.	89
Tabela 5.1.4	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.	90
Tabela 5.1.5	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.	91
Tabela 5.1.6	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.	92
Tabela 5.1.7	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.	93
Tabela 5.1.8	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.	94
Tabela 5.1.9	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 3D com RAD. CONV.	95
Tabela 5.1.10	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação NEG com RAD. CONV.	96
Tabela 5.1.11	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.	97
Tabela 5.1.12	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 1 COR com RAD. CONV.	98
Tabela 5.1.13	Distribuição das notas, para fossa mandibular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.	99
Tabela 5.2.1	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.	100
Tabela 5.2.2	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.	101
Tabela 5.2.3	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.	102
Tabela 5.2.4	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.	103
Tabela 5.2.5	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.	104
Tabela 5.2.6	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.	105
Tabela 5.2.7	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.	106

Tabela 5.2.8	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.	107
Tabela 5.2.9	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D com RAD. CONV.	108
Tabela 5.2.10	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação NEG com RAD. CONV.	109
Tabela 5.2.11	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.	110
Tabela 5.2.12	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 1 COR com RAD. CONV.	111
Tabela 5.2.13	Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.	112
Tabela 5.3.1	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.	113
Tabela 5.3.2	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.	114
Tabela 5.3.3	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.	115
Tabela 5.3.4	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.	116
Tabela 5.3.5	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.	117
Tabela 5.3.6	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.	118
Tabela 5.3.7	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.	119
Tabela 5.3.8	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.	120
Tabela 5.3.9	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D com RAD. CONV.	121
Tabela 5.3.10	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação NEG com RAD. CONV.	122
Tabela 5.3.11	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.	123
Tabela 5.3.12	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 1 COR com RAD. CONV.	124
Tabela 5.3.13	Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.	125
Tabela 6.1	Distribuição do percentual de notas 2, segundo o recurso e a estrutura analisada	124
Tabela 6.2	Distribuição dos resultados – Comparação dos recursos com a imagem radiográfica convencional segundo o recurso e a estrutura utilizando o Teste do Sinal	125

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µC/Kg	Microcolumb por kilograma
1 COR	Ferramenta do Sistema Digital Digora, onde um determinado tom de cinza, é colorizado, com a possibilidade de gradualmente alterar o tom de cinza a ser colorizado.
2 CORES	Ferramenta do Sistema Digital Digora, onde todos os tons de cinza são substituídos pelos tons de azul e verde cítrico.
3D	Ferramenta do Sistema Digital Digora, onde a imagem original é transformada em uma imagem tridimensional, semelhante a uma imagem *scaneada* de um elétron microscópico, ou seja, baixo relevo.
3D+NEG	Somatória da aplicação das ferramentas do Sistema Digital Digora, terceira dimensão e negativo.
ATM	Articulação Temporomandibular
BR/CONT	Ferramenta do Sistema Digital Digora que permite a manipulação do brilho e contraste.
CCD	Dispositivo de carga acoplado
cm	Centímetro
DIG.IND/BC	Radiografia convencional digitalizada por meio de *Scanner* de transparência onde aplicou-se o uso do recurso de brilho e de contraste
DIG.IND/NG	Radiografia convencional digitalizada por meio de *Scanner* de transparência onde aplicou-se o uso do recurso negativo somado ao recurso de brilho e de contraste
KB	Kilobits
kVp	Kilovoltagem pico
mAs	Miliamperagem por segundo
MB	megabits

mGy	Micro Gray
mm	milímetro
NEG	Ferramenta do Sistema Digital Digora que converte a imagem em negativo, pelas mudança das sombras escuras em claras e vice-versa.
OTIMIZ	Ferramenta do Sistema Digital Digora que realiza um cálculo otimizado para produzir uma imagem mais acentuada com diminuição da escala de densidade.
RAD.CONV	Resultado radiográfico obtido com filme radiográfico extra-bucal convencional
RM	Ressonância Magnética
RVG	Radio Visio Garaphy
TC	Tomografia computadorizada
TIFF	*Tagged Image File Format:* método de formatação de arquivo de imagens, que possibilita que estas sejam armazenadas sem nenhuma compressão.
ZOOM 2	Ferramenta do Sistema Digital Digora que amplia a imagem na tela com o dobro de tamanho.
ZOOM 3	Ferramenta do Sistema Digital Digora que amplia a imagem três vezes o tamanho original apresentado na tela.
ZOOM 4	Ferramenta do Sistema Digital Digora que amplia a imagem quatro vezes o tamanho original apresentado na tela.
ZOOM 8	Ferramenta do Sistema Digital Digora que amplia a imagem oito vezes o tamanho original apresentado na tela.

RESUMO

RESUMO

Este estudo teve por objetivo avaliar, comparativamente, a imagem obtida por meio de três métodos radiográficos: radiografia transcraniana convencional, imagem digitalizada da radiografia convencional, e imagem digital direta. Para tanto foram utilizados 22 hemicrânios de cadáveres, os quais foram radiografados de forma padronizada com o auxilio de cefalostato específico para exames radiográficos da ATM. Posteriormente, foi injetado líquido de contraste no espaço articular, sendo novamente radiografados. As imagens obtidas foram submetidas à pontuação por seis examinadores que avaliaram as estruturas ósseas e espaço articular. Os dados obtidos foram submetidos a tratamento estatístico, e os resultados analisados. Verificou-se que o Sistema Digital Digora apresentou os melhores resultados, havendo a possibilidade de visualização de disco articular, especialmente utilizando os recursos de Brilho/Contraste e Colorização. As imagens digitalizadas das radiografias convencionais mostraram-se superiores na verificação da anatomia das estruturas ósseas da ATM.

Palavras-chave: radiografia digital, radiografia transcraniana, ATM.

ABSTRACT

ABSTRACT

The purpose of the present study is to evaluate comparatively the image got by three radiographic methods: conventional transcranial radiography, digitized image of the conventional radiography and direct digital image. For that, 22 hemiheads cadaver were used, fixed in formaldehyde which were radiographed in standard way with the help of specific head holder to radiographic examinations of the TMJ. Later, contrast ;liquid was forced in the articular space being radiographed again. The achieved image were punctuated by six examiners who evaluated the osseous structures and the articular space. The final data were statiscally treated and the results were analyzed. It was verified that the Digora Digital System presented the best results with the possibility of visualizations of articular disc specially using the Brightness, and Contrast and Colourness resources. The digitized images of the conventional radiographics revealed themselves of better quality in the examination of the anatomy of the TMJ osseous structures.

Key-words: digital radiographic, transcranial radiographic, TMJ

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os exames radiográficos específicos para análise da Articulação Temporomandibular (ATM) têm sido motivo de estudo de muitos pesquisadores desde a primeira década deste século, pois oferecem informações complementares, muito relevantes, ao diagnóstico clínico de disfunções temporomandibulares. Os resultados radiográficos obtidos por meio das técnicas radiográficas transcranianas convencionais continuam a ser amplamente utilizados para avaliações das condições ósseas, apesar de apresentarem sobreposição de estruturas adjacentes. Essas técnicas apresentam variações entre si, com o objetivo de eliminar a sobreposição de estruturas indesejáveis, visualizando o máximo possível da articulação temporomandibular. Recentemente, foi desenvolvido um cefalostato, Accurad 200, o qual permite a realização de radiografias da ATM com maior facilidade e ainda apresenta a vantagem de possibilitar a reprodução das imagens em tempos diversos, a exemplo das técnicas cefalométricas, para futuras comparações durante o tratamento.

Um outro método de exame, a artrografia, avalia adequadamente a função do disco articular e suas relações com a eminência articular do osso temporal e a superfície condilar; entretanto, é invasiva e tecnicamente de difícil execução.

Os exames radiográficos realizados por meio da Tomografia Computadorizada (TC) apresentam imagens de qualidade muito superior quanto à

apresentação de detalhes ósseos e tecidos moles, mas os tecidos intra-articulares da ATM não são representados adequadamente. Estes exames tem como desvantagem o custo muito elevado e alta dose de radiação recebida pelo paciente.

A Ressonância Magnética mostrou novos horizontes para um diagnóstico mais preciso das alterações que possam ocorrer no complexo temporomandibular, ao apresentar estruturas de tecido mole, que antes eram invisíveis aos meios de diagnóstico. A ATM, a exemplo da TC, também pode ser avaliada em múltiplos planos demonstrando os tecidos moles tão bem quanto as imagens ósseas das articulações, porém a ressonância magnética é uma técnica de uso relativamente recente no Brasil, com um custo ainda muito elevado para o paciente.

Torna-se claro que, nas últimas décadas, o radiologista foi bombardeado por um número crescente de imagens cada vez mais complexas, sem evidência alguma de similar progresso na performance do olho e cérebros humanos (ROBINSON, 1997).

Os desarranjos internos têm sido definidos como uma relação anormal entre o disco, côndilo mandibular, fossa mandibular e eminência articular. É importante salientar que a observação somente de sinais clínicos pode resultar em uma super estimação de deslocamento de disco, sendo que o ruído e a limitação da abertura bucal nem sempre são causados pelo deslocamento de disco;

contudo, existem pacientes assintomáticos com deslocamento. A super representação da doença pode nos dar a impressão de uma doença epidêmica, enquanto que a especificidade elevada poderá identificar somente aqueles com doença cronicamente severa. É possível que anormalidade do disco ou menisco possa representar um fenótipo de articulação predisponente à disfunção articular, incluindo as disfunções das articulações temporomandibulares.

O diagnóstico por imagem pode desempenhar um papel muito importante no diagnóstico da dor orofacial e na correlação das mudanças estruturais da ATM, seus sinais e sintomas clínicos.

Utilizando recursos de informática e ainda com a possibilidade de reduzir a dose de radiação, foram empregados os sistemas digitais diretos que captam as imagens e transferem-nas para o computador, onde serão arquivadas e manipuladas, podendo ainda ser enviadas por meio de linhas telefônicas. Os sensores, ao contrário do filme convencional que utiliza processamento químico, mostram uma imagem digital no monitor do computador por processamento numérico. Nas radiografias digitais, as imagens são obtidas por dois processos: um em placas com fósforo fotoestimulável, e outro pelo Sistema CCD (Dispositivo de Carga Acoplado). Devido ao fato de que, uma vez obtida, a imagem digital pode ser manipulada, alguns autores afirmam que é possível observar algum detalhe de tecido mole com o uso dos gradientes de intensificação da imagem (DÁVILA *et al.*, 1993).

Diante do exposto, pretende-se avaliar imagens transcranianas da Articulação Temporomandibular utilizando-se como receptores de imagem sensores de fósforo fotoestimuláveis intra-bucais para obtenção da imagem digital, e o filme convencional que fornecerá a imagem radiográfica convencional e digitalizada de forma indireta.

2. REVISTA DA LITERATURA

2. REVISTA DA LITERATURA

2.1. IMAGENS RADIOGRÁFICAS DIGITAIS:

A radiografia computadorizada baseada em placas de fósforo fotoestimuláveis foi introduzida em 1981 pela Fuji Photo Film Company (Tokyo, Japão), e seus princípios foram descritos na literatura radiológica em 1983 por SONODA *et al.*

Os primeiros pesquisadores a utilizarem placas de fósforo para radiografias panorâmicas foram KASHIMA *et al.*, em 1985, descrevendo um novo sistema de imagem para uso odontológico que combinava os avanços da tecnologia eletrônica e computadorizada. Tratava-se de um processo de tomografia panorâmica baseado nos sistemas de *laser-scan* e um sistema de imagem característico, onde o filme convencional era substituído por uma placa de imagem com base de poliéster recoberta por cristais halogêneos. Estes cristais armazenam a energia dos fótons de raios X e por meio de um processo de fotoestimulação luminescente, a energia é transformada em sinais elétricos. A leitura dessa energia é realizada em um *scanner* conectado a um processador de imagens. Esse processador de imagens utilizava-se de um computador que permitia manipular a imagem de várias formas. Os autores concluíram que as imagens obtidas eram claras com abundante informação diagnóstica e ampla

latitude. Ainda ofereciam possibilidade de processamento da imagem, e finalmente, redução da dose de exposição do paciente aos raios X.

WENZEL, em 1987, avaliou as imagens digitalizadas com diferentes resoluções com a finalidade de conseguir um menor espaço possível requerido para teletransmissão e verificou que as imagens com 512X 512 de resolução espacial e 64 tons de cinza são suficientes para manter a precisão diagnóstica da radiografia original.

No ano seguinte, a mesma autora (WENZEL, 1988) continuou estudando as imagens digitalizadas, ainda com o objetivo de avaliar a acurácia de imagens de radiografias, capturadas por meio de câmara de vídeo ligada a um computador. Porém, nesse trabalho, verificou a possibilidade de alteração do tempo de exposição e consequentemente imagens com diferentes densidades, obtidas a partir dos seguintes tempos de exposição: 2,0s, 0,60s e 0,16s. Após a digitalização das imagens, aplicou filtros para melhorar o contraste, e posteriormente foram submetidas à avaliação dos examinadores, assim como as imagens radiográficas originais. As radiografias menos densas foram menos precisas que aquelas com densidade ideal, enquanto que não houve diferença entre as radiografias mais densas e as ideais. Finalmente concluiu que é possível reduzir-se em até 4 vezes a dose de radiação.

Em 1989, a Trophy Radiologie lançou no mercado comercial o primeiro sistema de registro e digitalização direto de radiografias intra-bucais chamado

RadioVisioGraphy. Este sistema foi testado por MOUYEN *et al.* com a finalidade de minimizar os problemas dos filmes radiográficos: necessidade de dose de radiação razoavelmente alta e interrupção do tratamento para o processamento radiográfico. O RadioVisioGraphy possui três componentes, como o próprio nome diz: o *Radio* é composto por um cabeçote de raios X convencional conectado a um microprocessador de tempo altamente preciso para diminuir sensivelmente o tempo de exposição aos raios X e um sensor com arestas arredondadas com tamanho de área sensível de 17 X 26 mm^2 possuindo uma tela de cintilação; um cabo de fibra ótica e uma miniatura de carga acoplada a um sistema de imagem; a unidade *Visio* do RVG armazena sinais que entram durante a exposição aos raios X e os converte em 256 tonalidades de cinza. Em tempo real, a imagem é visualizada com ampliação de quatro vezes em um monitor. A partir do momento que a imagem foi armazenada ponto por ponto, torna-se possível realizar o tratamento da imagem, realçando o contraste, ampliação e conversão negativa; a unidade *Graphy* consiste numa unidade de armazenamento digital, que pode estar interligada a um sistema de impressão fotográfica ou térmica.

WENZEL *et al.,* em 1990, realizaram uma análise quantitativa da profundidade de cáries oclusais em radiografias digitalizadas; verificaram que a precisão diagnóstica aumentou muito com as imagens digitalizadas e estavam muito bem correlacionadas com as medidas histológicas. Concluíram que a digitalização de imagens pode oferecer maior precisão para o diagnóstico de cáries oclusais.

Em 1991, WENZEL *et al.*, realizaram uma pesquisa com a finalidade de comparar os resultados obtidos por meio da inspeção visual, radiografia convencional, xerorradiografia e radiografia digitalizada para detecção de cáries oclusais. Verificaram que com a xerorradiografia e com a radiografia digitalizada houve um aumento de resultados falsos-positivos, porém esta última também aumentou para 60% o número de verdadeiro-positivo, e ainda foi capaz de detectar 70% da profundidade de cáries da dentina, em contraste com os outros métodos (45%). Em conclusão, o trabalhou indicou que a detecção de cáries de dentina em superfícies oclusais sem cavitação macroscópica pode ser aprimorada substancialmente pelo uso do filme convencional em comparação com a inspeção visual. O filme radiográfico ofereceu uma melhor previsão de valores do teste positivo e a probabilidade de uma alta especificidade para a detecção de cáries de dentina; entretanto, apresentam uma baixa sensibilidade para detecção da profundidade. A radiografia digital, por outro lado, detectou 70% da profundidade, sem aumentar os diagnósticos falsos-positivos.

BENZ & MOUYEN, em 1991, avaliaram a terceira geração do RadioVisioGraphy (RVG), o qual, além das mudanças externas, sofreu alterações consideráveis no esquema eletrônico. O propósito deste último lançamento foi superar as limitações dos sistemas de 1ª e 2ª gerações, aumentando a sensibilidade, a escala dinâmica (latitude de exposição) do sensor, e ainda oferecendo uma maior variedade de recursos para a manipulação de imagens. Para avaliação, os autores compararam os resultados obtidos por meio desse

sistema digital e os filmes radiográficos intra-bucais do grupo de sensibilidade E da marca Kodak e Agfa, utilizando peças de alumínio. Os resultados demonstraram que o RVG é capaz de retratar detalhes dos objetos de teste com baixos níveis de dose de radiação. Comparando com seu antecessor, a sensibilidade do RVG aumentou em 46%. Afirmaram, ainda, que a luz ambiente tem grande interferência na análise por meio do monitor, assim como influenciou ativamente na análise dos resultados convencionais. O poder de resolução do novo sistema é de 11 pares de linhas por mm, comparado com o máximo de 14 pares de linhas por mm do filme intra-bucal.

WENZEL (1991) revisou a literatura com a finalidade de avaliar as informações tecnológicas computadorizadas quanto à qualidade das radiografias dentárias, dando especial ênfase ao registro e à manipulação de imagens radiográficas. A qualidade da imagem pode ser discutida sob dois parâmetros: nitidez e *noise*. A nitidez é definida pelo contraste e pelo *fog*. O contraste se refere à capacidade de a densidade ótica diferenciar as várias estruturas circunjacentes de interesse. O *fog* refere-se à penumbra no limite das estruturas, resultados de movimento, de geometria e de receptores. O *noise* refere-se a todos os fatores que interferem no sinal e se deve às estruturas de fundo ou a receptores manchados ou sujos. Em seu estudo, a autora pode concluir que a resolução espacial das radiografias digitais é determinada pelo número de *pixels* por mm e o contraste pela capacidade do *bit*. Os experimentos laboratoriais demonstraram que uma matriz com resolução de 512 X 512 *pixels* (correspondendo a um pixel de

0,08mm) e 256 tons de cinza podem ser suficientes para a radiografia digital. Concluiu, ainda, que a experiência da equipe técnica influencia muito na qualidade radiográfica. A intensificação do contraste é capaz de melhorar a qualidade da imagem, que aumenta a precisão diagnóstica e reduz a variação inter-observador. Os filtros de contraste realçam os limites das estruturas, reduzindo a penumbra da imagem; melhorando a qualidade da imagem, aumentando assim a informação diagnóstica.

Em 1992, GRÖNDAHL relatou um resumo das propostas clínicas de um diagnóstico radiográfico, a saber: (1) estabelecer presença e extensão de doenças com história clínica, sinais e sintomas; (2) mapear possíveis doenças em populações normais; (3) monitorar patologias e efeitos de tratamento e (4) escolher o tratamento alternativo com melhor prognóstico a longo prazo. Em seguida, descreveu uma da principais premissas dos novos métodos radiológicos: o propósito de um sistema de diagnóstico por imagem é proporcionar ao paciente uma ampla cobertura; na média, o paciente deveria ganhar e não perder na batalha com o sistema de diagnóstico, o que estabelece um objetivo para a imagem diagnóstica, ou seja melhorar a condição do paciente.

Em 1993, MILES definiu o CCD (dispositivo de carga acoplado) como o coração dos sistemas de imagem disponíveis até então no mercado odontológico: nesses sistemas a luz acumulada, ou os fótons de raios X são transferidos de um elétron para o outro de maneira sequencial para finalmente serem lidos e ampliados. Esses sistemas são utilizados em telescópios, microscópios,

gastroscópios e videocâmeras. A resolução da imagem é usualmente definida em pares de linhas por milímetro e consiste na habilidade de distinguir pequenos objetos que estão muito próximos uns dos outros. O filme intra-bucal tem um poder de resolução de 16 pares, e o CCD de 10 pares e o olho humano analisa apenas cerca de 4 a 6 pares. Os CCD são muito mais sensíveis aos raios X, consequentemente o tempo de exposição é menor e a dose absorvida pelo paciente também. A escala dinâmica em imagem digital é equivalente a latitude de exposição dos filmes convencionais. Os sistemas digitais apresentam uma grande escala de contraste devido aos 256 tons de cinza que podem ser manipulados, aumentando o contraste.

COWEN *et al.* em 1993, realizaram um estudo dos aspectos físicos da radiografia computadorizada de fósforo fotoestimulável comparando-os com as radiografias, combinando com o filme e a placa intensificadora, sob idênticas condições de exposição. Os dois sistemas apresentaram qualidades de imagem comparáveis quanto ao limite subjetivo máximo de contraste. A maior vantagem do sistema radiográfico de fósforo fotoestimulável foi a manutenção de alta eficiência de imagem (eficiência do limiar de detecção) sob uma extensa faixa de exposição e a apresentação de imagens consistentes, independente do nível de exposição. Os filmes *screen* possuem uma faixa limitada sobre o qual eles mantém seu limiar máximo de eficiência de detecção e uma imagem consistente com um controle exato de exposição. Outro aspecto útil encontrado foi que o sistema de leitura automático conduz a alta fidelidade de reprodução da imagem.

O potencial de redução da dose é limitado em relação aos filmes com placa intensificadora (com a redução, as imagens são comprometidas), porém a necessidade de repetições devido ao erro na exposição é reduzido devido à extensa escala din6amica.

DOVE & MC DAVID (1993) apresentaram os sistemas de imagem extra-bucal disponíveis, tanto os que se utilizam do sistema CCD como aqueles que se utilizam da placa de fósforo, citando como uma das vantagens destes últimos a espessura e maior eficiência na absorção dos raios X. E fizeram uma previsão otimista: "com o desenvolvimento das imagens cefalométricas digitais, no futuro, será possível utilizar um padrão de reconhecimento para localizar automaticamente os pontos anatômicos para análise cefalométrica".

Também no ano de 1993, DUNN & KANTOR realizaram um estudo sobre as vantagens e desvantagens das radiografias dentais digitais, salientando a importância do conhecimento de seus princípios de funcionamento. Os autores afirmaram que a imagem digital pode aumentar a precisão das medidas, mas não a precisão do diagnóstico. Afirmaram que os princípios básicos de técnica radiográfica convencional devem ser respeitados durante a captação de imagens digitais para preservar a geometria da imagem. Chamaram ainda a atenção, para o fato de que a forma de aquisição da imagem não interfere na interpretação radiográfica, mas sim o conhecimento e a experiência do operador. A imagem digital oferece grande flexibilidade, dentro de certos limites, porém a tecnologia disponível até então ainda não alcançou as informações contidas em um filme

radiográfico; no entanto, são capturadas muito mais rapidamente. Uma vez registrada a imagem, não existem formas de aumentar o número de informações, entretanto existem informações desnecessárias capturadas *(noise)*, as quais o olho humano não possui capacidade para discernir; porém, durante o processamento computadorizado da imagem, é possível suprimi-las. Ressaltaram, ainda, que assim como a análise de uma radiografia convencional requer ambiente adequado, o monitor também deve estar em ambiente com pouca luminosidade com o brilho diminuído , onde seria mais fácil captar pequenas diferenças.

WENZEL publicou, em 1993, os aspectos que interferem na manipulação da imagem digital. Citou que o contraste pode ser intensificado numericamente por técnicas que introduzem valores ordenados no *pixel*, utilizando as escalas de cinza do sistema, criando desta forma imagens com contraste e densidade semelhantes a uma exposição muito boa. Esclareceu também que o olho humano tem uma grande habilidade para discriminar cores, e foi demonstrado que pequenas diferenças de contraste podem ser observadas mais facilmente em cores do que em radiografias em branco e preto; e isto é possível durante a manipulação do contraste pela conversão dos tons de cinza da radiografia em pseudo-cores. Ainda citou que a mesma imagem radiográfica pode ser útil para duas situações distintas; por exemplo, para observação de crista óssea alveolar tornando-a pouco densa, e detecção de cáries deixando a radiografia bem mais escura. A nitidez pode ser aumentada utilizando filtros

especiais que tornam mais nítidos os limites, facilitando a delimitação entre um tecido patológico e um normal. O *noise* anatômico trata-se de estruturas anatômicas sobrepostas que escondem detalhes interessantes na imagem radiográfica. Com apenas uma imagem radiográfica, não é possível aplicar a subtração, mas com duas imagens absolutamente idênticas, é possível reduzir o ruído, pela eliminação das estruturas idênticas das duas imagens. A subtração é baseada na superposição e subtração de imagens idênticas com o propósito de apresentar apenas pequenas diferenças entre as duas tomadas radiográficas realizadas em diferentes intervalos de tempo.

KASHIMA *et al.,* em 1994, avaliaram a qualidade de imagem obtida por um novo método de radiografia computadorizada intra-oral, utilizando 3 tipos de placas de imagem: ST II N para a radiografia médica padrão computadorizada, HR III N para mamografia e placa de imagem para microscopia eletrônica (TEM), cujos radiogramas podem ser processados numericamente. Concluíram que uma placa de imagem com alta resolução não implica necessariamente em imagens com alta qualidade, e esta qualidade de imagem depende do equilíbrio entre a resolução e quantidade de *noise* no sinal recebido. As imagens obtidas com ST e TEM foram inferiores às imagens periapicais convencionais, enquanto que aquelas obtidas com placas de imagem utilizadas para mamografia apresentaram qualidade mais alta que o filme convencional. Comprovaram que o sistema Digora (mesma placa utilizada em mamografia) é um excelente sistema digital de imagem

radiográfica intra-bucal e o valor diagnóstico das imagens fornecidas é comparável ao das imagens dos filmes periapicais convencionais.

Em 1994, GOLUBOW *et al.* realizaram um estudo para verificar a sensibilidade do sistema digital RVG 3200, na identificação de pequenas alterações de densidade que ocorrem em estágios iniciais de cárie ou cáries recorrentes. Para o desenvolvimento dessa pesquisa, utilizaram um bloco de alumínio com perfurações de diferentes profundidades, com e sem a superposição de lâminas de resina de várias espessuras. Os autores concluíram que as perfurações sob a resina podem ser detectadas pelo RVG, e com o uso dos recursos de intensificação de imagens ocorre um grande número de achados verdadeiros positivos para pequenas alterações de densidade .

Em 1995, KASHIMA descreveu o mecanismo de formação de imagem na placa de fósforo fotoestimulável, onde os elétrons são excitados a níveis de energia mais altas, pelos fótons de raios X, localizados em armadilhas de vacâncias de íons de halogêneo, que existem nos cristais de fósforo, chamados de centros luminescentes. Quando os cristais de fósforo que possuem centros luminescentes de absorção são irradiados por 1 segundo, as armadilhas de elétrons são liberadas e recombinadas. Esta recombinação de energia é transmitida pelos centros luminescentes para criar a luminescência fotoestimulável. Quando os feixes de raios X atingem as placas de imagem, a energia dos raios X é temporariamente armazenada dentro dos cristais. Depois um feixe de laser He-Ne (Hélio - Neônio) *scaneia*, e a energia armazenada nos

cristais é emitida como uma luz azul fluorescente. O sinal óptico fluorescente resultante é então convertido em sinais elétricos. Caso permaneça alguma energia residual e consequentemente imagem latente, a energia é facilmente eliminada pela exposição à luz ambiente, consequentemente a placa pode ser reutilizada indefinidamente.

MC DAVID *et al.,* em 1995, ao avaliarem as radiografias panorâmicas digitais, afirmaram que uma das grandes vantagens da imagem obtida por meio de fósforo fotoestimulável é a ampla escala dinâmica, em que sistemas desse tipo exibem resposta linear a exposições à radiação, cobrindo no mínimo 4 ordens de amplitude. Enquanto que a resolução do filme com placa intensificadora é limitada pela difusão dos fótons de luz., a resolução do sistema de fósforo é limitada pela difusão do feixe de laser; logo, é necessário usar uma placa fina e um feixe de laser de pequeno diâmetro.

Em 1995, NESSI et al. também avaliaram a eficácia da radiografia panorâmica digital utilizando placa de fósforo numa série de radiografias dentais de pacientes. Posteriormente compararam a ampliação eletrônica obtida durante o processamento digital e concluíram que a placa de fósforo pode ser considerada como um futuro substituto do filme para radiografias panorâmicas. A aplicação de técnicas digitais permite um bom equilíbrio entre a densidade da imagem e o contraste, criando a possibilidade de avaliar facilmente todos os grupos de dentes, e, ainda, a exposição incorreta pode ser recuperada durante os processamento computadorizado da imagem. A ampliação da imagem digital pode oferecer um

valor diagnóstico alternativo para filmes intra-bucais no estudo de doenças periodontais e medidas de reabsorções ósseas. Finalmente concluíram que as técnicas digitais reduzem significantemente a dose de radiação que o paciente recebe.

FREDERIKSEN (1995) relatou um estudo detalhado sobre todos os meios de diagnóstico por imagem para implantes e afirmou que a avaliação visual da fixação óssea de implantes pode ser muito prejudicada pelo efeito *Mach,* o qual simula a presença de tecido mole. Relatou que a radiografia digital pode determinar a fixação do osso adjacente ao pino de implante; a percepção visual pode ser aumentada com uso das ferramentas de cores ou densidade fotográfica, e a capacidade destes sistemas em manipular a densidade radiográfica das imagens digitais pode facilitar um diagnóstico, quando as densidades variam muito.

Em 1995, WENZEL & GRÖNDAHL apresentaram um trabalho que descreveu todas as propriedades físicas dos equipamentos digitais intra-bucais até então disponíveis no mercado. Relataram que no sistema Digora é utilizado um conceito fundamentalmente diferente de aquisição de imagem, na qual é utilizada uma placa de armazenagem de fósforo para captura da informação radiográfica. A placa é semelhante à placa intensificadora utilizada para filmes convencionais extra-bucais, que consiste em partículas de fósforo embutidas em polímeros que recobrem uma base plástica. A placa intensificadora convencional imediatamente converte a energia concedida para o fósforo em luz visível, a qual

forma uma imagem latente no filme. Contudo, na placa de fósforo, ocorre um fenômeno chamado foto estimulação luminescente, que é o meio pelo qual a energia dos raios X é armazenada na placa. A imagem é então formada na própria placa ao invés de formar no filme, como ocorre no sistema convencional. Pela estimulação do fósforo com luz de particular comprimento de onda, a energia armazenada é liberada na forma de luz com diferentes níveis de energia. A intensidade de luz estimulada em determinada área é proporcional à quantidade de energia absorvida dos raios X. No *scanner* do Digora, o feixe de *laser* é defletido da placa e a luz estimulada é transmitida em forma de sinais elétricos. Como a placa é *scaneada* pelo feixe de *laser*, o sinal análogo formado pela luz estimulada é transferido do fotodetector e digitalizado em intervalos apropriados fornecidos pelo número particular de elementos delineados por linha. A estimulação luminosa remove a imagem latente da placa, e a imagem latente residual é removida pela luz ambiente; então, a placa pode ser utilizada novamente. O tempo de vida depende da degradação mecânica e não do número de exposição ao qual é submetida.

KÜNZEL *et al.* (1995) realizaram um estudo a respeito das imagens digitais colorizadas, oferecidas pela maioria dos sistemas digitais disponíveis no mercado. Concluíram que a combinação das escalas de cinza com escala de cores permite uma melhora na visualização do contraste radiográfico pela grande adaptação na percepção visual, que é próprio do ser humano. Ainda afirmaram

que, a partir do momento que a visualização de radiografias em escala de cinza é familiar, as imagens colorizadas requerem um período de adaptação.

MOYSTAD *et al.* (1995) procuraram avaliar se a ampliação da imagem de radiografias interproximais digitalizadas produzem algum efeito na detecção de cáries interproximais e concluíram que a ampliação da imagem apresentou grande influência no desempenho do observador. Os resultados mostraram que a ampliação tem um limite, a partir do qual a precisão diagnóstica começa a reduzir, indicando o limite de 3 vezes para a ampliação. As ampliações de 18 ou 30 vezes apresentaram respostas significantemente inferiores, na detecção de cáries interproximais, quando comparadas àquelas com 3 vezes de ampliação. Relataram ainda que o recurso do realce melhorou substancialmente a acuracidade do observador.

VANDRE & WEBBER, em 1995, realizaram uma avaliação dos equipamentos digitais disponíveis até então no mercado, para realização de radiografias dentárias, descrevendo o funcionamento desses sistemas: os CCDs e os que possuem placa intensificadora de fósforo para capturar as imagens. Citaram que os dois sistemas apresentam várias vantagens sobre o filme convencional, uma delas seria o tempo de visualização da imagem, que para os sistemas CCD é de 0,2 a 5 s e para os que utilizam placa de fósforo é de 15 a 30 s até serem exibidas no monitor, o que permite ao dentista mostrar facilmente ao paciente as patologias e problemas durante a fase de diagnóstico. Citaram, ainda, que o reduzido tamanho dos sensores CCD (exceto o Schick e Soredex) levaram

à realização de duas vezes o número de radiografias a serem tomadas em relação aos filmes convencionais, porém ainda apresentam uma redução real na dose de aproximadamente 50% daquela utilizada nas técnicas convencionais. Também chamaram a atenção para o fato de que o registro computadorizado agiliza a liberação de planos de tratamento por companhias de seguro, pois as imagens podem ser transmitidas via telefônica o que consequentemente agiliza sua autorização.

GRÖNDAHL *et al.*, em 1996, publicaram um trabalho sobre o sistema digital Digora, recentemente disponível no mercado. Descreveram as desvantagens dos sistemas CCD, salientando o tamanho muito reduzido do sensor, o incômodo do uso de cabos conectores ao computador e a estreita escala dinâmica, a qual oferece boas imagens dentro de uma limitada faixa de exposição. A fundamental diferença dos sistemas consiste na forma de captura de informação radiográfica, em que o Digora utiliza uma placa de armazenagem de fósforo, semelhante à placa intensificadora utilizada nos filmes *screen*, consistindo de partículas de fósforo envoltas em polímeros recobrindo a base plástica. A placa intensificadora convencional imediatamente converte a energia dos raios X em luz visível para formar a imagem latente no filme, mas a placa de fósforo utiliza um fenômeno chamado de luminescência fotoestimulável para armazenar a energia (cerca de 50%) na placa e produzir a imagem latente. Pela estimulação da placa de fósforo com um estreito feixe de luz *laser*, a energia é liberada em forma de luz visível. A intensidade de luz estimulada numa determinada área é proporcional ao

montante de energia dos raios X absorvida nesta área. A faixa de exposição da imagem da placa é ampla e linear. O sistema Digora possui um tamanho de pixel de 71 X 71 μm, que oferece uma resolução espacial de 6 pares de linha por mm. Cada pixel pode conter 256 níveis de cinza, variando do preto absoluto (valor zero) até o branco absoluto (valor 255). As imagens obtidas podem ser alteradas no brilho e contraste por meio de uma linha disposta em um sistema de coordenadas, onde os valores dos níveis de cinza são observados nos eixos X e Y. As imagens ainda podem ser intensificadas e invertidos os tons de cinza. O sistema ainda oferece recursos quanto à realização de medidas lineares e angulares. É possível, ainda, reconhecer a distribuição dos níveis de cinza com o uso de um histograma, relatados numericamente e graficamente. Concluíram que, apesar de o sistema Digora possuir uma resolução espacial menor que as imagens dos sistemas CCD e filmes dentais, a qualidade de imagem é superior, provavelmente pelo efeito da ampla escala dinâmica do sistema de placa de fósforo.

Em 1996, LIM *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as propriedades físicas da imagem radiográfica digitalizada, incluindo resolução e contraste; determinação da dose mínima de radiação requerida para produzir uma imagem com qualidade diagnóstica e finalmente comparar a qualidade da imagem digital com a do filme periapical convencional, utilizando diferentes tempos de exposição. A resolução limite foi determinada com o máximo número de linhas possíveis de serem discernidas por milímetro, a olho nu. O contraste foi

determinado utilizando uma escala ascendente de 1mm de aumento a partir da base o qual apresentou resultado equivalente para os dois tipos de imagem avaliadas, devido à capacidade do *software* em intensificar o potencial da imagem, tanto pelo ajuste automático de cinza como pelo ajuste manual de brilho e contraste, apesar da resolução da imagem digital ser inferior àquela encontrada no filme convencional: 5 linhas/mm para a primeira e 6 linhas/mm para a segunda. A imagem obtida com o sistema Digora apresentou uma ampla escala de tempo de exposição, com imagem clinicamente aceitável do começo ao final dos tempos de exposição empregados, cujo significado clínico implicou numa redução de 53% no tempo de exposição em relação ao filme convencional, onde existe uma mínima probalidade de super ou sub exposição. Apesar de a redução da dose não ser tão menor quanto nos outros sistemas digitais, os sensores possuem homogeneidade sem a estreita amplitude de exposição aos raios X.

Em 1996, FARMAN *et al.* enfatizaram a qualidade da imagem dos novos materiais restauradores, no que se refere à radiopacidade das resinas compostas usadas em dentes posteriores. O grau de radiopacidade destas resinas depende da quantidade, tipo e tamanho da partícula de reforço radiopaco do obturador, da espessura e densidade do polímero. Relataram, ainda, que as cáries recidivantes, ou falta de material restaurador, podem ser detectados mais facilmente quando a radiopacidade da resina se aproxima do esmalte dentário. Nesse estudo testaram seis resinas compostas, dispostas em forma de escala de densidade, radiografando-as com filme Ektaspeed, com sistema CDR, com o

Sens-A-Ray e com o Digora. A saturação do negro da escala de contraste ocorreu com exposições mais baixas no CDR (Schick), do que no Sens-A-Ray, enquanto que o filme Ektaspeed plus foi o que apresentou menor sensibilidade. O sistema Digora teve uma latitude de exposição maior com uma inclinação da curva característica de saturação significantemente menor.

MOYSTAD *et al.* (1996) compararam a precisão na detecção de cáries interproximais utilizando ou não o recurso do Sistema de realce de imagens de placa de fósforo e filme dental. Para tal estudo utilizaram cinqüenta dentes pré-molares e molares simultaneamente expostos sob condições uniformes para as placas de fósforo do Sistema Digora e filme de Ektaspeed. Os arquivos de imagem foram transferidos para um programa diferente para processamento de imagem. Usando uma escala de confiança de cinco pontos, dez observadores indicaram as 95 superfícies interproximais que apresentavam cáries de esmalte e dentina nas três modalidades de imagem: com manipulação, sem manipulação e filme. Esse estudo *in vitro* demonstrou que o realce das imagens da placa de fósforo melhoraram significantemente a detecção de cáries interproximais quando comparadas com as imagens sem manipulação digital e filme Ektaspeed. Adicionalmente, as imagens intensificadas da placa de fósforo apresentaram uma baixa variabilidade inter-observador em relação ao filme para as lesões de esmalte e dentina. Esses resultados sugerem que a placa de fósforo tem potencial para tornar-se uma alternativa para o filme convencional no diagnóstico de cáries interproximais.

Também em 1996, SVANAES *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de verificar a eficiência do sistema Digora para detecção de cáries interproximais, dando ênfase à ampliação da imagem, e verificar a influência das imagens adjacentes (imagens de fundo da tela) na performance do observador. Dez observadores examinaram as seguintes modalidades de imagem: imagem digital do tamanho do filme dental (3 X 4 cm) com fundo negro, ampliação de 4 vezes (12 X 16 cm) com o mesmo fundo citado anteriormente; imagem ampliada 4 vezes, porém com fundo de texto e gráficos, e finalmente filmes observados no negatoscópio. Verificaram que as imagens digitais apresentaram desempenho semelhante ao filme radiográfico e as imagens ampliadas apresentaram precisão diagnóstica significantemente mais alta do que as imagens digitais sem ampliação.

Ainda em 1996, BORG & GRÖNDAHL compararam a qualidade da imagem subjetiva, percepção de diferenças de pequenas massas, aparência do efeito *burn-out* e fenômeno *blooming* utilizando diferentes tempos de exposição em: filmes radiográficos intra-orais, dois tipos de CCD e um sistema de placa de fósforo para imagem digital. Foram realizadas radiografias de mandíbulas maceradas com dentes em diferentes áreas, e exposições abrangendo uma escala relativa de 1 a 100. Também foram utilizados blocos de alumínio com orifícios visíveis para medir a percepção de pequenas massas; o efeito *burn-out* e o *blooming* (efeito "florido": imagem com contornos indefinidos) foram avaliados medindo a largura das raízes e dos cilindros plásticos e de alumínio. As radiografias obtidas pelo sistema de placa de fósforo obtiveram a mesma

qualidade que os filmes convencionais no que diz respeito a qualidade de imagem, porém com uma escala dinâmica mais ampla, enquanto que à qualidade das imagens dos sistemas CCD foram mais baixas e com uma amplitude menor. Todos os orifícios nos blocos de alumínio foram apenas detectados com o sistema de placa de fósforo. O efeito de *burn-out* apareceu no sistema de placa de fósforo somente para tempos de exposição muito mais elevados que o ideal, enquanto que as dimensões de largura das raízes foram fortemente afetadas pela saturação do sensor nas imagens do CCD. Resultados similares foram obtidos com alumínio e cilindros plásticos. Finalmente, concluíram que o sistema de placa de fósforo apresentou melhor qualidade de imagem e uma maior amplitude de exposição quando comparado com o filme convencional ou os sistemas CCD.

Ainda em 1996, GOTFREDSEN *et al.* realizaram um estudo com a finalidade de verificar as facilidades do uso de imagens intensificadas e o tempo consumido na avaliação de cáries em radiografias obtidas a partir de quatro sistemas digitais. Um total de 131 dentes extraídos de humanos foram alinhados em grupos de três dentes para montagem e posterior tomada radiográfica, a qual utilizou os seguintes sistemas digitais: Digora, RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray e Visualix, cujas imagens foram importadas para um programa com ajuste de brilho, contraste e *gamma curve*, definidos como:

GAMMA: representa o nível de brilho dos valores médios de cinza, também chamados de *midtones* (tons intermediários) da imagem. É uma função curva com sua maior alteração na zona intermediária, em que os valores médios

são mais ajustados (127/128), e tornam-se progressivamente menores em direção aos valores extremos, sem alteração em 0 e 255. Quando o valor *gamma* é aumentado, os tons intermediários tornam-se mais escuros e quando são diminuídos, tornam-se mais claros.

BRILHO: Representa o nível de cinza dos valores médios de cinza na imagem. Os valores de brilho vão comportar-se (procedem) do preto para o branco, com valores mais altos produzindo tons de cinza mais claros. Quando o brilho é ajustado, todos os valores de *pixel* são movidos numa mesma direção, de maneira que a distância entre os valores de um único *pixel* é a mesma.

CONTRASTE: É representado pela diferença entre os tons de cinza mais claros e mais escuros na imagem. Contraste é uma função linear; quando o contraste é aumentado, todos os valores de *pixels* são estendidos, de maneira que os valores entre 128 e 255 tornam os pixels mais claros (valores de pixels mais altos) e pixels mais escuros (valores entre 0 e 127) tornam-se mais escuros (valores de pixels mais baixos). Quando o contraste é diminuído, todos os valores de pixels são comprimidos em direção a valores 127/128, de maneira que os valores claros tornam-se escuros e os escuros tornam-se claros.

Para realização desse estudo, um grupo de 6 examinadores analisaram 588 imagens, pontuando as cáries proximais e oclusais, a partir de uma escala de confiança de 5 pontos, utilizando a intensificação conforme o seu agrado. Do total de imagens obtidas, 60 imagens de cada sistema digital foram comprimidas (JPEG, compressão irreversível) e estavam no grupo daquelas submetidas ao exame dos avaliadores. O programa utilizado registrou

automaticamente as alterações realizadas na tela, sem o conhecimento dos observadores, e de posse desses registros, puderam verificar que a mesma forma de intensificação foi utilizada em quase todas as imagens, com a *gamma curve* sendo a mais frequente. As imagens do Visualix foram as mais intensificadas dentre os sistemas digitais utilizados, assim como as imagens comprimidas foram mais intensificadas que as imagens sem compressão. O tempo gasto foi em média de 24 segundos, sendo que, em média, foi utilizado um tempo significantemente menor com as imagens do Digora, enquanto que não houve diferença significante entre os sistemas CCD. Não houve relacionamento entre o tempo gasto e o numero de manipulações realizadas. Os observadores tiraram maior proveito das facilidades oferecidas pela intensificação de contraste e densidade das imagens, sendo que o potencial da manipulação da *gamma curve* requer maiores investigações.

SEWELL *et al.*, em 1997, publicaram um estudo a respeito dos princípios de formação da imagem digital, descrevendo os métodos de formação de imagem digital direto e indireto destacando que, apesar dos grandes avanços da tecnologia digital nos últimos tempos, os princípios básicos da radiografia convencional não podem ser menosprezados. Assim como a interpretação radiográfica, apesar da possibilidade de manipulação de imagens, fornecida pelo sistema digital, e a falta de conhecimento e experiência profissional podem levar a sérios erros no diagnóstico final.

ROBINSON, em 1997, afirmou que o radiologista é bombardeado de todos os lados com o aumento de imagens cada vez mais complexas, tornando-se comum a interpretação de imagens clinicas consumir mais tempo do que o processo de adquiri-las. Relatou, ainda, que o processamento de radiografias digitalizadas ou imagens digitalmente adquiridas fornecem dados com algumas possibilidades intrigantes; em algumas técnicas ocorre a melhora de finos detalhes estruturais pela filtração espacial (intensificação das bordas), enquanto em outras técnicas ocorre melhora na visibilidade de objetos de baixo contraste, pela variação da escala de cinza, em diferentes áreas da imagem. Estes métodos melhoram a sensibilidade com um custo de aumentar os falsos positivos. Os métodos para análise direta de imagens por programas computadorizados melhorou o desempenho do Radiologista para pesquisa de traços específicos, por exemplo, microcalcificações em mamogramas e densidades nodulares ou intersticiais em radiografias de tórax.

VERSTEEG *et al.*, em 1997, compararam as imagens das radiografias digital intra-oral e convencional e ainda verificaram como o sistema digital pode contribuir na eficácia do diagnóstico. Relataram que a imagem digital indireta ainda requer processamento do filme, sofisticados digitalizadores de filmes e aumento do tempo gasto, sendo portanto útil para análise quantitativa. Enfatizaram que a imagem digital direta é mais eficiente, pois apresenta a imagem em tempo quase real, requer baixa dose de radiação e não necessita de processamento químico. Mesmo nos sistemas com resolução mais limitada, a

imagem digital direta apresenta performance melhor que o filme. E ainda a manipulação e análise automática podem trazer benefícios para o radiodiagnóstico.

Em 1997, HILDEBOLT *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de determinar o desempenho e a resposta do Sistema de Placa de Fósforo e filme Ektaspeed Plus quando submetidos a pequenas e repetidas variações nas exposições aos raios X. A exposição das placas de fósforo e do filme Ektaspeed Plus variaram em um pequeno limite, [8.62 microC kg-1 a 9.03 microC kg-1, (5%)]. Concluíram que a placa de Fósforo tem resposta significantemente melhor ao baixo contraste. O resultado encontrado implica que a placa de fósforo pode ser preferível ao filme naqueles casos onde existem pequenas diferenças de contraste a serem detectadas. Através de uma estreita faixa de exposições aos Raios X, houve um relacionamento significante e linear entre a exposição e os valores da escala de cinza digital para placa de fósforo, mas não para imagens digitalizadas dos filmes. Tal detecção teria uma pequena importância na rotina clínica, mas seria de grande significado se o objetivo fosse quantificar estatisticamente pequenas alterações nos tecidos duros, como frequentemente é utilizado nas técnicas de subtração digital.

HUDA *et al.*, em 1997, compararam o desempenho do sistema de placa de fósforo do sistema Digora com a radiografia dentária, utilizando filmes do grupo E. Confirmaram que a placa de fósforo tem uma escala dinâmica mais ampla que o filme radiográfico, porém as placas apresentam uma limitada resolução espacial

de aproximadamente 6,5 pares de linha por mm, independente da ampliação da imagem. Para o filme convencional, a resolução ficou entre 11 e 20 pares de linha por mm dependendo da ampliação da imagem. A placa de fósforo foi superior no que diz respeito à detectabilidade de baixos contrastes.

KÜNZEL & BENZ (1997) examinaram o relacionamento entre o *noise* e o tempo de exposição aos raios X em três sistemas digitais: Digora, Radiovisiography-HD e Visualix-2. A faixa de imagem dos sensores CCD aumentou com o tempo de exposição e alcançou seu limite em 0,08s para a Radioviography-HD e 0,16s para o Visulix-2. Depois de um aumento inicial da faixa de imagem para o Digora, torna-se quase constante para os tempos acima de 0,8s. Como era esperado, houve um aumento do *noise* com o aumento do tempo de exposição. Dentro da faixa de exposição, os sistemas CCD tiveram menos ruído do que os sistemas com placa de fósforo.

WENZEL (1998a), durante o 6° Congresso Europeu de Radiologia Dental e Maxillofacial, realizado na Noruega, afirmou que não existe evidência clínica de que o número de retomadas radiográficas é reduzido, em casos de erros no tempo de exposição, com o uso das ferramentas dos sistemas digitais. Por isso existe uma grande necessidade de maiores pesquisas na área clínica.

A mesma autora publicou uma revisão a respeito das evidências que existem quanto à eficácia diagnóstica dos sistemas digitais no que se refere à detecção de cáries. Vários estudos mostraram que, teoricamente, há várias

vantagens da radiografia digital direta quando comparada com filme convencional. Estudos laboratoriais assim como estudos clínicos ainda são necessários para determinar se sistemas de imagem digital alteram o diagnóstico, tratamento e prognóstico quando comparadas com métodos convencionais, já que a maioria dos estudos avaliaram somente o desempenho diagnóstico em situações laboratoriais. A pesquisadora analisou os estudos de sistemas digitais comparados com filme convencional, avaliando os efeitos da precisão diagnóstica do contraste e realce, tamanho de imagem, variações de dose de radiação e compressão de imagem junto com o uso de análise de imagem automatizada para diagnose de cáries. Os sistemas radiográficos intra-orais digitais parecem ser tão precisos quanto os filmes dentais disponíveis na detecção de cáries e a Sensibilidade é relativamente alta (0.6-0.8) para descoberta de lesões oclusais em dentina com frações falsas positivas de 5-10%. Uma radioluscência em dentina é reconhecida como um bom prognóstico para a desmineralização. A radiografia não tem valor na detecção de cáries de esmalte. Muito pouca informação documentada existe quanto a utilização de sistemas digitais na clínica. Não é conhecido se a dose está realmente reduzida com o sistema de armazenamento de fósforo, ou se o tamanho de colimador é ajustado para o tamanho do sensor dos sistemas CCD. Não há nenhuma evidência que o número de retomadas foi reduzido. Não é conhecido quantas imagens são necessárias para os vários sistemas de CCD quando comparado com um filme interproximal convencional, nem o quanto estável são esses sistemas no uso clínico diário ou quanto ao próprio controle da infecção cruzada em relação ao *Scanner* das placas de

fósforo, sensores e cabos. Existem escassas evidências de que as facilidades de intensificação sejam usadas na interpretação das imagens, e isto não alterou o trabalho prático ou decisões de tratamento. As conseqüências econômicas para o paciente, o dentista e sociedade requerem maiores investigações (WENZEL, 1998b).

CEDERBERG *et al.*, em 1998, compararam o desempenho da placa de fósforo do sistema digital Digora e o filme radiográfico utilizando várias condições de iluminação no negatoscópio no que se refere à detecção de lesões interproximais. Foram montados 8 dentes extraídos para simular uma exposição interproximal, porém antes da montagem foram realizadas 7 perfurações nas faces interproximais simulando cáries. Foram sensibilizados filmes radiográficos do grupo D, grupo E de sensibilidade e a placa de fósforo. Posteriormente 8 dentistas examinaram as imagens e classificaram-nas em uma escala de 5 pontos sob várias condições de iluminação da sala para os filmes e as imagens digitais foram examinadas com luz ambiente nas escalas de cinza e colorizadas. Finalmente concluíram que foram detectadas mais lesões nos filmes do grupo E de sensibilidade do que nas outras imagens testadas, independente das condições de iluminação.

Em 1998, SCHEUTZEL *et al.* avaliaram a precisão de radiografias intra-bucais digitais (Digora) e convencionais na detecção de infiltrações marginais nas superfícies proximais de coroas, onde observaram uma sensibilidade diagnóstica menor nas restaurações junto ao cemento; porém houve

uma grande variabilidade inter-observador, dependendo do grau de experiência do profissional.

FARMAN *et al.* em 1998, determinaram as conseqüências para a entrada de exposição, alterando o feixe de energia e operando com um equipamento para radiografias panorâmicas utilizando um receptor de CCD. As imagens foram obtidas de um *phanton* com exposições de 60, 66, 70 e 80 kVp e mA de 2,0, 3,2, 6,4 e 10. O ciclo e operação, conforme o recomendado pelo fabricante, foi de 17,6 s. A qualidade da imagem de diagnóstico foi qualificada por uma lista de dois radiologistas maxilofaciais e um patologista oral. Utilizaram o equipamento DigiPan da Trophy, utilizando receptor de CCD e filme Lanex. Foi obtida qualidade aceitável de imagem com as combinações de 60 kVp e 3,2 ou 6,4 ou 10 mA, com 70 kVp e 2,0, 3,2 ou 6,4 mA, com 80 kVp a qualidade de imagem foi inaceitável independente do mA usado. A redução máxima da dose foi de 77% em média em 3 locais, a 70 kVp e 2 mA. Concluíram que o receptor Digipan produz imagens satisfatórias reduzindo a exposição de entrada em aproximadamente 70%, quando comparado com a combinação de filmes e placa intensificadoras.

JACOBS *et al.*, em 1998, estudaram a radiografia panorâmica digital, avaliando a qualidade da imagem e o efeito do uso de filtros na interpretação da imagem. Verificaram que a intensificação do contraste resultou numa melhora significante da imagem. Os filtros realçando bordas não modificaram substancialmente a qualidade da imagem.

Ainda durante o ano de 1998, TOSONI realizou um amplo estudo com o objetivo de verificar a reprodutibilidade intra e inter-examinador e validade da radiografia convencional e digital no diagnóstico de cáries proximais e oclusais utilizando filmes convencionais e placa de imagem do Sistema de Digital Digora, o qual tomou o exame microscópio como critério de validação. Concluiu que houve distinção quanto à reprodutibilidade intra-examinador quando utilizada a radiografia digital, assim como na reprodutibilidade inter-examinador. Acrescentou, ainda, que não houve diferença significativa com relação aos aspectos de sensibilidade e especificidade, entre as imagens convencionais e digitais.

FENYO-PEREIRA (1998) avaliou a radiopacidade de diversos tipos de porcelana por meio de dois métodos de leitura de densidade: digital (Sistema Sens-A-Ray) e fotodensitometria, concluindo que se equivalem em relação inversa, e o primeiro método permitiu detecção de imperfeições oriundas da manipulação do material.

OLIVEIRA, em 1999, realizou uma pesquisa com a finalidade de realizar uma análise comparativa das imagens obtidas pelos sistemas digitais diretos: Sens-A-Ray, CDR e Digora, filme convencional por meio de forma direta no negatoscópio e indireta por meio da tela do monitor após *scaneamento* das imagens, avaliando a sensibilidade dos sistemas e a escala dinâmica. Para tanto radiografaram objetos metálicos com diferentes densidades, espessuras e formatos, e ainda um crânio macerado para avaliar a riqueza de detalhes anatômicos e processos patológicos. Os objetos foram radiografados pelos

diferentes sistemas com tempos de exposição entre 0,05 e 2 segundos, utilizando 50, 60 e 70 kVp com corrente constante de 10 mA. Essas imagens foram submetidas à avaliação de 6 examinadores calibrados que ofereceram notas às imagens obtidas. Após a análise estatística dos notas obtidas, a autora verificou que o sistema Digora apresentou melhor qualidade de imagem, seguido pelo filme digitalizado, filme padrão, CDR e Sens-A-Ray. O equipamento que apresentou maior sensibilidade foi o CDR e em seguida o Digora; este último apresentou a maior escala dinâmica e a menor foi apresentada pelo CDR. Finalmente, concluiu que, diante do conjunto de condições analisadas, o Digora apresentou melhor desempenho devido à boa qualidade de imagem e sensibilidade, assim como uma ampla escala dinâmica.

WATANABE *et al.* (1999) apresentaram um trabalho a respeito dos recentes métodos de diagnóstico por meio de imagem digitalizada, apresentando as aplicações, vantagens e desvantagens. Dentre as vantagens reafirmaram que no filme radiográfico convencional, a qualidade da imagem radiográfica somente é determinada após o término do processamento químico, ao contrário da imagem digital, que pode ser interativamente manipulada após a aquisição da imagem. Citaram, ainda, que a eliminação dos processamentos químicos colabora com a preservação do meio ambiente, porém a principal vantagem ainda seria a redução da exposição à radiação do paciente, do pessoal auxiliar e dos profissionais.

Ainda em 1999, SANTOS produziu artificialmente lesões apicais em mandíbulas maceradas para comparar o desempenho da radiografia periapical,

radiografia panorâmica e sistema digital Digora. As lesões criadas foram aumentadas gradativamente com o uso de brocas, dividindo-se em 5 fases distintas: desde a fase 1- ausência de lesão, até a fase 5 – lesão comprometendo as corticais ósseas. Os resultados foram examinados por quatro radiologistas e demonstraram diferença estatisticamente significante, na fase 2 (lesão inicial, criada com broca esférica 6), onde sistema digital apresentou melhor desempenho, assim como na fase cortical para a região de pré-molares. Na fase 4 (broca 10) e fase cortical, a radiografia panorâmica apresentou melhor desempenho estatisticamente significante.

2.2. IMAGENS DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Com o objetivo de situar historicamente o desenvolvimento do diagnóstico por imagem da articulação temporomandibular, foi realizada uma revisão da literatura, relatando alguns trabalhos relevantes a esta pesquisa.

A articulação temporomandibular constitui um órgão dinâmico formado por um grande número de estruturas internas e externas, que não deve ser tratado isoladamente em relação à oclusão e ao resto do organismo. Esta articulação é uma das mais especializadas e diferenciadas do organismo por ser capaz de realizar movimentos complexos e está relacionada com praticamente todas as funções do sistema estomatognático. A mastigação, deglutição, fonação e postura dependem muito da função, saúde e estabilidade das articulações temporomandibulares. Devido a complexidade, diferenciação funcional, anatômica e os diversos tipos de movimentos, sua análise deve ser feita do ponto de vista anatômico e funcional (MONGINI,1998).

As ATMs são únicas, tendo um movimento não apenas controlado pela morfologia da articulação em si, mas também pela dentição, que funciona como um sistema de alavanca. Durante a vida, as superfícies temporal, condilar e disco articular sofrem remodelação. O líquido sinovial é um importante componente da articulação que contribui para nutrição e lubrificação de superfícies avasculares, possuindo propriedades bactericidas. A cápsula articular relaciona-se anteriormente com o músculo pterigoideo lateral. Este músculo tem duas

inserções que apresentam ativação funcionalmente recíproca. A exata inserção e função da inserção superior do músculo pterigoideo lateral ainda causa grande controvérsia. O disco tem um coeficiente de fricção muito baixo e esta é compensada pela falta de congruência entre as superfícies articulares. Biomecanicamente, o disco é estabilizado entre o côndilo e a eminência articular pela sua espessa borda a qual tem propriedades especiais viscoelásticas. A parte das deformações viscoelásticas, outro importante mecanismo de estabilização do disco, parece estar relacionada com a estrutura de algumas das ligações do disco (PIETTE, 1993).

CHRISTIANSEN & THOMPSON (1990), após realizarem um extensa revista da literatura, classificaram as radiografias da ATM em 3 fases distintas, num período de mais de 70 anos: A primeira fase (de 1910 a 1938), de aproximadamente 30 anos, foi caracterizada por uma atividade intensa com radiografias planas transcranianas, realizadas principalmente por radiologistas médicos. Nesta mesma fase as técnicas radiográficas tornaram-se mais individualizadas aparecendo no mercado um cefalostato para uso odontológico.

A fase 2 também durou cerca de 30 anos (1939-1970); em termos de publicações, foi caracterizada por uma diminuição do interesse geral pela ATM, porém nesta fase foi realizada a primeira tomografia convencional linear desta região. A Segunda Guerra Mundial não deteve os avanços das imagens da ATM, surgindo também as primeiras artrografias, e ainda, cinerradiografia e fluoroscopia.

A fase 3 iniciou-se em 1971, quando em muitas partes do mundo ressurgiram o interesse e a atividade em técnicas radiográficas que pudessem ser aplicadas na ATM. Essa fase é a mais intensa e geograficamente diversa na história da imagem de ATM, ou seja, em várias partes do planeta estudavam o assunto, porém sem convergência de idéias. Durante esse tempo apresentaram o uso da tomografia computadorizada e da ressonância magnética. Muitas técnicas foram exploradas: cinerradiografia, ampliação radiográfica, xerorradiografia, ultra-som, medicina nuclear, reconstrução 3D em tomografia computadorizada; entretanto nem todas estas técnicas foram amplamente aceitas. A maioria dos trabalhos utilizando Tomografia computadorizada mostravam o disco articular, porém com muita precariedade de visualização. A imagem por ressonância magnética mostrou grande potencial como alternativa não invasiva, para médicos e dentistas radiologistas.

KLEIN *et al.*, em 1970, afirmaram a importância do exame radiográfico no diagnóstico de problemas da articulação temporomandibular, porém apresentaram grande discordância quanto à interpretação das radiografias produzidas pelas várias técnicas radiográficas relatadas. Então, realizaram um estudo com a finalidade de estabelecer bases comuns para interpretação da morfologia condilar utilizando cadáveres, cujas articulações temporomandibulares foram radiografadas e posteriormente dissecadas. As dissecações revelaram uma surpreendente variação na forma dos côndilos e em muitos casos alterações patológicas. As radiografias foram obtidas por meio de 3 técnicas transcranianas

convencionais, as quais falharam na descrição dos côndilos com formatos irregulares. Também foram realizadas tomografias convencionais que evidenciaram as irregularidades no côndilo e fossa, imperceptíveis nas radiografias convencionais, porém observaram que a tomografia apresentou alguma ampliação e também não foram tão claras e definidas como as radiografias convencionais.

HANSSON *et al.*, em 1979, realizaram uma investigação com a finalidade de estudar a prevalência de alterações anatômicas em ATMs de cadáveres de adultos jovens e relacionar estes achados com a oclusão dental, verificando sua influência no distúrbio de ATM. Esse estudo sugeriu que desvios na forma e alterações nas camadas de tecido mole articulares são comuns em indivíduos jovens. Descreveram como "alarmante a correlação entre as alterações do disco articular e a falta de molares de apoio", que é comumente encontrada em pessoas idosas, as quais não se submeteram a tratamento adequado e desenvolveram doenças degenerativas.

Também em 1979, KATZBERG *et al.* descreveram uma técnica de artrografia utilizando tomografia multidirecional, relatando que o espaço inferior oferece a maior parte das informações diagnósticas, e deve ser estudado em primeiro lugar. Descreveram que as radiografias convencionais apresentam boa visualização, quando o contraste é depositado somente no espaço inferior, já quando é injetado contraste no espaço superior, podem ocorrer sobreposições de

imagens, que levam a confusões, porém, esse inconveniente é solucionado com o uso de tomografias.

Ainda em 1979, DOLWICK *et al.* realizaram 33 artrotomografias em pacientes com disfunção crônica da ATM, onde descreveram detalhadamente o significado das imagens encontradas e as relacionaram com as anormalidades da ATM. O artrotomograma foi considerado normal quando o espaço inferior ficou adjacente com a superfície condilar e, após a abertura da boca, o material de contraste fluiu para o espaço articular, localizando-se posteriormente ao côndilo. Nos casos de deslocamento anterior do disco sem redução, o espaço inferior foi aumentado anteriormente e, com a boca aberta, o material de contraste não se deslocou totalmente para a região posterior. Nos casos de descolamento com redução, com a boca fechada, a imagem aparece semelhante àquela encontrada no deslocamento sem redução, porém após o estalido, com a boca aberta, a imagem fica semelhante a de um paciente normal. A perfuração do disco é facilmente reconhecida, pois se o material é introduzido no espaço articular inferior, o espaço superior também é preenchido. Devido à dificuldade técnica, a artrografia não é usada rotineiramente como procedimento de diagnóstico.

KATZBERG *et al.*, em 1980, realizaram 104 exames de artrotomografias da ATM, usando a radiografia transcraniana como exploração inicial, em 89 pacientes com sintomas de desordens, que não respondiam a terapias mais conservadoras. As anormalidades mais encontradas foram deslocamento de disco com redução, deslocamento sem redução e perfuração na

região da zona bilaminar. O deslocamento com redução representou a causa do estalido quando a boca foi fechada. E suportaram a hipótese de que é uma situação precursora do deslocamento sem redução. Das 104 radiografias transcranianas, apenas 35 apresentaram imagens adequadas para diagnóstico.

Em 1985, AQUILINO *et al.* desenvolveram um experimento com a finalidade de avaliar a precisão das radiografias transcranianas realizadas com auxílio de cefalostatos (Margraf Dental – modelo T-200, Denar Accurad-100, e Franklin F-100), no que se refere à posição do côndilo em relação à fossa mandibular, concluindo que este relacionamento não pode ser registrado com precisão, quando utilizando os cefalostatos acima descritos, pois a radiografia transcraniana representa uma visão real somente do terço lateral da ATM.

CIRBUS *et al.*, em 1987, estudaram as imagens por ressonância magnética para confirmação de desordens internas da ATM e concluíram tratar-se do melhor exame para verificação da incoordenação dos tecidos moles, tendo como vantagens: ser uma técnica não invasiva, não usar radiação ionizante, apresentar uma boa relação disco-côndilo, ser viável para visualizar processos inflamatórios, não existindo risco de infecção ou anafilaxia. Dentre as desvantagens: alto custo, distorções das imagens em locais com ferromagnéticos. Ainda afirmaram que uma boa história e exame clínicos são essenciais para estabelecer um correto diagnóstico e plano de tratamento para disfunções da ATM. Finalmente, concluíram que as imagens por ressonância magnética,

correlacionada com a radiografia transcraniana ou tomografia plana é o mais preciso e aceito exame disponível.

Em 1988, LANGLAIS *et al.* definiram a artrografia como uma técnica especial que compreende a injeção de um meio de contraste dentro de uma articulação para visualização da estrutura cartilaginosa articular. Para execução desta técnica, um ou mais meios de contraste são injetados dentro do espaço sinovial da articulação, seguido por uma avaliação radiográfica da relação entre os tecidos moles e duros da referida área. Os autores afirmaram que somente na década de 80 surgiram as primeiras avaliações consistentes do disco articular por meio de artrografia e artrotomografia da ATM. Afirmaram ainda que embora o contraste possa ser introduzido nos dois espaços articulares, o preenchimento somente do espaço inferior tem sido bastante aceito.

KATZBERG, em 1989, afirmou que a compreensão da anatomia da articulação temporomandibular é de extrema importância para claro entendimento e interpretação das várias imagens obtidas por diferentes técnicas. A articulação normal é uma articulação móvel entre o côndilo da mandíbula e a porção escamosa do osso temporal na base do crânio. Os componentes ósseos desta articulação consistem inferiormente de côndilo mandibular e superiormente da fossa mandibular e eminência articular. Esta articulação é interposta pelo disco articular, sendo este flexível, mas com uma placa firme e densa de fibras colágenas, dividindo a cavidade articular em cavidade superior e cavidade inferior. O disco é uma estrutura hipovascular de considerável elasticidade com número

variável de células cartilaginosas; consequentemente, é uma fibrocartilagem. O disco é dividido em 3 partes: (1) Banda anterior, (2) Zona intermediária, que é a parte central, mais fina que a periférica, e (3) Banda posterior, que é consideravelmente mais grossa que a anterior. A posição normal do disco tem sido descrita tradicionalmente como relacionamento 12 horas, que seria a porção côncava posicionada mais anteriormente ao côndilo e a banda posterior posicionada superiormente a este; entretanto, nem todas as articulações consideradas normais apresentam o disco nesta posição. Pequenas alterações são consideradas normais desde que as funções desta articulação permaneçam normais, sem nenhum sinal clínico.

Em 1989, LAURELL *et. al.* estudaram a interferência de "grampos ferromagnéticos" nas imagens por ressonância magnética. No experimento utilizaram 8 tipos de grampos protéticos magnéticos, dispostos em um *phantom.* Os artefatos de imagem apareceram em toda a amostra. Esses artefatos obliteraram áreas craniocervicais vitais, tornando o exame impossível, concluindo que os grampos devem ser removidos antes do exame por ressonância magnética.

Em 1990, TALLEY *et al.* apresentaram um estudo com a finalidade de discutir os vários aspectos da classificação, diagnóstico e tratamento das desordens craniomandibulares. Quanto às tomadas radiográficas transcranianas, afirmaram que a radiografia transcraniana corrigida é excelente para avaliação de rotina, apresentando detalhes do polo lateral e seu relacionamento com a fossa,

apresentando ainda o grau de movimento condilar. Já as radiografias transcranianas convencionais (sem correção da angulagem horizontal) apresentam um valor bastante limitado.

TYNDALL *et al.*, em 1991, relataram que problemas de posicionamento condilar estão associados com sinais e sintomas da articulação temporomandibular, porém é difícil quantificar as alterações de posicionamento utilizando as técnicas radiográficas de uso rotineiro. Nesse trabalho, realizaram uma investigação para testar a validade e confiabilidade da subtração digital em radiografias transcranianas e quantificar alterações de posicionamento do côndilo em um modelo de laboratório. O modelo compreendeu um crânio humano macerado com côndilo mandibular fixado num micromanipulator. Foram feitas mudanças controladas na posição condilar com simultâneo exame radiográfico. Concluíram que a subtração digital de radiografias transcranianas pode ser útil para a descoberta de movimentos condilares posteriores, utilizando cefalostatos para a fonte de raios X e cabeça do paciente. Porém, mudanças posicionais inferiores foram pobremente detectadas e mudanças posicionais laterais não puderam ser avaliadas por meio dessa técnica.

Os excelentes achados e o potencial da RadioVisioGrafia (RVG) para radiografias intra-bucais conduziram DAVILA *et al.*, em 1993, a realizarem um estudo sobre as possíveis aplicações desse equipamento em outras técnicas radiográficas. Esse trabalho teve dois objetivos principais: avaliar as imagens da articulação temporomandibular produzidas pelo sistema digital RVG, comparando-

as com as radiografias transcranianas convencionais, e também comparar a dose de radiação usada nesses dois sistemas. Para esse experimento, foram radiografadas seis articulações temporomandibulares de cadáveres humanos fixados, utilizando o sensor do RVG e o filme radiográfico para a captação das imagens, tendo-se o cuidado de usar um cefalostato para reproduzir fielmente o posicionamento dos crânios nas duas tomadas radiográficas. Posteriormente, as peças foram dissecadas para avaliação anatômica, sendo observadas 4 alterações ósseas nas 6 articulações dissecadas. O método da RVG detectou as 4 alterações, enquanto a radiografia convencional mostrou somente 2 alterações (50% de falso negativo). Os autores concluíram que existe uma excelente correlação entre as imagens obtidas pelo Sistema RVG e a espécie anatômica. Ocorreu uma redução de 64% da dose de radiação com o uso do CCD em relação ao filme convencional.

KAPA, em 1993, utilizando radiografias transcranianas da articulação temporomandibular com e sem alterações simuladas, compararam a subtração digital com histograma equalizado de imagens das mesmas articulações. As imagens tiveram valores de especificidade e sensibilidade de 0.83 e 0.76, respectivamente, comparados com valores de 0.42 e 0.54 para a radiografia convencional. Concluíram que radiografia de subtração digital tem o potencial para aumentar o rendimento diagnóstico de radiografia transcraniana temporomandibular para alterações ósseas da cabeça do côndilo.

Ainda em 1993, PRAPANPOCH *et al.* também analisaram a eficiência da subtração digital em imagens da ATM, no que se refere ao desempenho diagnóstico com o uso de tomografias convencionais, tomografias digitalizadas, e tomografias de subtração digital. A Tomografia com subtração digital foi a melhor modalidade de imagem para descobrir lesões artificialmente criadas nas ATMs selecionadas. Não encontraram nenhuma diferença estatisticamente significante no desempenho diagnóstico entre tomografias convencionais e tomografias digitalizadas para a verificação de lesões ósseas da ATM.

MOHL & DIXON, em 1994, afirmaram que as imagens da ATM podem fornecer informações úteis a respeito da integridade estrutural e funcional da mesma. O uso dessas imagens é justificado quando o exame clínico, história ou ambos indicam que existe uma condição primária, ou seja, uma significante alteração na amplitude de movimento, alterações oclusais resultando em mordida anterior ou posterior, deslocamento mandibular, trauma ou alterações sensoriais e/ou motoras. Apesar da posição condilar ser variável em pacientes assintomáticos, essa postura tem algum significado diagnóstico e terapêutico; assim como as alterações ósseas resultantes de distúrbios degenerativos, que podem ser detectados pela maioria das técnicas radiográficas. As tomografias, especialmente as tomografias computadorizadas, apresentam maior precisão no que se refere às estruturas ósseas, porém apresentam uma baixa especificidade para o diagnóstico de posicionamento de disco, além de utilizar altas doses de radiação. A artrografia tem seu valor na identificação de deslocamentos anteriores

de disco, porém tem pouca precisão em deslocamentos laterais e mediais, além de se tratar de uma técnica muito invasiva. A ressonância magnética (RM) pode apresentar alterações ósseas quando são observados os cortes frontais e sagitais simultaneamente. A validade das imagens por RM está diretamente relacionada ao aperfeiçoamento dos equipamentos e técnica envolvidas. Assim, os autores concluiram que as imagens resultantes da ATM, ainda não apresentam correlação exata com sinais e sintomas, necessitando de estudos longitudinais mais amplos para correlacionar as imagens de deslocamentos de discos com sinais e sintomas clínicos.

LARHEIM, em 1995, relatou que o diagnóstico por imagem da ATM vem sofrendo um desenvolvimento revolucionário durante as duas últimas décadas. Com os avanços dos diversos tipos de exames, os profissionais tem sido capazes de diferenciar entidades patológicas articulares em pacientes com desordens da ATM. A imagem por ressonância magnética (RM) tem superado a artrografia e a tomografia computadorizada para avaliação da maioria das desordens da ATM com degenerações internas causadas por deslocamentos de discos. Nos pacientes onde há deslocamentos de disco com ou sem acompanhamento de anormalidades ósseas, a RM tem tido uma precisão de no mínimo 90% quando utilizadas as imagens sagital obliqua e coronal. As imagens por RM podem, ainda, contribuir para o diagnóstico de lesões inflamatórias como extravasamento articular e edema medular. Em pacientes com doença inflamatória crônica, as imagens por ressonância podem demonstrar anormalidade, como

deformação, fragmentação e destruição que podem indiretamente sugerir presença de proliferação sinovial, formação de exudato inflamatório. Já a tomografia computadorizada oferece maiores detalhes das condições ósseas e calcificações de tecidos moles em articulações com doenças inflamatórias e tumores.

RIBEIRO, em 1996, realizou um estudo com o propósito de identificar a prevalência de deslocamento de disco articular em crianças e adultos jovens assintomáticos utilizando exames por ressonância magnética. Para tanto, 56 indivíduos com idade entre 6 e 25 anos foram selecionados a partir de um protocolo clínico e anamnese. Os resultados permitiram à autora concluir que existe uma alta prevalência de deslocamento de disco em pacientes voluntários assintomáticos, que parece não estar relacionada com a idade, e a maioria desses deslocamentos estava associada ao deslocamento de disco com redução. Esse dado levou a autora chamar a atenção da necessidade de estudos longitudinais de longa duração, bem como o aumento do tamanho da amostra para encontrar-se a etiologia da disfunção temporomandibular.

DOLWICK & DIMITROULIS, em 1996, reafirmaram que na década de 70 ocorreu um ressurgimento no interesse do deslocamento de disco como sendo fator central para patologias das degenerações internas. Desde então, tem sido sugerido que o deslocamento de disco pode resultar em dor, disfunção mandibular, doenças degenerativas e distúrbio no crescimento mandibular. Duas décadas depois, com a introdução de sofisticadas investigações e tipos de

tratamento, têm surgido dúvidas quanto ao verdadeiro significado patológico do posicionamento do disco. Evidências oriundas de observações clínicas, material de autópsia, estudos de imagens e achados cirúrgicos estabeleceram forte suporte para o papel central do deslocamento do disco em degenerações internas da ATM. Finalmente concluiu-se que o fenômeno de deslocamentos de discos tem servido de base para o diagnóstico e tratamento de degenerações internas da ATM. Um diagnóstico elaborado e procedimentos terapêuticos têm sido planejados como resultado da convicção de que o deslocamento de disco é a espinha dorsal das patologias de desordens internas da ATM. Até o presente, as origens da patologias da ATM são de ordem microscópica e ultraestrutural, apesar de que as possíveis causas permanecem especulativas. Considerando uma alta prevalência de deslocamentos de discos na população em geral, é possível observar que trata-se de uma normalidade anatômica que pode se tornar um foco etiológico para as desordens.

Em 1997, ALMEIDA *et al.* realizaram um estudo com a finalidade de comparar as técnicas radiográficas transcranianas realizadas com o cefalostato Accurad-200, nas posições padrão e corrigida. Após a realização de traçados para medição dos espaços articulares, por meio de um gabarito desenvolvido pelos próprios autores, verificaram que não houve diferença estatisticamente significante entre os posicionamentos estudados, e os gabaritos utilizados são de fácil aplicação para verificação do posicionamento condilar.

DANFORTH *et al.,* em 1997, realizaram um estudo utilizando 3 cadáveres com 6 ATMs intactas com a finalidade de determinar se a imagem tomográfica digital poderia ser útil para identificar as várias posições de disco e, se possível, em que circunstâncias. As ATMs foram dissecadas para determinar grosseiramente a posição anatômica para os discos e côndilos, e ainda, para facilitar a manipulação destas nas várias posições de boca fechada, repouso e aberta. Os discos foram colorizados com uma tintura corante histológica, para facilitar a visualização dos mesmos, nos diapositivos, que foram feitos em todas as posições anatômicas antes dos procedimentos tomográficos. O tomograma digital foi submetido a uma variedade de intensificação de imagem, revelando imagens fortemente sugestivas de disco. A correlação foi feita entre uma posição anatômica do disco e posição radiográfica, marcando-as com ferramenta disponível no programa de computador utilizado. Posteriormente, as imagens radiográficas e anatômicas obtidas da digitalização dos diapositivos foram superpostas com o uso de um programa gráfico. Utilizando uma ferramenta de ajuste de transparência, foi possível sobrepor as imagens anatômica e radiográfica, correspondentes ao disco. A sobreposição dessas imagens permitiu determinar a correlação entre elas, apresentando maior precisão na posição de boca fechada quando as bandas anterior e posterior foram alinhadas. Os autores concluíram que a manipulação digital intencional e a imagem do posicionamento anatômico do disco fornecem evidências de que com a imagem tomográfica digital, é possível produzir imagens tomográficas do disco articular.

HONDA *et al.*, em 1997, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a qualidade da imagem de radiografias digitais com os sistemas convencionais de filmes para artrotomografias da ATM. As tomografias foram feitas simultaneamente utilizando um *phantom* para estimar a qualidade diagnóstica e estruturas ósseas. A tomografias computadorizadas demonstraram similar resolução em relação às do sistema convencional, e ainda o limite entre o contraste, osso e tecido mole é claramente definido e a adesão de fibras também foi facilmente observada. Concluíram que a radiografia com placa de fósforo é uma alternativa aceitável para artrotomografia da articulação temporomandibular.

MONGINI, em 1998, relatou a indicação das técnicas radiográficas convencionais utilizadas para estudar as articulações temporomandibulares, que seriam:

- estudar o contorno e a integridade da superfície externa da cavidade mandibular, côndilo e tubérculo articular;
- verificar espessura por meio da radioluscência e radiopacidade das superfícies articulares;
- observar posição dos côndilos na abertura e fechamento em oclusão cêntrica e repouso;
- comparar posição e grau de movimento condilar anterior em ambos os côndilos;
- correlacionar as posições condilares em relação aos tubérculos articulares;

- analisar forma e profundidade da cavidade mandibular;
- verificar espaços superiores, anteriores e posteriores disponíveis;
- verificar as anomalias congênitas ou tumorais;
- descartar fraturas recentes ou completamente consolidadas após trauma;
- avaliar alterações ósseas macroscópicas como aplainamento da vertente articular do côndilo e do tubérculo articular, integridade e declive posterior do tubérculo e erosão da fossa, côndilo ou tubérculo.

BÓSCOLO *et al.*, ainda em 1998, realizaram um estudo com a finalidade de analisar as dimensões dos espaços articulares anteriores e posteriores de ATMs consideradas normais utilizando tomografia linear corrigida e transcraniana lateral oblíqua corrigida. Concluíram que, apesar da técnica transcraniana não reproduzir com acurácia a anatomia do espaço articular, os resultados desse trabalho demonstraram que houve uma diferença quanto a ampliação da imagem; porém as posições dos côndilos e os espaços articulares apresentaram-se iguais.

Em 1998, GYNTHER & TRONJE publicaram um estudo comparativo da artroscopia com radiografias (transcraniana oblíqua e tomografia lateral e sagital) de pacientes com osteoartrite generalizada (OG) e artrite reumatóide (AR). Em seus resultados, puderam observar que, naqueles pacientes com OG, havia significante correlação entre alterações degenerativas observadas na artroscopia e aplainamento da eminência com redução do espaço superior e posterior,

apresentado nas radiografias. Verificaram, ainda, que aqueles que apresentaram nas artrografias de moderada a severa remodelação óssea ou do disco também apresentaram o mesmo padrão de redução do espaço citado anteriormente. Naqueles pacientes com AR, foi observada significante correlação entre alterações degenerativas de moderada a pronunciada encontradas nas artrografias, com extensa erosão condilar apresentada radiograficamente e, naqueles casos em que a artrografia apresentou de moderada a pronunciada fibrose, a radiografia apresentou redução da translação. Finalmente concluíram que a artrografia revelou patologias da ATM, mais precocemente e mais frequentemente que a tomografia convencional, porém a artrografia não exclui a radiografia, já que é necessário visualizar a anatomia da articulação na realização do exame com contraste, e ainda, em alguns casos, a projeção transcraniana ou panorâmica é suficiente.

Ainda em 1998, WESTESSON afirmou que a ressonância magnética apresenta informações precisas quanto ao deslocamento de disco, doenças degenerativas, condições da medula óssea condilar, cápsula articular e estruturas circunjacentes. Porém, 35% dos pacientes assintomáticos apresentam estágios iniciais de degeneração, enquanto que os pacientes sintomáticos apresentam 80% de prevalência, o que enfatiza novamente a necessidade de um exame clínico preciso para determinar a anormalidade da articulação e correlacioná-la com a sintomatologia.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Após ampla revisão da literatura ao nosso alcance, propomo-nos a avaliar no complexo temporomandibular, a imagem da fossa mandibular, côndilo e espaço articular, em cadáveres, obtidas por meio de técnicas radiográficas transcranianas: radiografias convencionais, imagens digitais diretas e indiretas.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

MATERIAIS

Na presente pesquisa foram utilizados os seguintes materiais:

- 22 hemicrânios de cadáveres humanos fixados em formol, pertencentes à disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

- Aparelho de Raios X GE-1000 (General Eletric Company, Milwaukee, WI, USA), operando com 67,5 kVp, 10 mA e 15 impulsos de exposição na placa de fósforo e 50 kVp, 10 mA e 10 impulsos para as exposições realizadas no filme convencional extra-bucal.

- Posicionador modelo Accurad 200 (Denar Company, Anaheim, Califórnia).

- Sensor digital de placa de fósforo com tamanho equivalente a um filme periapical n.º 2, com área ativa da imagem de 30 X 40 mm.

- Aparelho para obtenção de imagem radiográfica digital - sistema Digora (Soredex, Helsink, Finlândia), utilizando Digora *Scanner* para leitura da placa óptica.

- Computador da Microtéc Quest 5200 MMX-Intel Pentium.

- Programa *Digora for Windows*.Monitor vídeo super VGA, tela plana, 17 polegadas, configuração de tela de 1024 x 768 pixels de resolução e placa de vídeo de 2 MB, com capacidade para exibir 256 tons de cinza.

- Scanner Hewlett Packard ScanJet 4C/T .

- Programa para registro de imagem Adobe Photoshop – 5.0 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, USA).

- Filme radiográfico extra-bucal da marca Kodak T-mat G com placa intensificadora Kodak Lanex (Eastman Kodak Company, Rochester, New York), tamanho 13 X 18 cm.

- Processadora automática Macrotec MX-2 para o processamento dos filmes extra-bucais e soluções da marca Kodak.

- Negatoscópio convencional com máscara negra.

- Câmara de vídeo do Sistema CDR (Schick Technologies Inc., Long Island City, NY).

- Solução oleosa de contraste Lipiodol – 40%.

MÉTODOS

As articulações temporomandibulares foram radiografadas na posição de boca fechada, utilizando técnica transcraniana convencional, posicionada em um cefalostato Accurad 200 para padronizar o posicionamento das peças anatômicas; o meato auditivo externo e o Plano Horizontal de Frankfurt foram utilizados como ponto de referência para o posicionamento de todas as peças anatômicas. O feixe central de radiação foi direcionado com angulação vertical de 25° em relação ao Plano Horizontal de Frankfurt. O tempo de exposição foi determinado após execução de um plano piloto, do qual foi selecionado, para a radiografia digital, aquele que ofereceu maior possibilidade de manipulação da imagem utilizando-se as ferramentas do equipamento digital. Em relação ao tempo de exposição usado para o filme convencional foi selecionado aquele que ofereceu maiores detalhes quanto às estruturas que normalmente são avaliadas na técnica transcraniana.

Após estabelecidos o posicionamento e o tempo de exposição ideais, foram realizadas as técnicas transcranianas utilizando o filme convencional, o qual foi devidamente processado em processadora automática. Posteriormente, o filme convencional foi substituído pelo sensor digital, centralizado na "janela" do porta-filmes. Tomou-se o cuidado de não haver modificação no posicionamento da peça anatômica, repetindo desta forma a operação em idênticas condições de posicionamento. Uma vez sensibilizada, a placa de fósforo digital foi introduzida

imediatamente no *Scanner* Digora, sendo então realizada sua leitura e armazenamento da imagem obtida para posterior análise.

Após obtidas as imagens, convencionais e digitais, foi injetado o meio de contraste no espaço interarticular e as peças foram novamente reposicionadas no cefalostato e novas radiografias digitais foram realizadas, possibilitando a visualização do disco articular.

Posteriormente, a peça foi filmada com uma micro câmara de vídeo do Sistema CDR, para que sua imagem pudesse ser comparada no monitor de vídeo com as imagem digitais, naqueles casos onde a cápsula articular encontrava-se dissecada.

Finalmente, as imagens radiográficas convencionais foram digitalizadas por meio do *scanner* Hewlett Packard Scanjet 4C/T, utilizando o programa Corel Photo-Paint para o registro das imagens, as quais foram salvas no formato TIFF (sem compressão) - 8 bits, com tamanho de imagem por volta de 238 X 238 pixels, com um arquivo de 56 KB. A imagem resultante apresentou-se na tela com tamanho de 9,5 x 9,5 cm.

Posteriormente, todas as imagens obtidas foram submetidas à análise subjetiva de 6 examinadores, todos radiologistas. Embora sendo profissionais experientes, foi realizado um treinamento prévio com os mesmos, a fim de que houvesse uma familiarização com o processo de avaliação. Conforme BORG & GRÖNDAL (1996) recomendaram, os examinadores deveriam ficar atentos à

observação de detalhes relevantes ao diagnóstico da região da ATM. Além da verificação da integridade das estruturas ósseas, fossa mandibular e côndilo, os examinadores também receberam orientação quanto à observação do espaço articular, já que, após o plano piloto, verificou-se a possibilidade de visualização de tecido mole. Durante esse treinamento, foram mostradas as imagens da ATM, a escala de classificação e todos os recursos dos programas a serem aplicados e avaliados.

Para os três tipos de imagens analisadas (RADIOGRAFIA CONVENCIONAL, RADIOGRAFIA DIGITAL INDIRETA E RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA), utilizou-se a mesma escala de classificação, e foram avaliadas as estruturas ósseas (côndilo e fossa mandibular) e espaço articular, segundo um escore, conforme quadros subsequentes: O número de escores foi limitado a 3 pontos, já que um número maior possibilitaria a superposição de seus limites, o que comprometeria a análise.

INTEGRIDADE DAS ESTRUTURAS ÓSSEAS	
0	Imagem sem a menor possibilidade de diagnóstico
1	Imagem com pobre qualidade de diagnóstico
2	Imagem com condições boas de diagnóstico

ESPAÇO ARTICULAR	
0	Espaço articular sem imagem sugestiva de disco
1	Imagem sugestiva de disco, porém com dificuldade de delimitação
2	Imagem sugestiva de disco, com possibilidade de delimitação

FORMAS DE ANÁLISE DAS IMAGENS

RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS (RAD.CONV)

Inicialmente os examinadores avaliaram as imagens radiográficas convencionais dispostas em negatoscópio com máscara negra e ambiente com mínima luminosidade A pontuação conferida pelos examinadores para essas imagens radiográficas, assim como para as imagens digitais indiretas e diretas, descritas posteriormente, encontram-se nos Anexos.

RADIOGRAFIAS DIGITAIS INDIRETAS:

Num novo momento, os examinadores avaliaram as imagens digitalizadas das radiografias obtidas (TAB.–ANEXO), tendo recebido instruções para utilizar dois recursos disponíveis no programa para registro de imagem Adobe Photoshop, com intensidade luminosa do ambiente reduzida:

- BRILHO E CONTRASTE (DIG.IND/BC): cuja ferramenta permitia a alteração do brilho e contraste da imagem.

- NEGATIVO (DIG.IND/NG): onde a ferramenta provoca a inversão da imagem, visualizando a mesma de forma negativa somada à possibilidade de utilização do brilho e contraste.

DEMARCAÇÃO DO DISCO ARTICULAR:

Durante a análise, os examinadores foram orientados para que salvassem, em um outro arquivo, as imagens que receberam nota 2 para espaço interarticular. Como a maior nota indicaria a melhor imagem, dentro dos escores preestabelecidos, isso demonstrava que através dessas imagens seria possível avaliar-se o disco interarticular. Essas imagens foram inseridas em um arquivo do programa Power-Point. Em seguida foi solicitado aos avaliadores para que demarcassem a imagem sugestiva do disco. Para tanto foi utilizada a ferramenta CURVAS (auto-formas/linhas).

TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As notas conferidas pelos seis examinadores foram tabuladas e somadas. Para comparar os resultados obtidos, os mesmos foram organizados em tabelas de contingência e em gráficos de barras. Os resultados dessas somas foram submetidos ao Teste do Sinal com nível de significância à 5 %.

5. RESULTADOS

As notas conferidas às imagens radiográficas pelos seis examinadores, em números de zero a 2, inclusive, segundo o caso, a estrutura e o recurso, estão apresentadas na TAB. do Anexo.

Para comparar os resultados relativos a cada recurso com os resultados obtidos pelo método convencional, organizaram-se os dados em tabelas de contingência e em gráficos de barras. A apresentação gráfica é de fácil visualização, permitindo rápida avaliação da qualidade do recurso.

As notas conferidas pelos seis examinadores para o mesmo caso, à mesma estrutura e ao mesmo recurso foram, depois, somadas. Os resultados dessas somas foram submetidos à análise estatística. Para cada estrutura foram comparadas as somas das notas obtidas para cada recurso com as somas obtidas para a radiografia convencional, considerando-se, evidentemente, todos os casos, através do teste do sinal. Os resultados estão apresentados separadamente, e os valores significantes ao nível de 5% indicam que existe diferença estatística entre os recursos, na situação indicada.

RADIOGRAFIA DIGITAL DIRETA

Posteriormente os examinadores entraram em contato com o Programa Digora, utilizando todos os recursos disponíveis no sistema, com luminosidade do ambiente reduzida conforme BENZ & MOYEN (1991) e DENN & KANTOR (1993) recomendaram. Os recursos estão apresentados a seguir (DIGORA Instruction Manual -1994):

- BRILHO E CONTRASTE (BR/CONT): Este recurso permite aumentar ou diminuir o contraste, no mesmo instante em que promove alterações do brilho, da mesma forma, aumentando ou diminuindo (FIG.4.1). O uso desse recurso permitiu verificar a imagem quanto a sua qualidade, no que se refere aos tecidos duros e moles da região de interesse, tomando-se o cuidado de avaliar o côndilo, a fossa mandibular e o espaço articular. Os examinadores tiveram a liberdade de

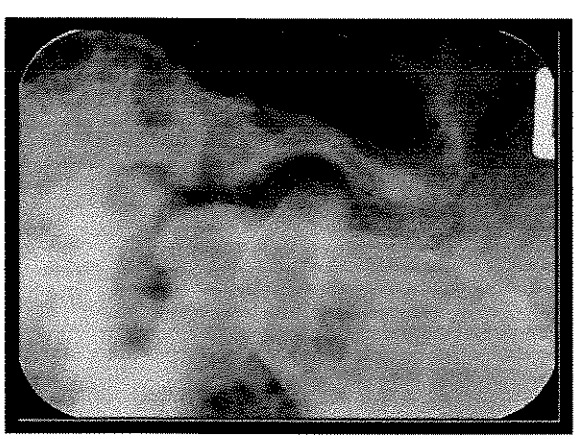


FIGURA 4.1 Imagem resultante do uso da ferramenta Brilho e Contraste do Sistema Digital Digora

pontuar, sem necessariamente encontrar o ponto ótimo de qualidade no mesmo local do gráfico para tecido duro e mole, já que uma das maiores vantagens do sistema é a obtenção de imagens manipuláveis.

- OTIMIZAÇÃO (OTIMIZ): Essa função faz um cálculo otimizado com a finalidade de produzir uma imagem mais acentuada (FIG.4.2), de forma que os tons de cinza localizados nas extremidades da escala de densidade tornem-se brancos e pretos, respectivamente para tons mais claros e tons mais escuros, realçando desta forma os limites estruturais.

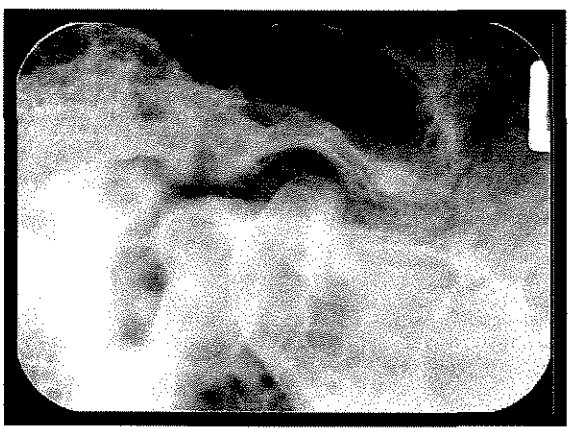


FIGURA 4.2 Imagem resultante do uso da ferramenta Otimização do Sistema Digital Digora

- ZOOM: Permite vários graus de ampliação. Aplicou-se o grau 2 (ZOOM 2), em que a imagem assume o dobro do tamanho original (FIG.4.3), grau 3 (ZOOM 3), em que a imagem fica 3 vezes maior que a original (FIG.4.4), e da mesma forma com os graus 4 (FIG.4.5) e 8 (FIG.4.6), representados por ZOOM 4 e ZOOM 8 respectivamente.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

FIGURA 4.3 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 2 do Sistema Digital Digora

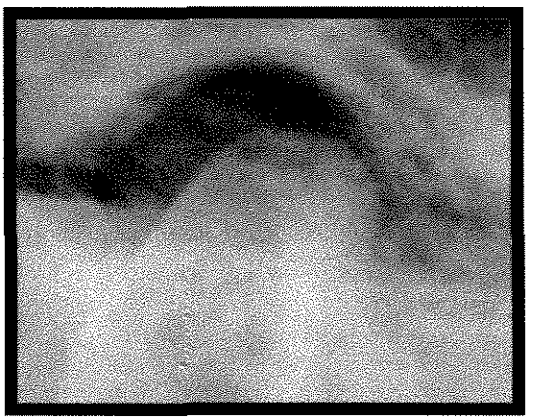


FIGURA 4. 4 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 3 do Sistema Digital Digora

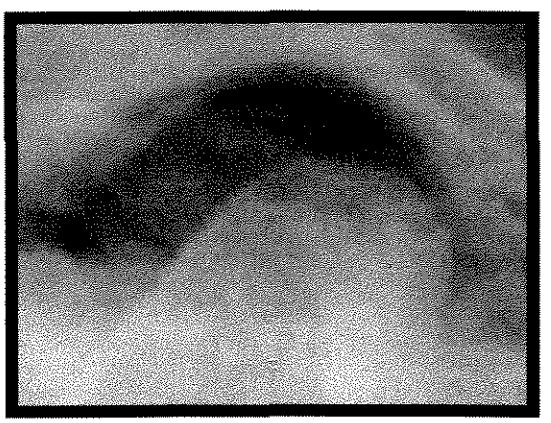


FIGURA 4. 5. Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 4 do Sistema Digital Digora

FIGURA 4. 6 Imagem resultante do uso da ferramenta ZOOM 8 do Sistema Digital Digora

- TERCEIRA DIMENSÃO (3D): Nesta função, a imagem é transformada em uma imagem tridimensional, semelhante a uma imagem *scaneada* de um elétron microscópico (FIG.4.7). O avaliador foi orientado no sentido de que este recurso poderia ser acrescido aos demais utilizados, utilizando desta forma, uma das maiores vantagens do sistema digital.

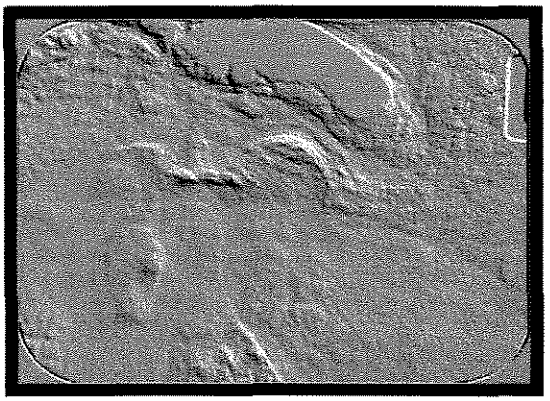


FIGURA 4. 7 Imagem resultante do uso da ferramenta Terceira Dimensão do Sistema Digital Digora

FIGURA 4. 8 Imagem resultante do uso da ferramenta Negativo do Sistema Digital Digora

- NEGATIVO (NEG): esta função converte a imagem num negativo, pela mudança das sombras escuras em claras e vice-versa (FIG.4.8).

- TERCEIRA DIMENSÃO E NEGATIVO (3D + NEG): Este recurso consiste na somatória dos recursos de terceira dimensão e negativo, utilizados simultaneamente (FIG.4.9).

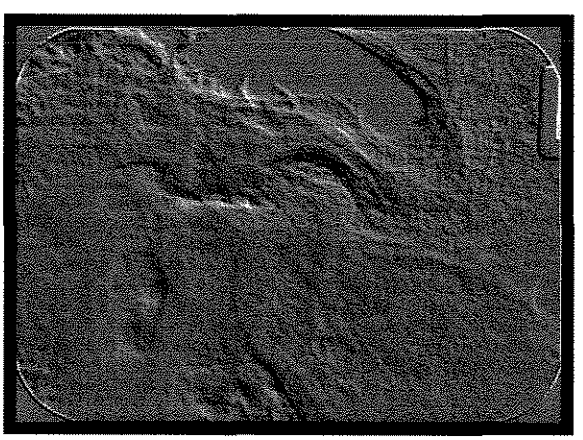


FIGURA 4. 9 Imagem resultante do uso da ferramenta Terceira Dimensão e Negativo do Sistema Digital Digora

- APLICAÇÃO DE 1 COR (1 COR): um determinado tom de cinza é colorizado, com a possibilidade de gradualmente alterar o tom de cinza a ser colorizado (FIG.4.10)

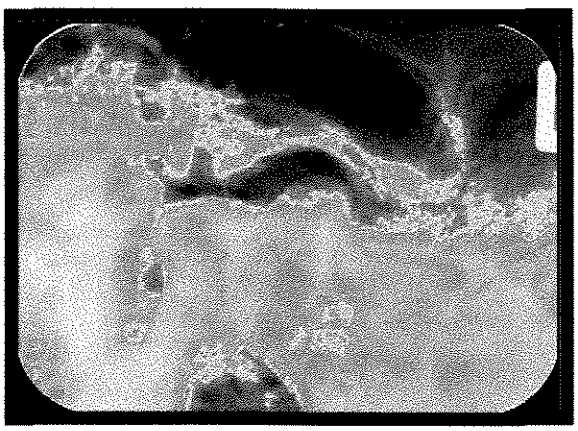


FIGURA 4. 10 Imagem resultante do uso da ferramenta 1 COR do Sistema Digital Digora

- COLORIZAÇÃO (2 CORES): nesta função todos os tons de cinza são substituídos pelos tons de azul e verde cítrico (FIG.4.11).

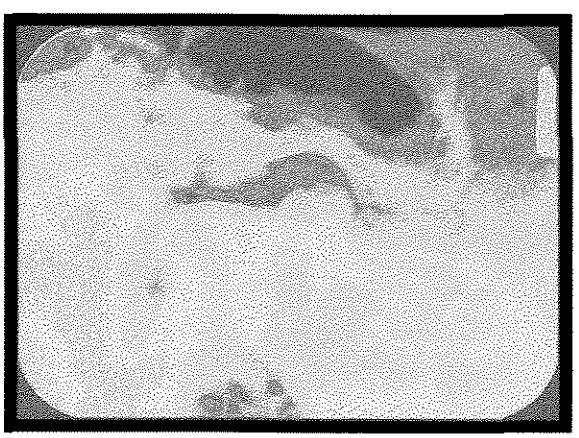


FIGURA 4. 11 Imagem resultante do uso da ferramenta 2 CORES do Sistema Digital Digora

5.2.5 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 2 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal mostrou que a diferença entre recursos é significante, ao nível de 5%. Os dados apresentados na TAB.5.2.5 e no GRAF.5.2.5 mostram que o recurso ZOOM 2 da imagem digital conduz a notas maiores que os resultados obtidos nas radiografia convencionais.

TABELA 5.2.5 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,39)	132
ZOOM 2	1(0,76)	22(16,67)	0(0)	109(82,57)	132

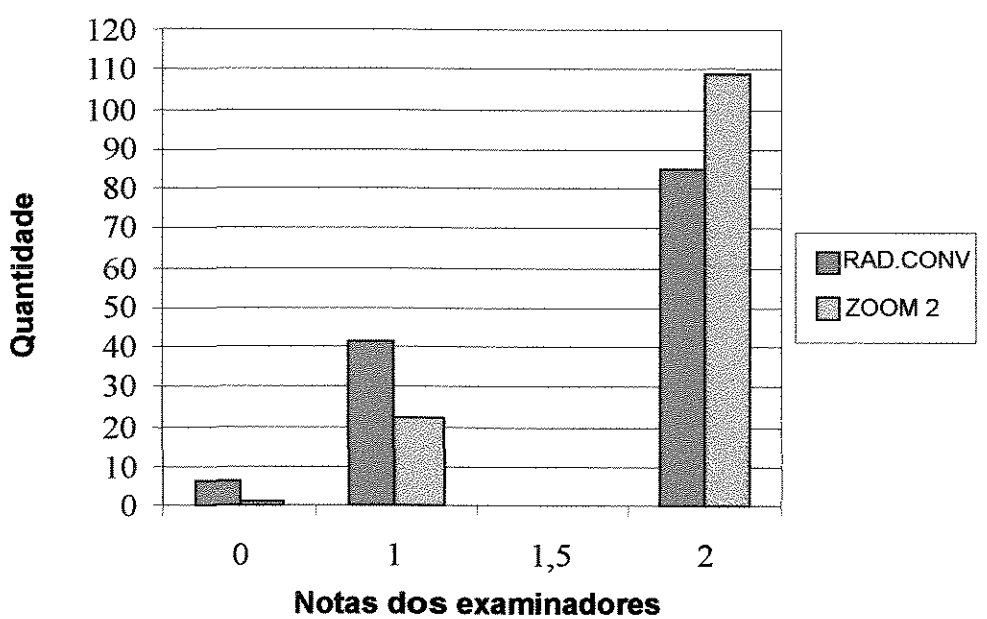


GRÁFICO 5.2.5 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.

5.2.6 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 3 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.2.6 e o GRAF.5.2.6 mostram que a distribuição das notas é bastante similar, para radiografia convencional e para imagens digitais com ampliação de 3 vezes (ZOOM 3). O teste do sinal é não significante ao nível de 5%.

TABELA 5.2.6 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,39)	132
ZOOM 3	13(9,85)	32(24,24)	2(1,52)	85(64,39)	132

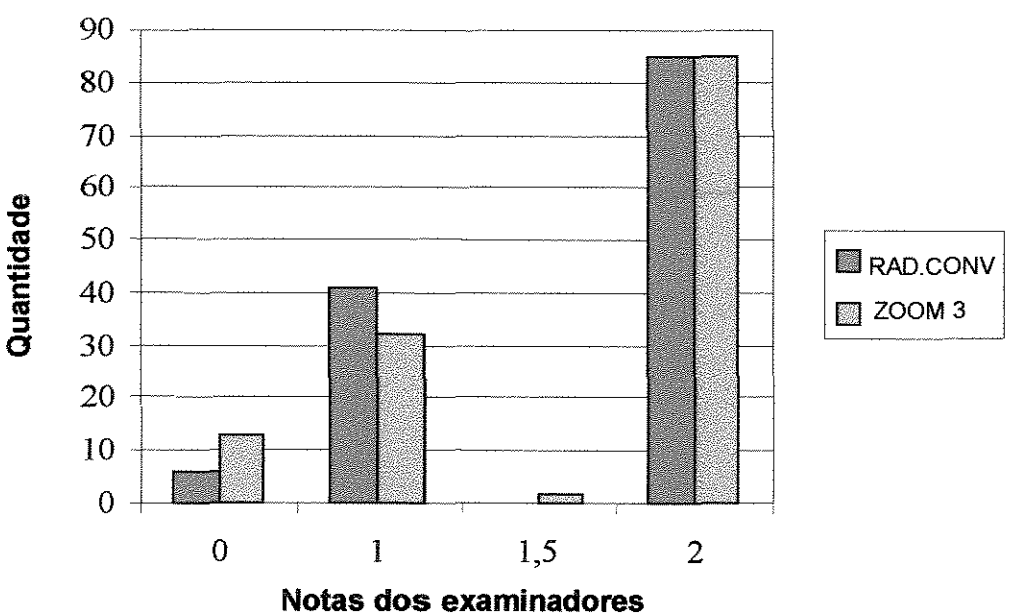


GRÁFICO 5.2.6 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.

5.2.7 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 4 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.2.7 e o GRAF.5.2.7 mostram que as notas obtidas para radiografia convencional são mais altas que aquelas obtidas na imagem digital aplicando o recurso ZOOM 4. O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.2.7 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,39)	132
ZOOM 4	33(25,00)	65(49,24)	0(0)	34(25,76)	132

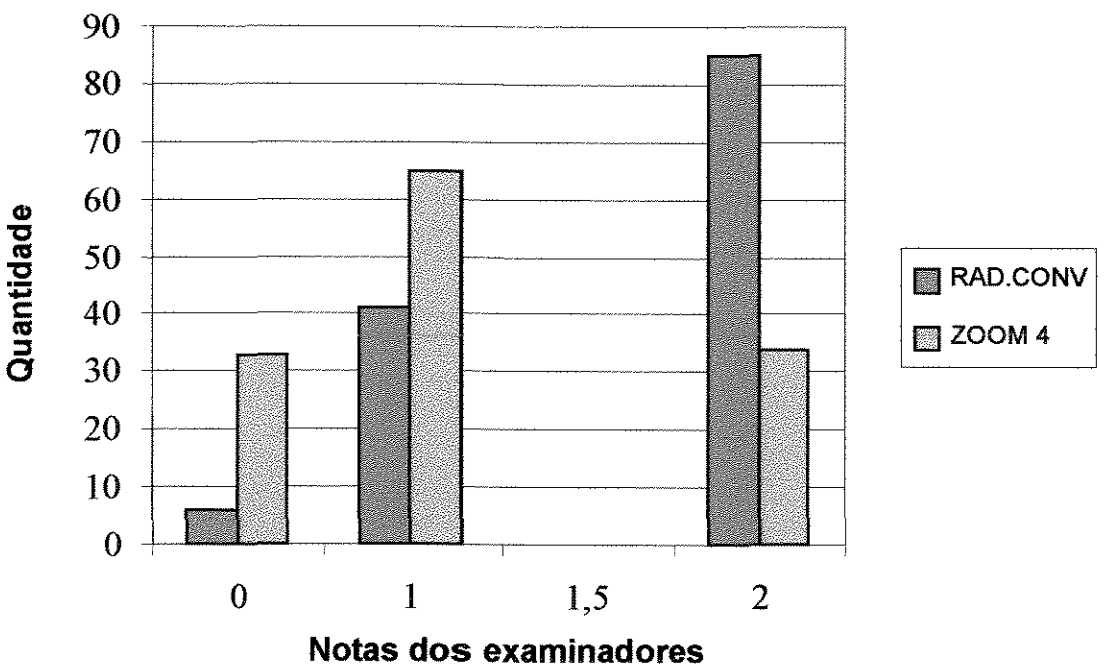


GRÁFICO 5.2.7- Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.

5.2.8 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 8 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.2.8 e o GRAF.5.2.8 mostram que ocorrem notas mais altas quando se usa a radiografia convencional do que a ferramenta ZOOM 8 na imagem digital. O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.2.8 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	TOTAL
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,39)	132
ZOOM 8	104(78,79)	20(15,15)	0(0)	8(6,06)	132

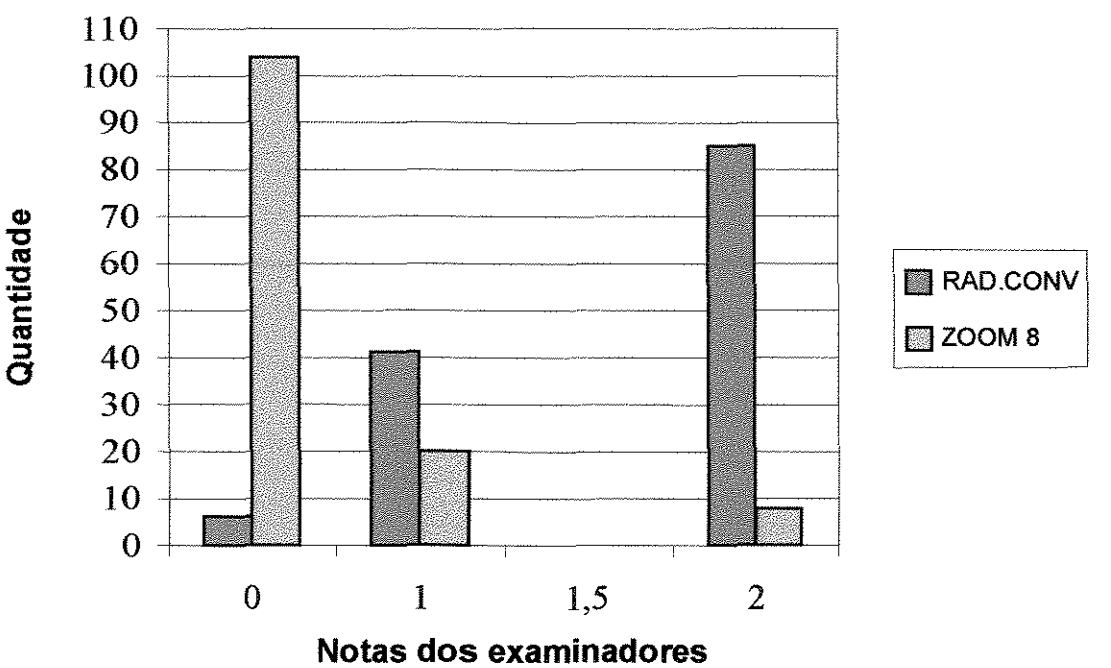


GRÁFICO 5.2.8 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.

5.2.9 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – TERCEIRA DIMENSÃO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.2.9 e o GRAF.5.2.9 mostram que as notas são mais altas para RAD.CONV do que aquelas obtidas na imagem digital aplicando o recurso de terceira dimensão (3D). O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.2.9 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,40)	132
3D	10(7,58)	58(43,94)	2(1,51)	62(46,97)	132

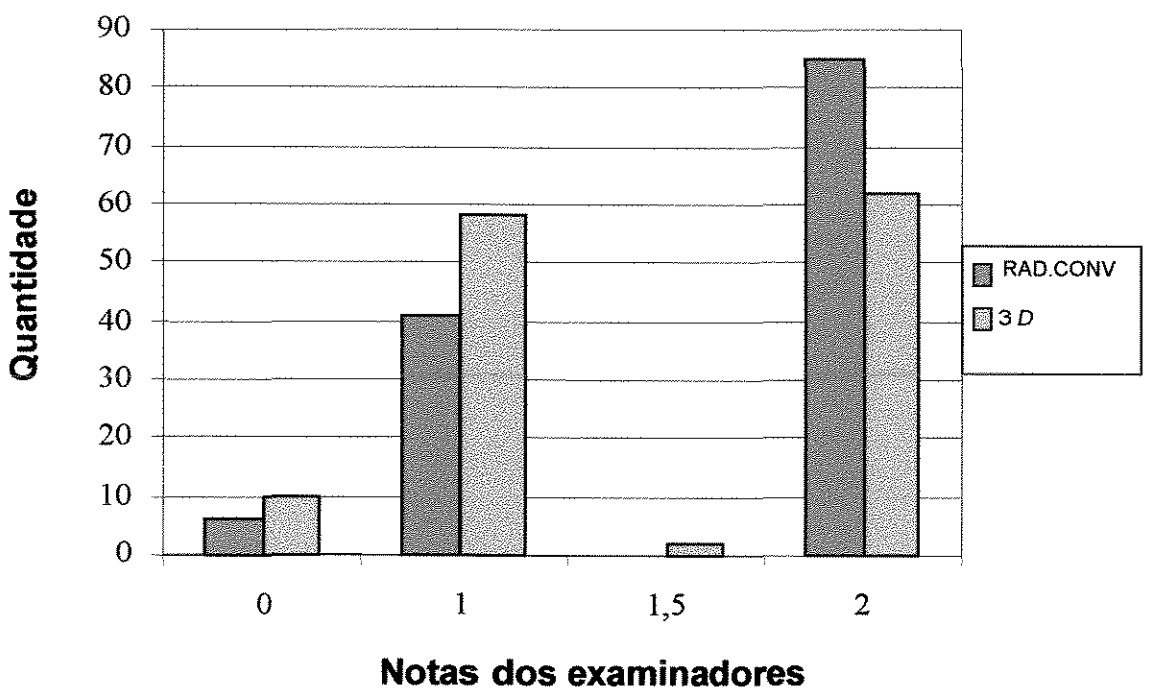


GRÁFICO 5.2.9 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D com RAD. CONV.

5.2.10 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – NEGATIVO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.2.10 e o GRAF.5.2.10 mostram que o percentual de notas 2 é bem maior para o uso do recurso negativo da imagem digital.

TABELA 5.2.10 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação NEG com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,39)	132
NEG	3(2,27)	12(9,09)	0(0)	117(88,64)	132

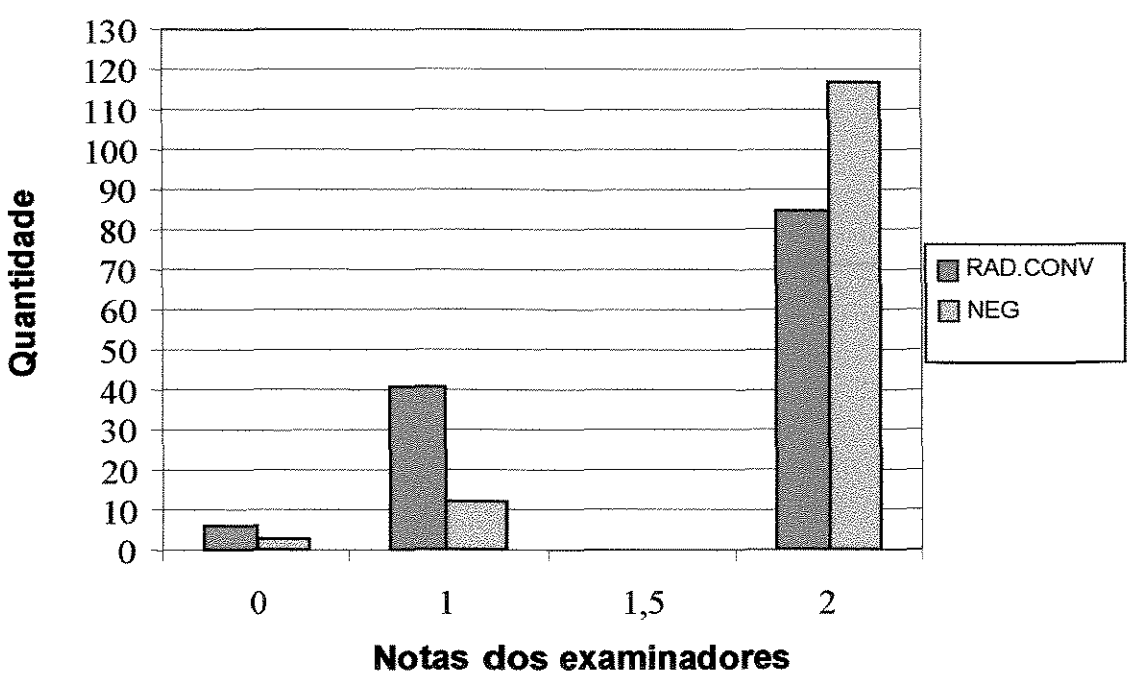


GRÁFICO 5.2.10 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação NEG com RAD. CONV.

5.2.11 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – TERCEIRA DIMENSÃO e NEGATIVO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.2.11 e o GRAF.5.2.11 mostram que, para RAD.CONV, as notas são maiores que para a associação das ferramentas de terceira dimensão e negativo da imagem digital.

TABELA 5.2.11 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,40)	132
3D + NEG	12(9,09)	43(32,58)	2(1,51)	75(56,82)	132

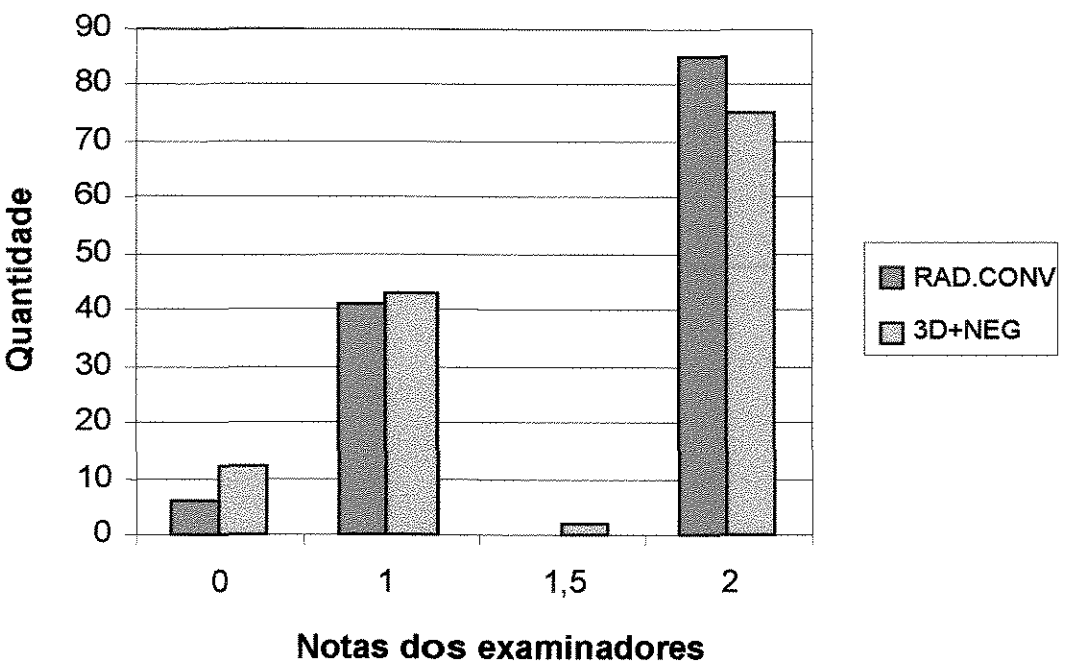


GRÁFICO 5.2.11 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.

5.2.12 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – 1 COR com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

Os dados apresentados na TAB.5.2.12 e no GRAF.5.2.12 mostram que a radiografia convencional tem maior percentual de notas mais altas que a aplicação do recurso de uma cor da imagem digital. No entanto, o teste do sinal não mostrou que a diferença entre RAD.CONV e 1 COR é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.2.12 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 1 COR com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,40)	132
1 COR	27(20,46)	23(17,42)	0(0)	82(62,12)	132

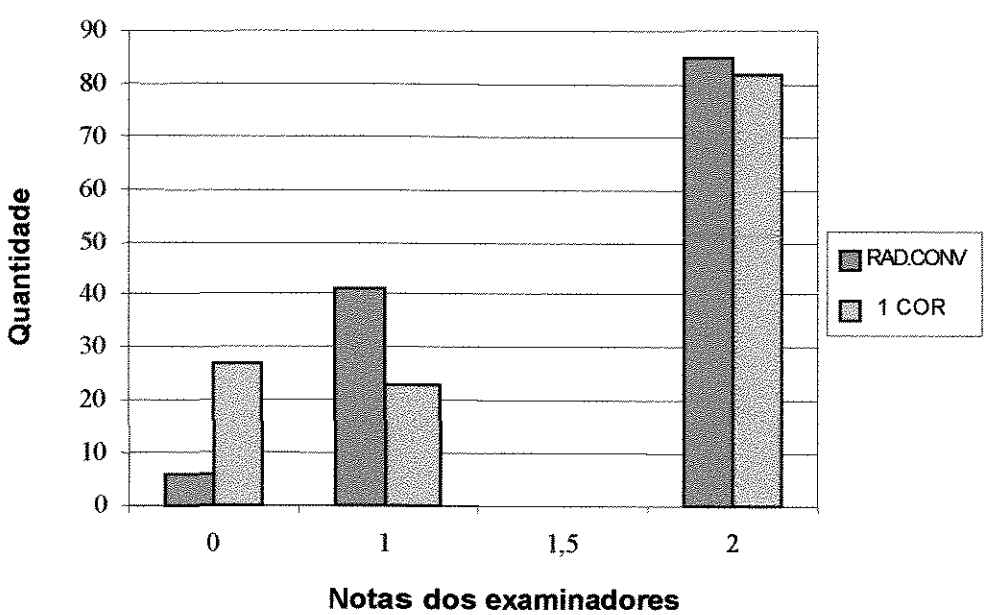


GRÁFICO 5.2.12 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 1 COR com RAD. CONV.

5.2.13 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS –2 CORES com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.2.13 e o GRAF.5.2.13 mostram que o percentual de notas 2 é bem maior para a colorização das imagens digitais com duas cores.

TABELA 5.2.13 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	6(4,54)	41(31,06)	0(0)	85(64,40)	132
2 CORES	1(0,76)	8(6,06)	0(0)	123(93,18)	132

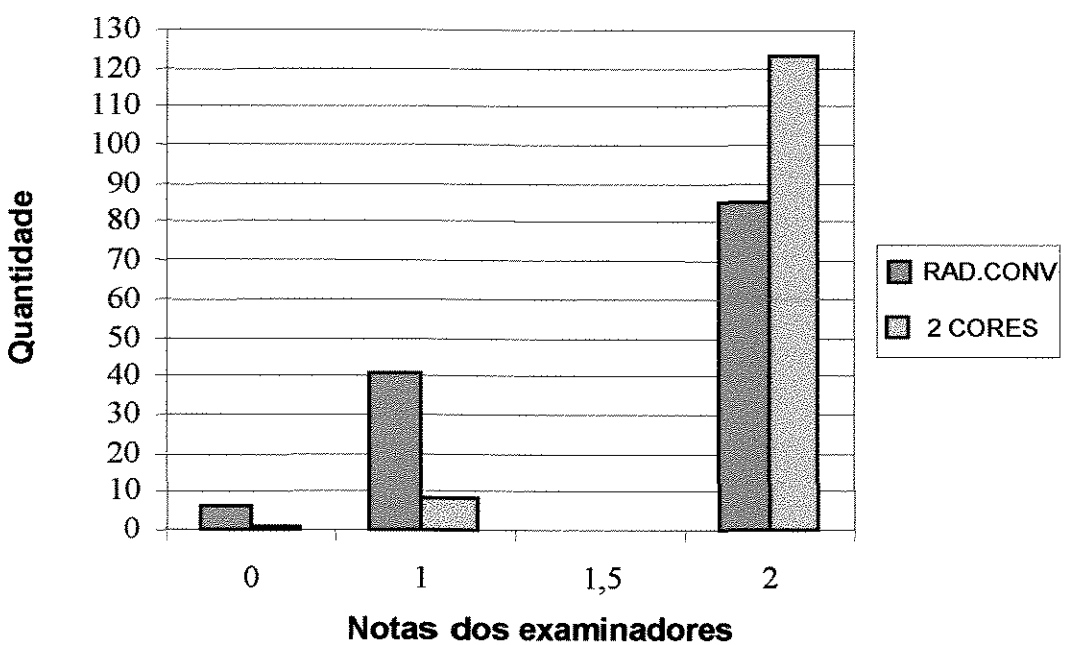


GRÁFICO 5.2.13 - Distribuição das notas, para côndilo – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.

5.3 Espaço articular

5.3.1 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS INDIRETAS – BRILHO e CONTRASTE com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.3.1 e o GRAF.5.3.1 mostram que as notas são mais altas para radiografias digitalizadas aplicando-se o recurso de brilho e contraste (DIG.IND/BC) que para radiografias convencionais. O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.3.1 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,58)	132
DIG.IND/BC	68(51,51)	46(34,85)	0	18(13,64)	132

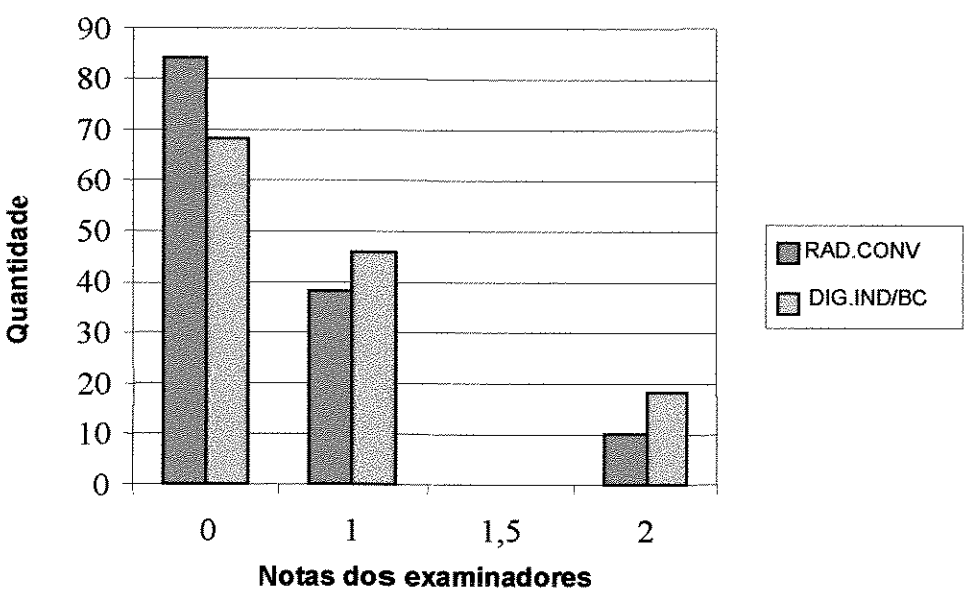


GRÁFICO 5.3.1 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/BC com RAD. CONV.

5.3.2 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS INDIRETAS – NEGATIVO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.3.2 e o GRAF.5.3.2 mostram que as notas para radiografias digitalizadas onde aplicou-se a ferramenta de inversão de tons de cinza (DIG.IND/NG), são ligeiramente menores. O teste do sinal é não significante ao nível de 5%.

TABELA 5.3.2 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,58)	132
DIG.IND/NG	90(68,18)	33(25,00)	0	9(6,82)	132

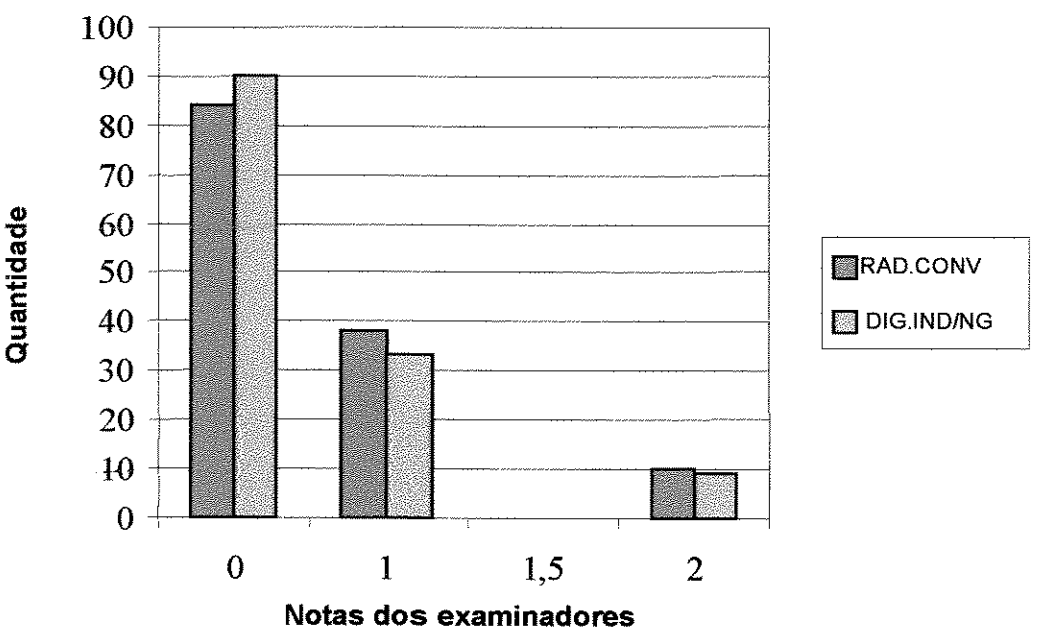


GRÁFICO 5.3.2 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação DIG.IND/NG com RAD. CONV.

5.3.3 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – BRILHO e CONTRASTE com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal mostrou que a diferença entre recursos é significante, ao nível de 5%. Os dados apresentados na TAB.5.3.3 e no GRAF.5.3.3 mostram que o percentual de notas altas é maior para radiografias digitais utilizando a ferramenta do brilho e contraste.

TABELA 5.3.3 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
BR/CONT	13(9,85)	59(44,70)	0(0)	60(45,45)	132

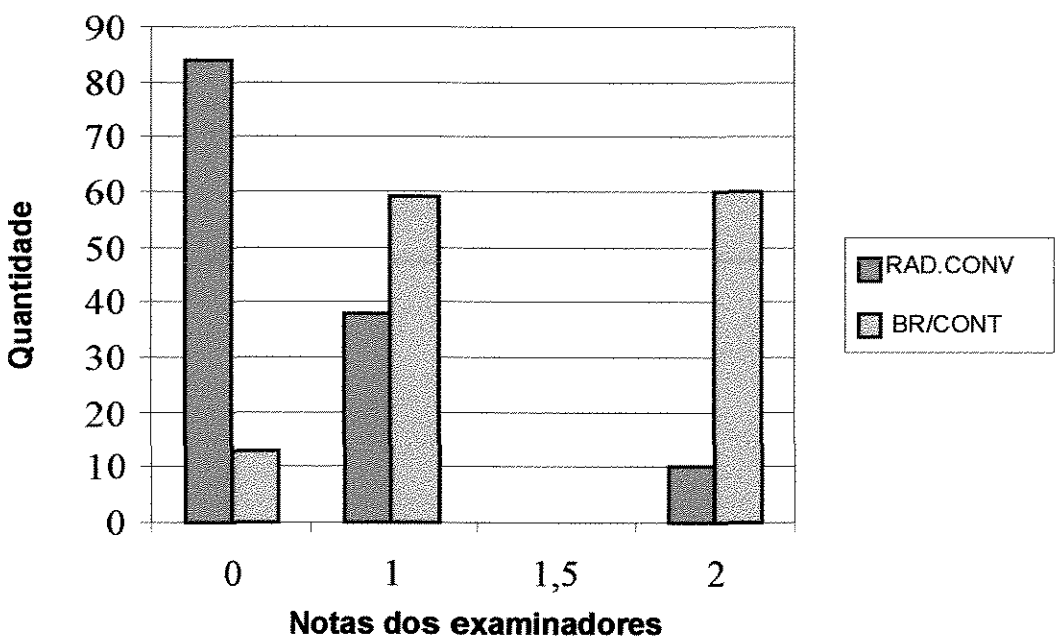


GRÁFICO 5.3.3 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação BR/CONT com RAD. CONV.

5.3.4 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – OTIMIZAÇÃO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal mostrou que a diferença entre recursos é significante, ao nível de 5%. Os dados apresentados na TAB.5.3.4 e no GRAF.5.3.4 mostram que o uso do recurso otimização das imagens digitais, determina notas mais altas, que aquelas obtidas nas radiografias convencionais.

TABELA 5.3.4 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,58)	132
OTIMIZ	16(12,12)	62(46,97)	0(0)	54(40,91)	132

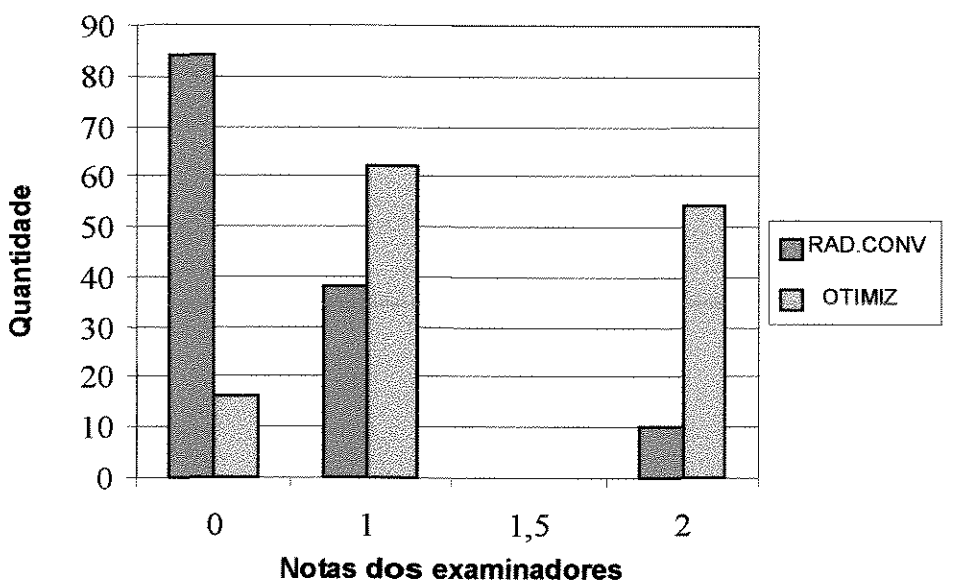


GRÁFICO 5.3.4 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação OTIMIZ com RAD. CONV.

5.3.5 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 2 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

Os dados apresentados na TAB.5.3.5 e no GRAF.5.3.5 mostram que as notas são maiores para o recurso ZOOM 2 da imagem digital, que aqueles obtidos na radiografia convencional. O teste do sinal mostrou que a diferença entre recursos é significante, ao nível de 5%.

TABELA 5.3.5 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
ZOOM 2	19(14,39)	65(49,24)	0(0)	48(36,36)	132

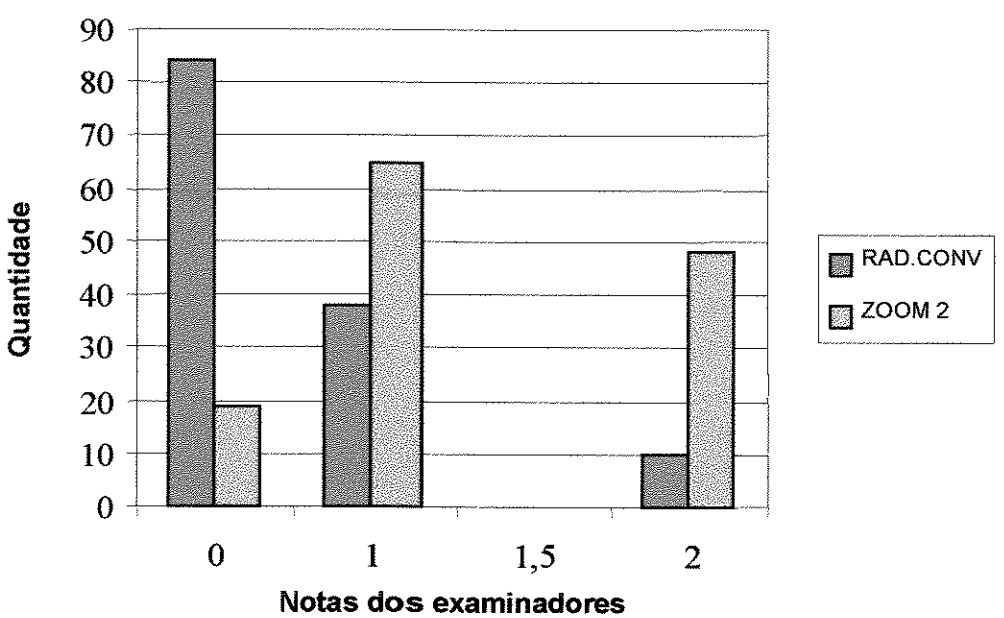


GRÁFICO 5.3.5 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 2 com RAD. CONV.

5.3.6 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 3 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.3.6 e o GRAF.5.3.6 mostram que o percentual de notas mais altas é maior para as imagens digitais que sofreram ampliação de 3 vezes (ZOOM 3), quando comparados com as radiografias convencionais.

TABELA 5.3.6 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
ZOOM 3	31(23,48)	66(50,00)	1(0,76)	34(25,76)	132

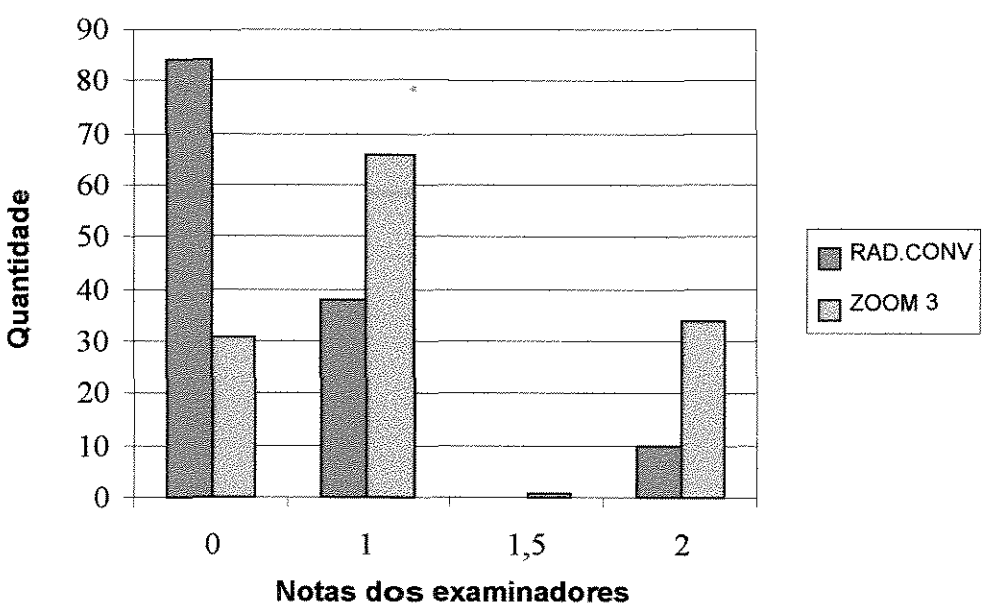


GRÁFICO 5.3.6 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 3 com RAD. CONV.

5.3.7 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 4 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.3.7 e o GRAF.5.3.7 mostram que as notas são mais altas para as imagens digitais submetidas ao uso da ferramenta ZOOM 4, mas o teste do sinal é não significante ao nível de 5%.

TABELA 5.3.7- Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
ZOOM 4	74(56,06)	44(33,33)	0(0)	14(10,61)	132

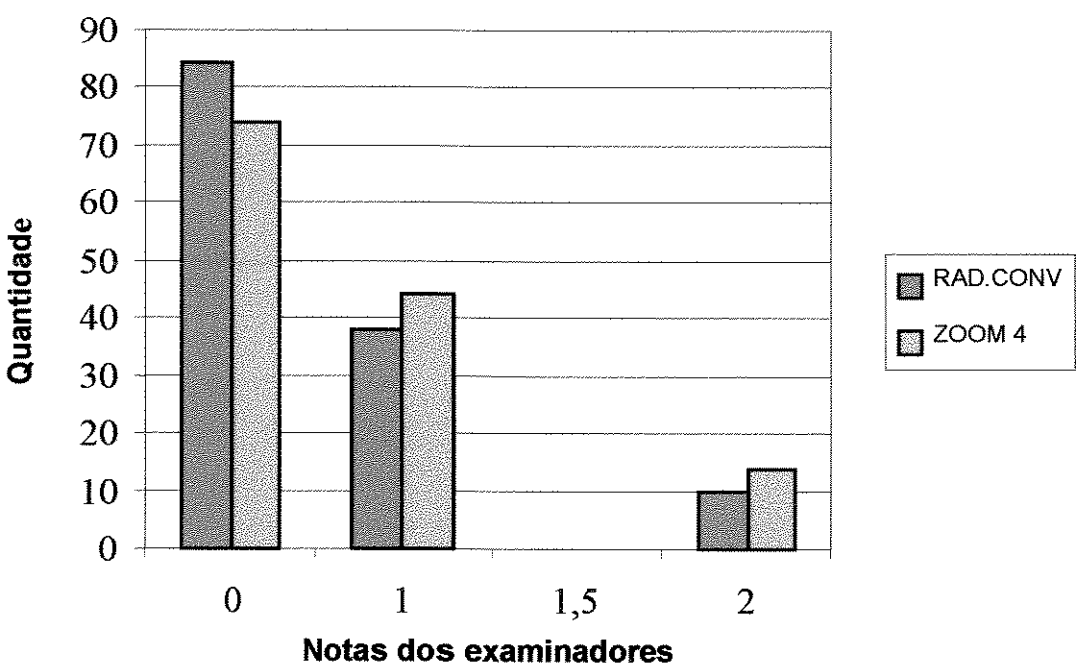


GRÁFICO 5.3.7 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 4 com RAD. CONV.

5.3.8 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – ZOOM 8 com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.3.8 e o GRAF.5.3.8 mostram que, para a ferramenta ZOOM 8 da imagem digital, as notas são muito menores que as obtidas na radiografia convencional.

TABELA 5.3.8 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0	10(7,57)	132
ZOOM 8	122(92,42)	7(5,30)	0	3(2,27)	132

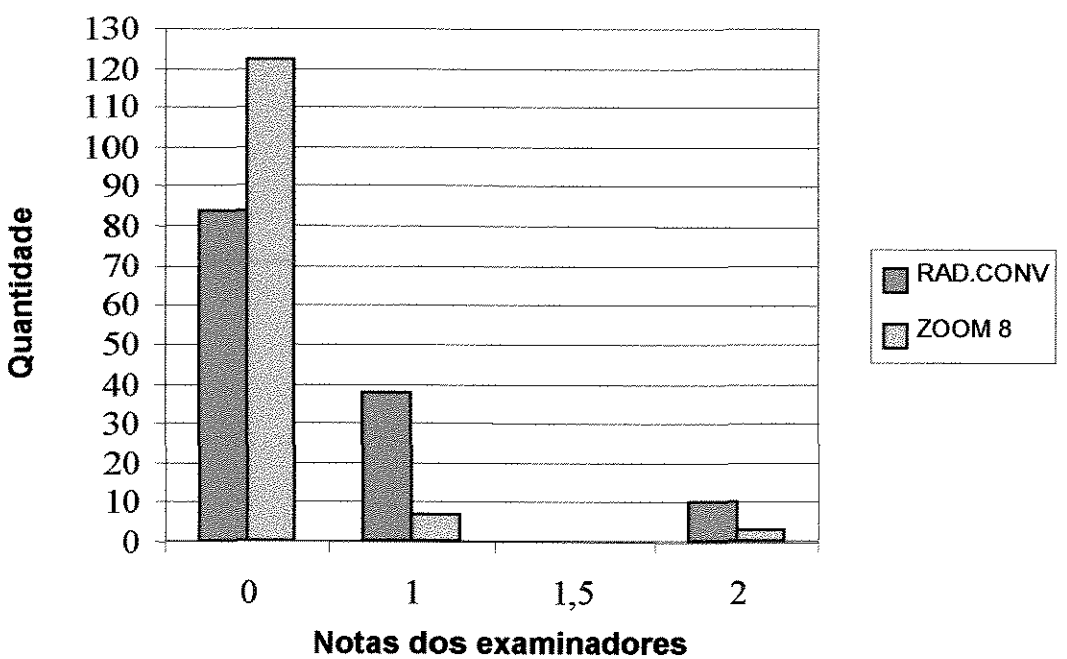


GRÁFICO 5.3.8 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação ZOOM 8 com RAD. CONV.

5.3.9 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – TERCEIRA DIMENSÃO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

É fácil ver, observando a TAB.5.3.9 e o GRAF.5.3.9, que a distribuição das notas é praticamente a mesma para os dois recursos (imagem digital em terceira dimensão e radiografia convencional). O teste do sinal é não significante.

TABELA 5.3.9 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
3D	88(66,67)	30(22,73)	1(0,76)	13(9,85)	132

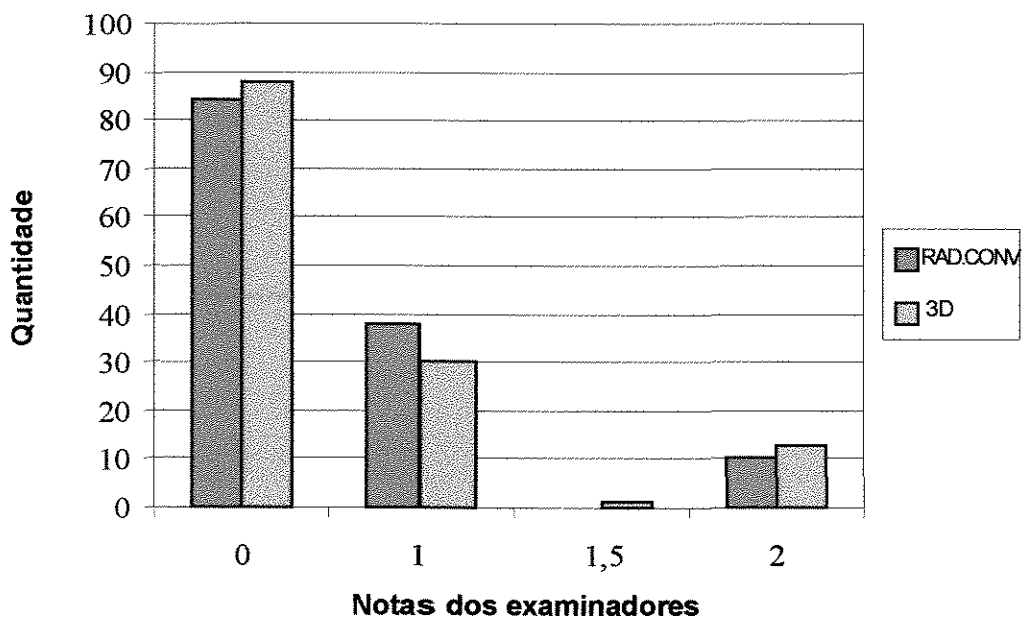


GRÁFICO 5.3.9 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D com RAD. CONV.

5.3.10 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – NEGATIVO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.3.10 e o GRAF.5.3.10 mostram que ocorrem notas maiores para imagens digitais com inversão de tons de cinza (NEG).

TABELA 5.3.10 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação NEG com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,58)	132
NEG	39(29,55)	52(39,39)	0(0)	41(31,06)	132

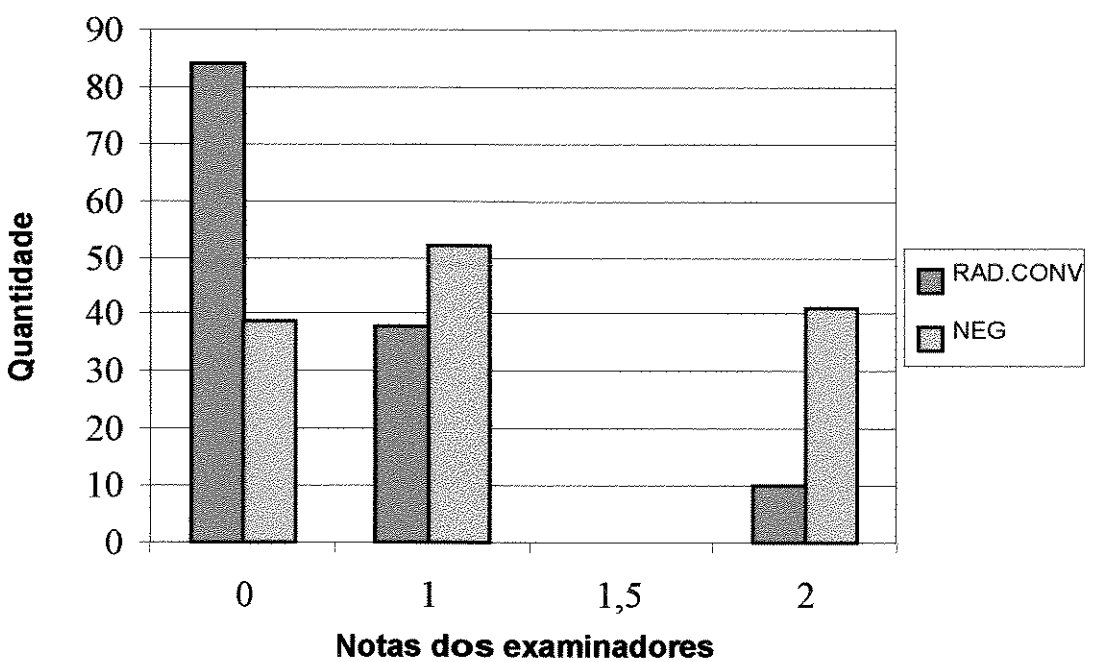


GRÁFICO 5.3.10 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação NEG com RAD. CONV.

5.3.11 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – TERCEIRA DIMENSÃO e NEGATIVO com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.3.11 e o GRAF.5.3.11 mostram que ocorrem notas mais altas quando se usa a somatória dos recursos de terceira dimensão e imagem negativa (3D+NEG) nas radiografias digitais, quando comparados com as radiografias convencionais. O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.3.11 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
3D + NEG	77(58,33)	30(22,73)	1(0,76)	24(18,18)	132

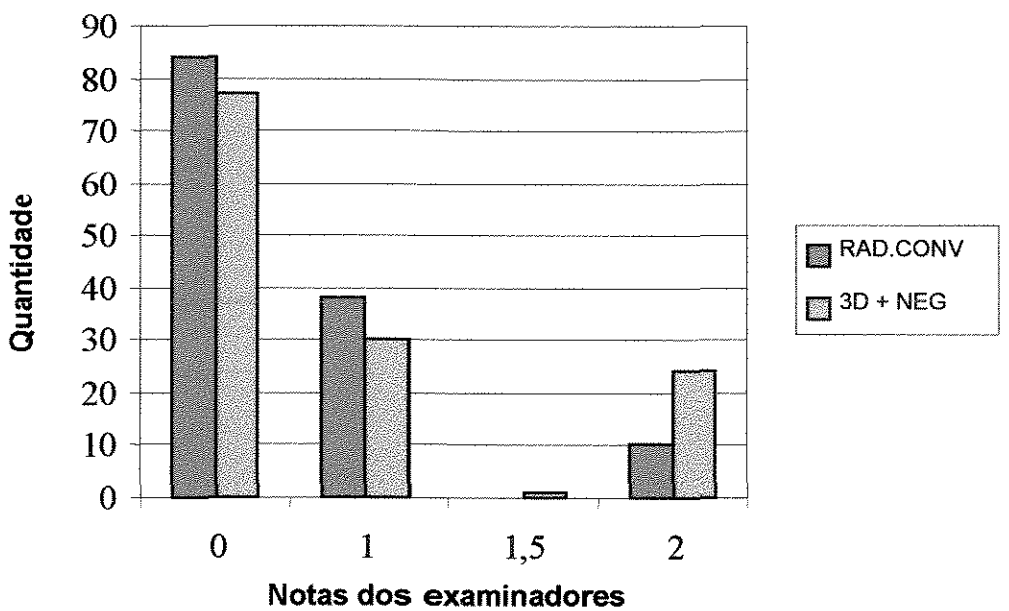


GRÁFICO 5.3.11 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 3D + NEG com RAD. CONV.

5.3.12 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – 1 COR com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

O teste do sinal é significante ao nível de 5%. A TAB.5.3.12 e o GRAF.5.3.12 mostram que, quando colorizou a imagem com uma cor no sistema digital, as notas são maiores.

TABELA 5.3.12 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 1 COR com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
1 COR	47(35,61)	47(35,61)	0(0)	38(28,78)	132

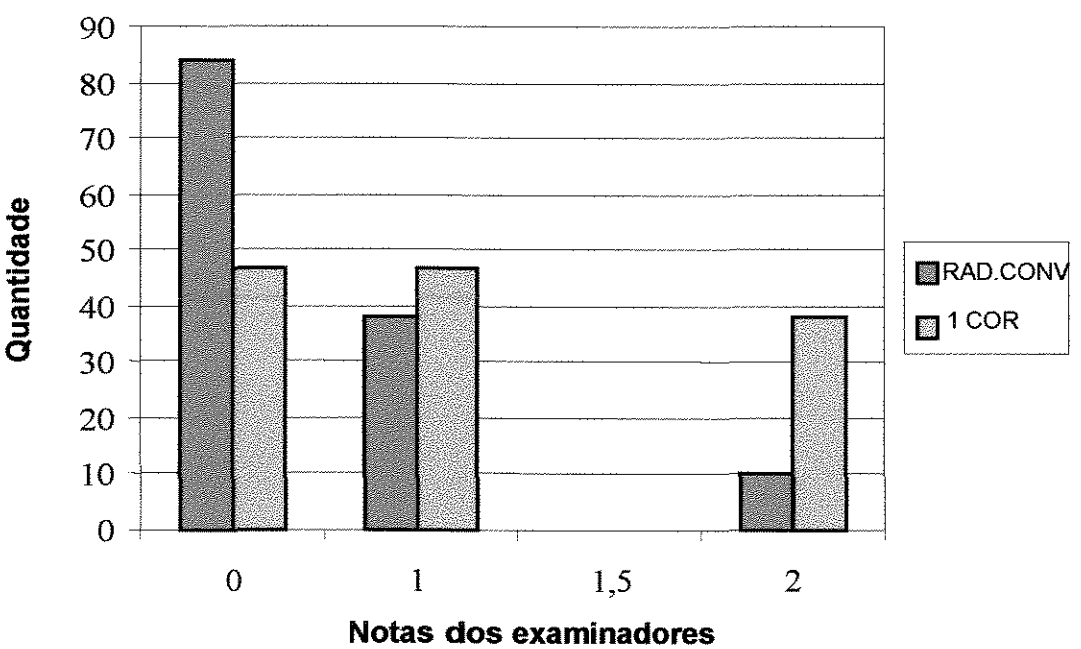


GRÁFICO 5.3.12 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 1 COR com RAD. CONV.

5.3.13 Comparação das RADIOGRAFIAS DIGITAIS DIRETAS – 2 CORES com RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS

A TAB.5.3.13 e o GRAF.5.3.13 mostram que as notas são mais altas quando se aplica a colorização utilizando a ferramenta duas cores do sistema digital. O teste do sinal é significante ao nível de 5%.

TABELA 5.3.13 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.

	0	1	1,5	2	Total
RAD.CONV	84(63,64)	38(28,79)	0(0)	10(7,57)	132
2 CORES	13(9,85)	45(34,09)	1(0,76)	73(55,30)	132

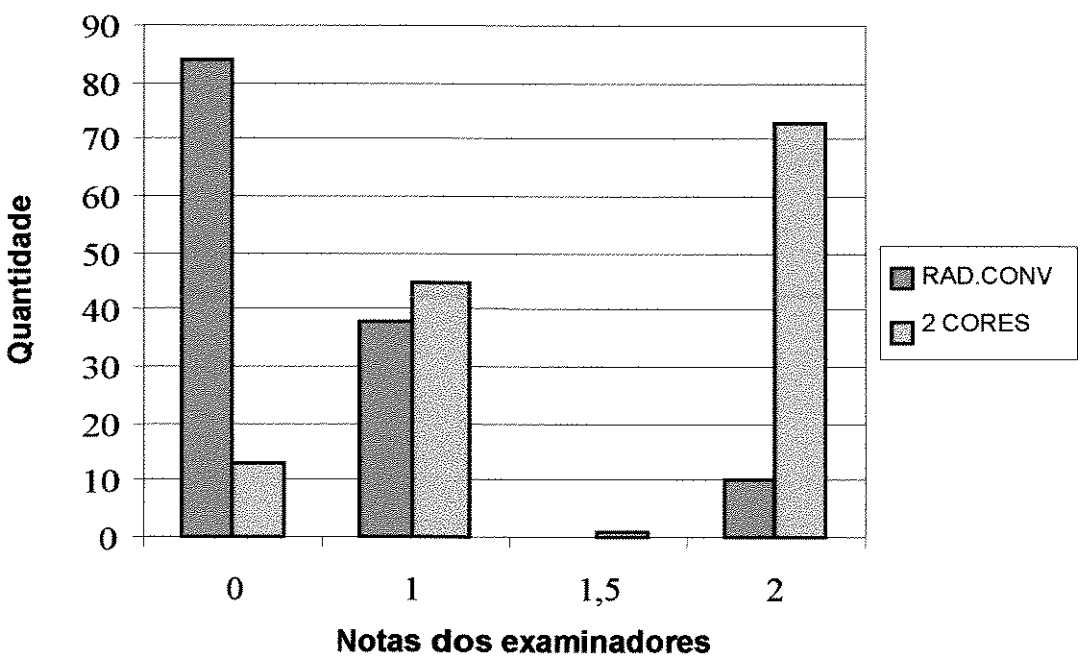
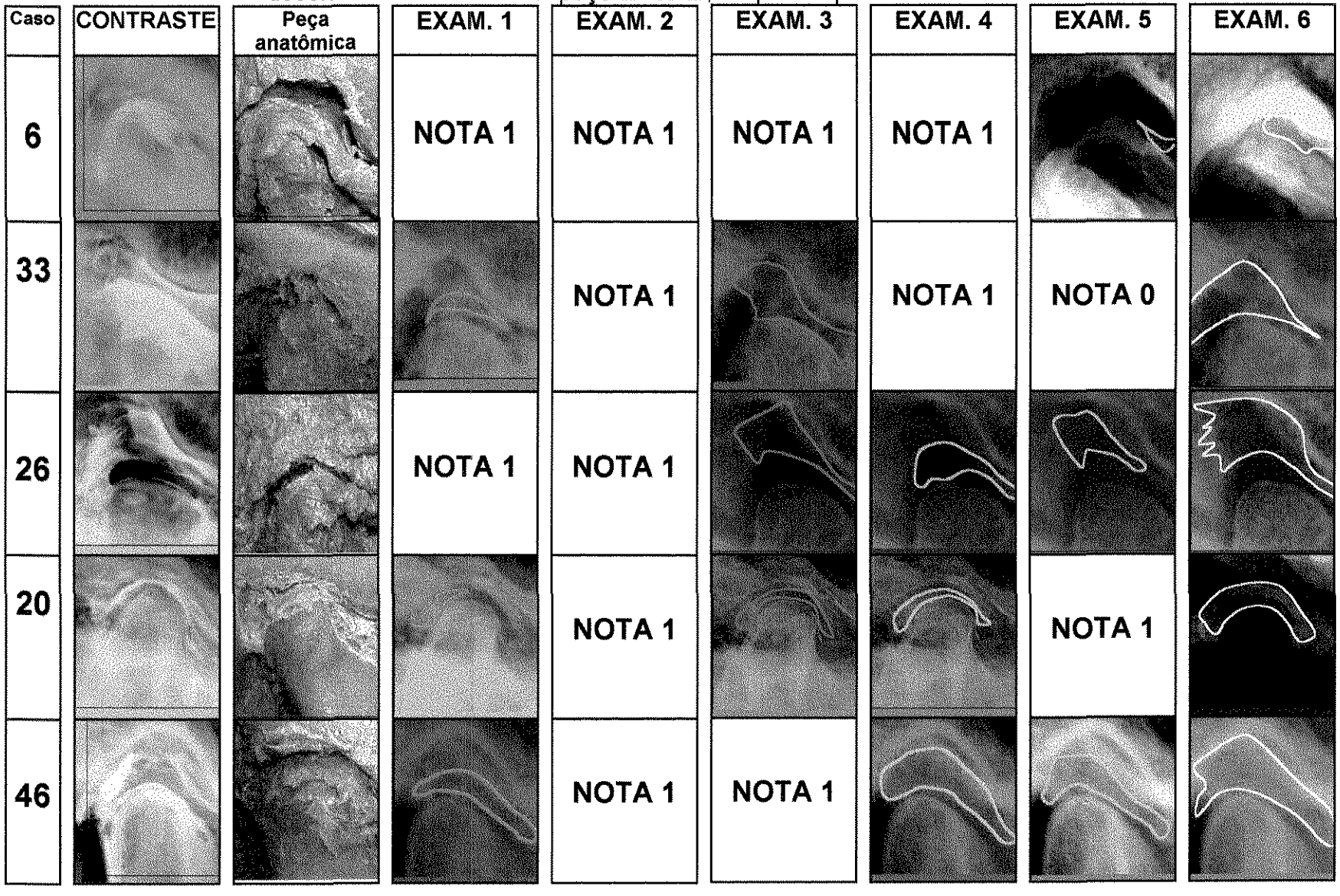


GRÁFICO 5.3.13 - Distribuição das notas, para espaço articular – Comparação 2 CORES com RAD. CONV.

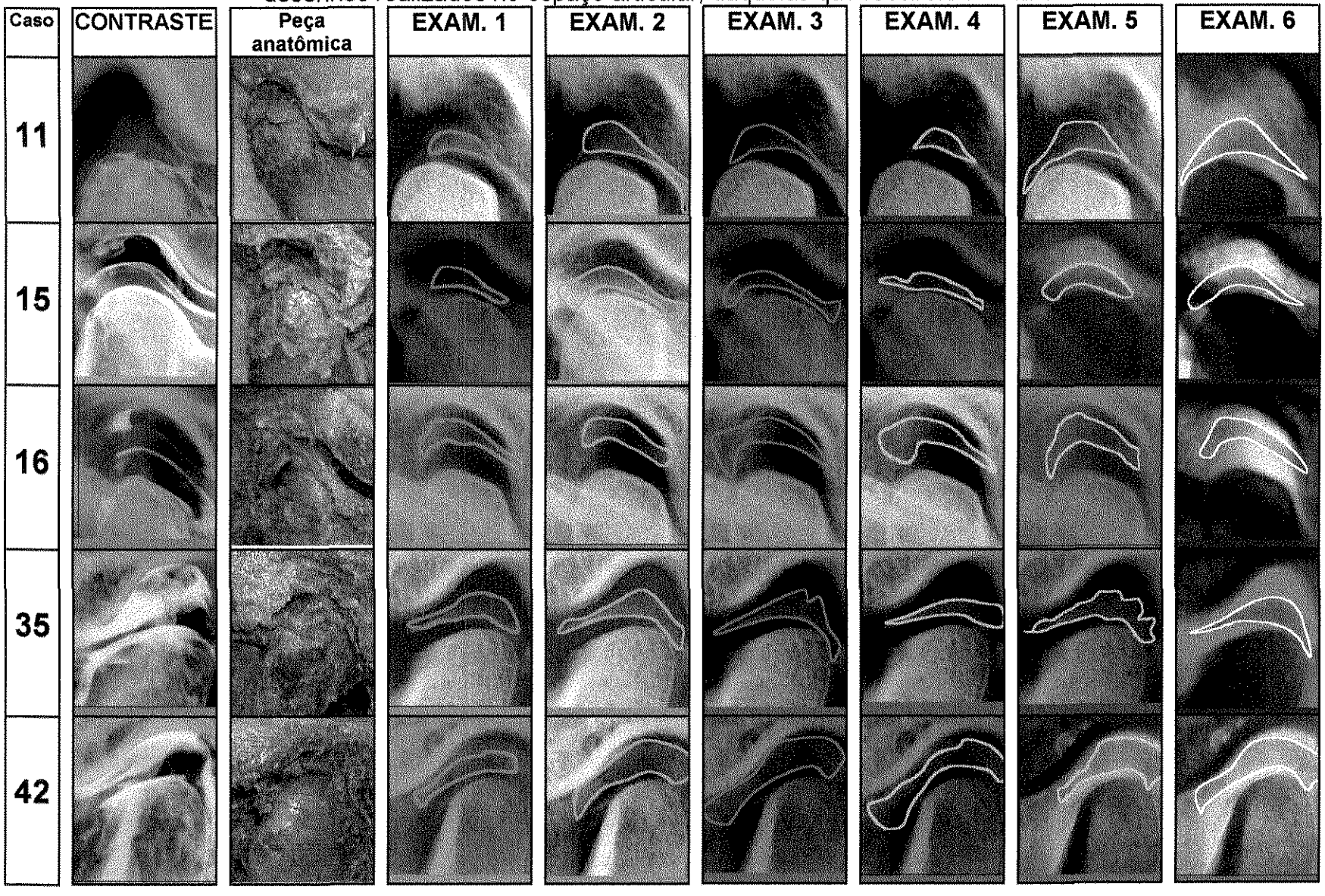
5.4 Desenhos dos Discos Articulares

Neste segmento apresentam-se as imagens digitais com contraste injetado nos espaços articulares, de todas as ATMs avaliadas, obtidas por meio do Sistema Digora, assim como as imagens, filmadas digitalmente, das peças anatômicas que apresentavam a cápsula articular dissecada. Essas imagens foram agrupadas em forma de pranchas, de modo que facilitasse a comparação das mesmas, com os desenhos realizados pelos examinadores. Estão dispostas somente as supostas imagens de disco articular que obtiveram nota dois para o espaço articular. Ainda realizou-se uma distribuição dos casos, para facilitar a visualização, de forma que os casos fossem divididos em dois grandes grupos: imagens de articulações com cápsula articular dissecada (PRANCHAS 5.4.1 e 5.4.2) e imagens de articulações com cápsula intacta (PRANCHAS 5.4.3, 5.4.4 e 5.4.5). Dentro desses dois grupos citados, as imagens foram distribuídas de acordo com o número de examinadores que conferiram nota 2 aos casos, por ordem crescente. Na segunda coluna da prancha apresentam-se as imagens digitais com contraste injetado no espaço articular. As imagens filmadas das peças anatômicas apresentam-se dispostas na terceira coluna, evidentemente somente para as PRANCHAS 5.4.1 e 5.4.2, onde as cápsulas articulares apresentavam-se dissecadas e , que seria possível observar o disco articular. As últimas seis colunas apresentam as imagens salvas pelos examinadores e os respectivos desenhos realizados.

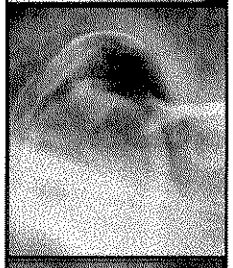
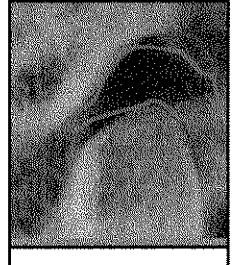
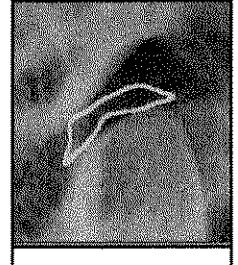
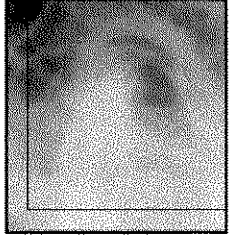
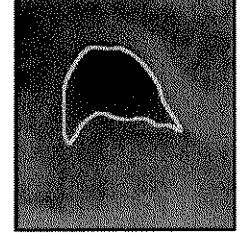
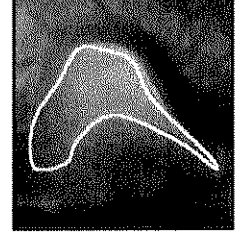
PRANCHA 5.4.1 Imagens radiográficas e anatômicas das ATMs com cápsula articular dissecada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2.



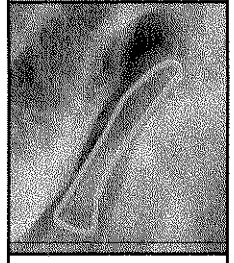
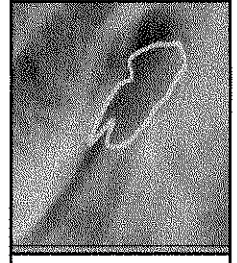
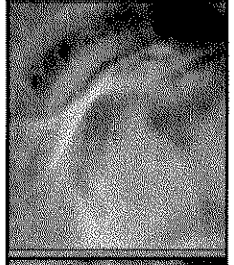
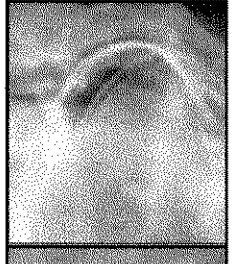
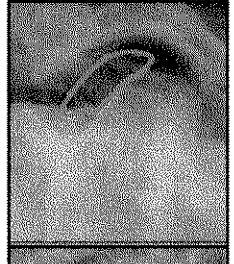
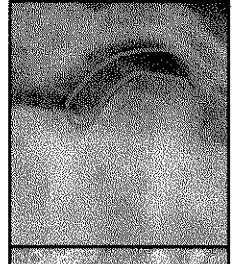
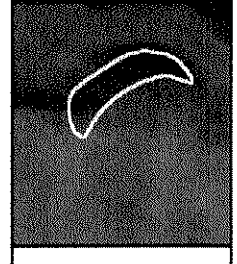
PRANCHA 5.4.2 Imagens radiográficas e anatômicas das ATMs com cápsula articular dissecada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2.



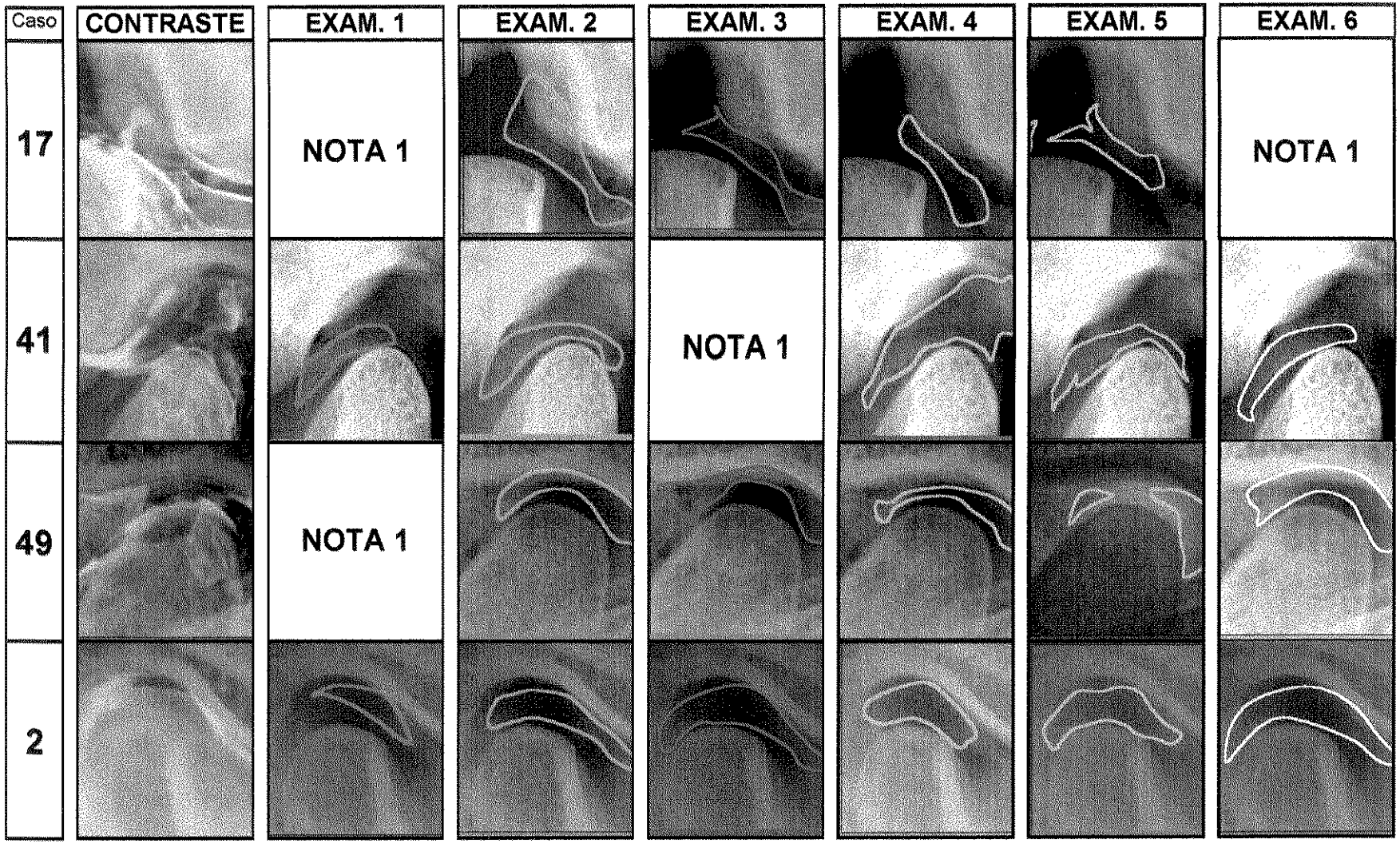
PRANCHA 5.4.3 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2.

Caso	CONTRASTE	EXAM. 1	EXAM. 2	EXAM. 3	EXAM. 4	EXAM. 5	EXAM. 6
10		NOTA 1	NOTA 0	NOTA 1	NOTA 0	NOTA 1	NOTA 1
47		NOTA 1	NOTA 1		NOTA 0	NOTA 0	NOTA 0
31		NOTA 1	NOTA 1			NOTA 1	NOTA 1
40		NOTA 1	NOTA 0	NOTA 1	NOTA 1		

PRANCHA 5.4.4 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2.

Caso	CONTRASTE	EXAM. 1	EXAM. 2	EXAM. 3	EXAM. 4	EXAM. 5	EXAM. 6
8		NOTA 1		NOTA 1	NOTA 1		NOTA 1
43			NOTA 1		NOTA 1	NOTA 1	NOTA 1
1			NOTA 1		NOTA 1	NOTA 1	
7					NOTA 1	NOTA 1	NOTA 1

PRANCHA 5.4.5 Imagens radiográficas das ATMs com cápsula articular fechada e desenhos realizados no espaço articular, daquelas que receberam nota 2.



6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A complexidade da Articulação Temporomandibular a torna, como a maioria das articulações, uma estrutura importante na integridade da saúde do indivíduo. Entretanto, em relação às outras articulações, a ATM é uma estrutura ímpar devido a algumas particularidades: diferentemente das demais articulações, o seu perfeito funcionamento está na dependência de que qualquer alteração que ocorra em uma das articulações, posteriormente ou dependendo de alguns fatores individuais, afetará a articulação contralateral. Outro fator a ser considerado, e este está relacionado somente a ATM, é o fato de que ela apresenta um ponto de fechamento ou de estabilização. Este ponto é dado pela oclusão do indivíduo. Sendo assim, pode-se supor que, havendo alterações na oclusão, a ATM sofrerá algum dano no seu funcionamento. Salienta-se que existem muitos fatores que podem atuar separadamente ou conjuntamente no funcionamento da ATM. Daí a natureza multifatorial que é levada em consideração no diagnóstico e tratamento das disfunções temporomandibulares.

Quando analisadas as estruturas articulares, ósseas e de tecido mole, torna-se claro que o disco interarticular corresponde à estrutura cujo papel nas desordens internas temporomandibulares é de grande relevância. Exatamente por isso, o diagnóstico das desordens internas da ATM torna-se bastante limitado. Essa limitação pode estar relacionada ao fato de que as técnicas radiográficas

convencionais não oferecem imagem desta estrutura, ficando o diagnóstico limitado somente à análise do espaço interarticular e consequentemente à posição condilar. Até mesmo a análise das estruturas ósseas torna-se difícil, visto que as alterações degenerativas são observáveis radiograficamente somente após ter ocorrido destruições consideráveis e, como se supõe, para que ocorram alterações degenerativas na ATM o disco interarticular provavelmente já deva ter sofrido algum dano em sua principal função que é de amortecer os choques mecânicos entre as estruturas ósseas.

Diante da importância do diagnóstico precoce de alterações ósseas e deformações do disco articular, a Ressonância Magnética assume um papel de fundamental importância, associado ao fato de que não utiliza radiação ionizante. Porém seu custo, de certa forma, limita sua utilização

A proposta deste estudo foi avaliar um exame alternativo que, apesar de utilizar radiação ionizante, possui um menor custo e apresenta a possibilidade de visualização de tecido mole no espaço articular. Fato este relatado por DÁVILA *et al.*(1993), que ao estudarem as imagens da ATM com sensores tipo CCD verificaram a possibilidade da observação de algum tecido mole, já que observação do disco articular é de suma importância para avaliação de disfunções da ATM como citam KATZBERG *et al.* (1980), DOLWICK & DIMITROULIS (1996). O Sistema Digora foi escolhido por apresentar uma escala dinâmica de densidade na proporção de 4096:1, contra 256:1 do sistemas CCD (VANDRE & WEBBER,

1995), o que pressupõe que encontrar-se-ão resultados mais satisfatórios ao utilizar-se esse sistema.

Já as radiografias transcranianas apresentam inúmeras limitações na imagem resultante, porém concorda-se com GYNTHER & TRONJE (1998) ao afirmarem que o uso da radiografia transcraniana, associada à digital, e ainda as informações clínicas permitem indicá-la para estágios mais avançados de degenerações.

Neste trabalho, foram utilizadas radiografias transcranianas sem correção da angulagem horizontal, pois apesar de TALLEY *et al.* (1990) terem afirmado que as mesmas apresentam um valor limitado, ALMEIDA *et al.* (1997) relataram que os espaços verificados nas técnicas padrão e corrigida não apresentam diferenças significantes. E ainda BÓSCOLO *et al.* (1998) verificaram que as posições condilares e os espaços articulares apresentaram-se iguais quando compararam as tomadas transcranianas com as tomografias lineares.

Existe unanimidade entre os autores que pesquisam a ATM (RIBEIRO, 1996 ; MOHL & DIXON, 1994; CIRBUS *et al.*, 1987; LARHEIM, 1995, WESTESSON, 1998) em afirmar que as imagens obtidas por meio de exames por ressonância magnética é o método de escolha para observação de tecidos moles, pois não utiliza radiação ionizante e não existem danos conhecidos. Porém existem contra-indicações conhecidas, tais como: alto custo; é inadequada para pacientes que apresentam claustrofobia, já que o equipamento circunda o local do

exame, dando a sensação de local fechado; é inadequada para pacientes com grampos de aneurisma cerebral ou marca passos cardíaco de acordo com LAURELL *et. al.* (1989), e ainda ocorrem distorções em locais com materiais ferromagnéticos conforme citam CIRBUS *et al.* (1987), LAURELL *et. al.* (1989).

A artroscopia, apesar de não ser um exame rotineiramente realizado, devido à dificuldade técnica (DOLWICK *et al.*, 1979), seria uma alternativa para aqueles pacientes para os quais existe contra-indicação da ressonância magnética. Porém, trata-se de um procedimento invasivo, e existe considerável risco de dano das estruturas da articulação quando a injeção de contraste é realizada no compartimento inferior. Se efetuada no compartimento superior, isoladamente, fracassaria em revelar processos inflamatórios e doenças degenerativas do compartimento inferior, apesar das alterações do compartimento inferior refletirem no superior (GYNTHER & TRONJE-1998).

Ainda acredita-se que as alterações patológicas associadas a deformidade do disco, que seriam superfícies irregulares, proliferações ósseas e calcificações, seriam observadas em estágios mais iniciais devido à possibilidade de manipulação da densidade e contraste e ainda detecção mais eficiente do baixo contraste, concordando com autores como: SVANAES *et al.* (1996), HILDEBOLT *et al.* (1997), HUDA *et al.* (1997), SVANAES *et al.* (1996), OLIVEIRA (1999); SANTOS, (1999).

As imagens digitais tem contribuído grandemente para a avaliação do desenvolvimento de processos patológicos como relata PRAPANPOCH *et al.* (1993,) e para avaliação de alteração no posicionamento do côndilo por meio da subtração digital (KAPA *et al.*-1993, TYNDALL *et al.* -1991). Os resultados obtidos neste trabalho indicam a possibilidade de explorar ainda mais as mesmas imagens utilizadas para posterior subtração digital, não se limitando aos dados fornecidos somente pelos tecidos duros, mas também as imagens de tecidos moles.

Os dados apresentados nos resultados foram agrupados no presente capítulo para melhor entendimento, considerando a distribuição do percentual de notas 2 (TAB.6.1) e a comparação do recurso utilizado com a radiografia convencional de acordo com a estrutura a ser avaliada(TAB.6.2).

TABELA 6.1 - Distribuição do percentual de notas 2 segundo o recurso utilizado e a estrutura analisada

RECURSO	FOSSA MANDIBULAR	CÔNDILO	ESPAÇO ARTICULAR
RAD.CONV	66,67	64,39	7,58
F-DIGT/BC	75,76	75,00	13,64
F-DIGT/NG	72,73	78,03	6,82
BR/CONT	73,48	88,64	45,45
OTIMIZ	71,97	84,84	40,91
ZOOM 2	60,60	82,57	36,36
ZOOM 3	41,67	64,39	25,76
ZOOM 4	13,64	25,76	10,61
ZOOM 8	3,03	6,06	2,27
3D	15,15	46,97	9,85
NEG	73,48	88,64	31,06
3D+NEG	31,06	56,82	18,18
1 COR	61,36	62,12	28,78
2 CORES	80,30	93,18	55,30

TABELA 6.2 - Distribuição dos resultados –
Comparação dos recursos com a imagem radiográfica convencional, segundo o recurso e a estrutura utilizando o Teste do Sinal

RECURSO	FOSSA MANDIBULAR	CÔNDILO	ESPAÇO ARTICULAR
F-DIGT/BC	melhor	melhor	melhor
F-DIGT/NG	melhor	melhor	n.s.
BR/CONT	melhor	melhor	melhor
OTIMIZ	melhor	melhor	melhor
ZOOM 2	n.s.	melhor	melhor
ZOOM 3	pior	n.s.	melhor
ZOOM 4	pior	pior	n.s.
ZOOM 8	pior	pior	pior
3D	pior	pior	n.s.
NEG	melhor	melhor	melhor
3D+NEG	pior	pior	melhor
1 COR	pior	n.s.	melhor
2 CORES	melhor	melhor	melhor

n.s.: diferença não significante

Para melhor entendimento, passaremos a discutir os resultados das avaliações feitas pelos examinadores em dois segmentos; primeiro, Imagem Radiográfica Digitalizada Indireta, comparando-a com as Imagens Convencionais e, posteriormente, Imagem Digital Direta, comparando-a com as Imagens Convencionais, Digitais Indiretas e os recursos disponíveis da Digital Direta:

IMAGENS DIGITAIS INDIRETAS:

Observando a TAB.6.1 pode-se verificar que as radiografias digitalizadas, as quais foram submetidas ao uso dos recursos de brilho e contraste, apresentaram maior percentual de notas 2, para as três estruturas avaliadas (fossa mandibular, côndilo e espaço articular), apresentaram os resultados significantemente melhores em relação ao uso da radiografia convencional, como podemos observar na TAB.6.2, coincidindo com os achados de WENZEL em 1987 e 1988, WENZEL *et al.* em 1990 e 1991, VERSTEEG *et al.* em 1997, e OLIVEIRA em 1999 ao estudarem imagens radiográficas convencionais intra-bucais. Utilizando o recurso da imagem negativa, tal condição se repetiu apenas em relação à análise do côndilo, pois a fossa mandibular e o espaço articular não apresentaram diferenças significantes em relação ao método convencional. Observando a distribuição geral das notas (TAB.6.1), verificou-se, ainda, que o recurso de brilho e de contraste no filme digitalizado apresentou maior quantidade de notas 2 para a fossa mandibular e o côndilo, enquanto que o recurso negativo foi melhor para visualização do côndilo.

Acredita-se que isso se deva à grande sobreposição de estruturas na fossa mandibular, o que dificultaria mais ainda a visualização da imagem, de forma inversa ao rotineiramente observado nas radiografias convencionais.

No espaço articular, os examinadores verificaram a possibilidade de visualização de alguma estrutura de tecido mole. Como é de conhecimento geral, não são esperados resultados positivos em radiografias convencionais. As notas 1 e 2, referentes à observação de alguma imagem no espaço provavelmente deve-se ao fato de a amostra tratar de peças anatômicas conservadas em formol há vários anos, o que justificaria um pequeno aumento da densidade dos tecidos moles, conforme observa-se na TAB.6.1 (7,58%: RAD.CONV, 13,64%: DIG.IND/BC e 6,82%: DIG.IND/NG). A alta porcentagem de notas zero (63,64%) verificada na TAB.5.3.1 para as imagens radiográficas convencionais coloca a amostra desta pesquisa em possibilidade de estudo, onde verificar-se-á se ocorreu aumento ou não de notas que sugerem a visualização de tecido mole. Clinicamente, pode-se considerar que os resultados gerais significantemente melhores para côndilo e fossa mandibular podem ajudar na verificação da integridade dos mesmos, naqueles casos onde existe dúvida quanto as suas condições. Apesar de VERSTEEG *et al.* (1997), terem considerado inviável a digitalização de imagens em clínicas odontológicas devido ao aumento do tempo gasto e necessidade de equipamento digitalizador adicional, lembramos que o *Scanner* de Transparência é um equipamento rotineiramente utilizado em clínicas para os mais variados usos, inclusive para digitalização de telerradiografias laterais e posterior realização de traçado cefalométrico. Quanto ao tempo gasto para a digitalização, concordamos com WENZEL (1991), que afirma que o ajuste digital da densidade e contraste podem resultar num número menor de exames e repetições, diminuindo assim a dose de radiação recebida pelo paciente.

IMAGENS DIGITAIS DIRETAS:

Os resultados desta pesquisa demonstraram melhor desempenho do Sistema Digora em relação ao método convencional e às imagens digitalizadas. Os achados deste estudo coincidem com os de JACOBS *et al.*(1998) que, ao verificarem imagens panorâmicas digitais, notaram um aumento substancial da qualidade da imagem. Fator que pode ser explicado pela ampla latitude da placa de fósforo, já descrita em 1985 por KASHIMA *et al.*, em 1995 VANDRE & WEBBER registraram a proporção de 4096:1 e SVANAES *et al.* em 1996, foram mais além, afirmando que a placa de fósforo apresenta uma proporção de 10000:1, enquanto que o filme com *ecran* apresenta 40:1.

COWEN *et al.*, em 1993, afirmaram que a maior vantagem do sistema radiográfico de fósforo fotoestimulável foi a manutenção de alta eficiência de imagem (eficiência do limiar de detecção) sob uma extensa faixa de exposição e a apresentação das imagens consistentes independe do nível de exposição. Os filmes com placa intensificadora possuem uma faixa limitada sobre a qual eles mantém seu limiar máximo de eficiência de detecção e uma imagem consistente com um controle exato de exposição. Outro aspecto importante encontrado foi que o sistema Digora realiza uma pré leitura da imagem, produzindo a mesma com ótima qualidade. Muitos trabalhos estudados destacam a ampla escala dinâmica do sistema Digora, tais como VANDRE & WEBBER e WENZEL & GRÖNDAHL em 1995, GRÖNDAHL, SVANAES *et al.*, MOYSTAD *et al.*, BORG & GRÖNDAHL,

FARMAN *et al.* e LIM *et al.* em 1996, HUDA *et al.* em 1997, VERSTEEG ainda em 1997 e finalmente WENZEL em 1998.

A ampla escala dinâmica, segundo VERSTEEG *et al.* (1997), deve-se ao ajuste automático de exposição e WENZEL (1993) e WATANABE *et al.* (1999) afirmaram que, pela imagem digital não ser estática, ela pode sofrer alterações, melhorando assim a nitidez dos limites estruturais.

A utilização de todos os recursos disponíveis no equipamento digital Digora, realizada pelos examinadores, permitiu que se verificasse a validade dos mesmos, individualmente, no que se refere ao estudo da articulação temporomandibular.

RECURSO BRILHO E CONTRASTE

O recurso de brilho e de contraste utilizado nas imagens obtidas pelo Sistema Digora apresentaram resultados significantemente melhores para as três estruturas avaliadas, quando comparados com as imagens convencionais; verificou-se uma diminuição na porcentagem de notas 0, ou seja melhora das imagens. A fossa mandibular que apresentava 5,3% na radiografia convencional passou a ter 2,27% na radiografia digitalizada quando aplicou-se esse recurso (TAB.5.1.3) e o côndilo de 4,54% passou a zero (TAB.5.2.3) demonstrando

também melhora na imagem. Essa condição se repetiu em relação às notas 1, para ambas as estruturas, porém em maior grau para o côndilo (de 31,06% para 11,36% - TAB.5.2.3). Em relação à porcentagem de notas 2, a fossa mandibular passou de 66,67% para 73,48% e o côndilo de forma mais acentuada, de 64,40% para 88,64% (TAB.6.1). Esses resultados possibilitam afirmar, em relação à amostra em questão, que as imagens digitais apresentam grande superioridade na verificação de integridade de estruturas ósseas da articulação temporomandibular, e ainda, que estes valores justificariam maiores pesquisas com cadáveres recentes e mesmo em seres humanos.

Já em 1991, WENZEL *et al.* relataram que os filtros de contraste melhoram a qualidade da imagem e os dados desta pesquisa, coincidem com esses dados e ainda com achados de LIM *et al.*(1996), que afirmaram que a intensificação digital contribuiu para um bom escore global da qualidade de imagem. Também GOTFREDSEN *et al.* (1996) relataram que os examinadores tiraram maior proveito do uso de brilho e de contraste, em relação aos outros recursos disponíveis nos sistemas digitais. Os estudos apresentados por DAVILA *et al.* (1993), que utilizaram sensores tipo CCD para captar imagens digitais da ATM, destacaram sua importância para a verificação de alterações morfológicas das superfícies articulares, o que também destacamos para o Sistema Digora.

O mesmo fato descrito anteriormente ocorreu em escala ainda mais acentuada com as imagens do espaço articular, com uma sensível diminuição de notas zero conferidas aos casos em que não seria possível observar tecido mole.

Essa redução de notas zero das radiografias digitais em relação ao método convencional foi de 63,64% para 9,85 % (TAB.5.3.3), ou seja, as imagens digitais diretas possibilitaram o aumento do número de notas diferentes de zero. Fato que também foi verificado em relação ao filme digitalizado com o qual foram utilizados os recursos de brilho e de contraste, porém em proporções bem menores (51,51% -TAB.5.3.1). Já as porcentagens de nota 1 se acentuaram de 28,79% para 44,70% (TAB.5.3.3), indicando um aumento de casos em que seria possível observar o tecido mole, porém sem a possibilidade de delimitá-lo. As notas 2, que se referem a imagens sugestivas de disco articular, as quais os examinadores sentiam segurança em indicar a imagem do mesmo, tiveram um aumento de 7,57% para 45,45%. SVANAES *et al.* (1996), HILDEBOLT *et al.* (1997), HUDA *et al.* (1997), em estudos onde compararam imagens radiográficas convencionais e imagens digitais também encontraram os mesmos resultados na detecção de baixo contraste, afirmando que essa eficiência está diretamente relacionada com a ampla escala dinâmica e menor detecção de ruído

Já em 1993, WENZEL cita que uma mesma imagem radiográfica pode ser útil para duas situações, por exemplo, para observação de crista óssea alveolar tornando-a pouco densa, e detecção de cáries deixando a radiografia bem mais escura; relatou, ainda, que a nitidez pode ser aumentada utilizando filtros especiais que tornam mais nítidos os limites, facilitando a delimitação entre um tecido patológico e um sadio. Fato este que foi confirmado neste trabalho, onde foi

possível observar em uma mesma imagem tecido mole e tecido duro, pela possibilidade de manipulação da imagem.

Tratando-se do bom desempenho da placa de fósforo em baixos contrastes, BORG & GRÖNDAHL (1996) afirmaram que o sistema Digora foi melhor no que diz respeito à verificação de filigranas em corpos de prova; já GOLUBOW *et al.* (1994) afirmaram que a intensificação da imagem digital permite a observação de pequenas variações de profundidade em objetos de teste, através de restauração de resina composta, fato que pode ser equiparado com este trabalho, já que na radiografia transcraniana existe grande sobreposição de estruturas, e pode ser observado melhor desempenho do Sistema Digital no que se refere à fossa mandibular e côndilo.

RECURSO OTIMIZAÇÃO:

O recurso de Otimização teve um comportamento semelhante ao apresentado pelo uso somente do brilho e do contraste, quando comparados com as imagens convencionais, porém de forma menos acentuada como podemos ver na TAB.6.1. Comparando os resultados obtidos com a utilização do recurso do brilho e do contraste, é possível afirmar, que não se justifica a somatória deste recurso quando as imagens são obtidas digitalmente para a ATM, porém MOYSTAD *et al.* (1996) relataram a superioridade dos sistemas digitais no que se refere ao uso de realce.

RECURSO ZOOM:

Observando os resultados obtidos pelos diferentes graus de ampliação da imagem (ZOMM 2, 3, 4 e 8), e comparando-os com os resultados das imagens digitais, em que foi utilizado somente o recurso de brilho e contraste, pode-se afirmar que os mesmos não são adequados para visualização de imagens da ATM. Observando-se a TAB.6.2, verifica-se que os resultados foram progressivamente piores conforme a imagem sofreu crescentes ampliações, o que pode ser visualizado nas FIG. 4.3, 4.4, 4.5 e em especial na FIG. 4.6 onde a granulação da imagem é bem visível. Somente o recurso ZOOM 2 foi significantemente melhor para côndilo e espaço articular em relação ao uso da radiografia convencional, porém com pior resolução em relação ao primeiro recurso utilizado no Sistema Digital Digora (brilho e contraste). A ampliação inicial apresentada na tela já é suficiente para um bom diagnóstico, concordando com os dados apresentados por NESSI *et al.* (1995) e LIM *et al.* (1996), nos quais o sensor possui um tamanho de 3 X 4 cm e a imagem aparece na tela com tamanho de aproximadamente 21 X 16 cm (5,3 vezes de ampliação).

RECURSO TERCEIRA DIMENSÃO:

O recurso 3D apresentou uma porcentagem significantemente menor de notas 2 para a o côndilo e fossa mandibular, sendo este último mais acentuado, de 66,67% no exame convencional para 15,15% neste, como nota-se na TAB.6.1.

O espaço articular não apresentou diferença significante com relação ao resultados obtidos por meio do método convencional. Porém todas as estruturas analisadas apresentaram resultados inferiores aos obtidos no primeiro recurso (brilho e contraste) utilizado pelo sistema digital, denotando que no caso da região em estudo, o recurso relatado, assim como o recurso de ampliação da imagem não acrescentam nenhuma vantagem. Acredita-se que a ferramenta de terceira dimensão realça os limites de determinadas estruturas, quando não existe sobreposição de estruturas anatômicas adjacentes. No caso deste trabalho, em que a sobreposição sempre estava presente, a imagem de forma diferenciada, com relevo, em relação àquela normalmente observada em radiografias, confundiu os examinadores.

RECURSO NEGATIVO:

Quanto ao recurso negativo é interessante verificar que, para as estruturas ósseas (fossa mandibular e côndilo), os resultados foram similares àqueles obtidos com o uso de brilho e contraste (porcentagens iguais de notas 2 – TAB.6.1). Mas o mesmo não ocorreu com o espaço articular, apesar de apresentarem maior quantidade de notas 2 que a imagem convencional; os resultados foram inferiores àqueles obtidos pela imagem digital utilizando o recurso de brilho e contraste, ocorrendo um grande aumento no número de notas zero (TAB.5.3.10).

RECURSO 3D + NEGATIVO:

Ao realizarmos a somatória de dois recursos: 3D + NEGATIVO, pudemos verificar que a quantidade de notas 2 foram significantemente menores, para o côndilo e fossa mandibular, quando comparada com os resultados das imagens radiográficas convencionais, ocorrendo um aumento de notas 2 com relação ao uso de somente o recurso 3D (de 15,15% para 31,06% - TAB.6.1)), porém ainda inferior aos altos índices verificados ao recurso de brilho e contraste. Esse fato poderia ser justificado pelo uso do recurso negativo acrescido. Quanto ao espaço articular, observamos resultados bem melhores que aqueles encontrados nas imagens convencionais, porém ainda inferiores ao recurso BR/CONT. Acredita-se que esse fato ainda possa ser justificado pelos descritos nos dois recursos citados anteriormente.

RECURSO 1 COR:

Quando introduziu-se o recurso de colorização - uma densidade escolhida recebeu uma cor, com a possibilidade de gradualmente alterar a densidade a ser colorizada -, verificou-se que as porcentagens de notas 2 foram menores para as estruturas ósseas, com resultados significantemente menores para a fossa mandibular. O espaço articular recebeu notas próximas àquelas obtidas quando utilizou-se a ferramenta negativo (TAB.6.1), consequentemente com resultados ainda inferiores àqueles obtidos nas imagens digitais submetidas

ao uso de brilho e contraste. Nesse caso, a cor tem a função de realçar apenas uma densidade selecionada em toda imagem, e ainda, devido a sobreposição de estruturas densas, as imagens que não correspondem a região em estudo são evidenciadas. Simultaneamente, na evidenciação de corticais ósseas da ATM ocorre a evidenciação de estruturas que se encontravam na trajetória do feixe de raios X e foram projetadas na região de interesse.

RECURSO 2 CORES:

E finalmente, o Recurso de 2 cores foi o que apresentou a maior porcentagem de notas 2 para todas as estruturas. De todos os recursos apresentados até o momento, este foi o único que superou o uso da ferramenta de brilho e contraste em imagens digitais. Observando mais atentamente os dados, verifica-se que as porcentagens de nota zero para a fossa mandibular (BR/CONT: 2,27% e 2 CORES: 1,52% - TAB.5.1.13), côndilo (BR/CONT: 0% e 2 CORES: 0,76% - TAB.5.2.13) e espaço articular (BR/CONT: 9,85% e 2 CORES: 9,85% - TAB.5.3.13) permaneceram praticamente inalteradas, diminuindo sensivelmente a quantidade de notas 1, o que elevou o índice de notas 2, permitindo-se afirmar que em vários casos em que o examinador observava o disco, porém não conseguia delimitá-lo, com o recurso de 2 cores acrescido, foi possível delimitá-lo. Fato também ocorrido com as estruturas ósseas, porém em menor escala que no espaço articular. Isso provavelmente ocorreu porque o olho humano discerne

melhor pequenas diferenças de densidade quando observa em diferentes tons em cores, conforme afirmam WEY *et al.* (1978).

FREDERIKSEN (1995) relatou que a radiografia digital pode determinar a fixação do osso adjacente ao pino de implante com o uso da ferramenta de cores com a qual a percepção visual pode ser aumentada.

Já em 1993, WENZEL esclareceu ainda que o olho humano tem uma grande habilidade para discriminar cores, e foi demonstrado que pequenas diferenças de contraste podem ser observadas mais facilmente em cores do que em radiografias branco e preto, quando ocorre a conversão dos tons de cinza da radiografia em pseudo-cores. Ao contrário dos achados de CEDERBEG *et al.*, em 1998, que verificaram maior precisão do filme convencional que as imagens colorizadas para lesões cariosas.

DESENHOS DOS DISCOS ARTICULARES:

Observando as imagens das pranchas apresentadas no capítulo de resultados, é possível verificar que um mesmo caso apresentou-se com diferentes densidades, assim como inversão de imagem, já que os examinadores desenharam os discos sobre as imagens, que os mesmos consideraram melhores para visualização deste.

Observando os desenhos dos discos articulares realizados pelos examinadores, pode-se verificar que houve dificuldade em delimitar com precisão os discos articulares, conforme observa-se nas pranchas.

Dos 22 casos presentes em nosso estudo, 10 apresentavam dissecação da cápsula articular, e verificou-se que em 5 casos (PR 5.4.2), todos os examinadores conferiram nota 2 e delinearam com certa precisão, especialmente a banda posterior do disco articular. Nos outros cinco casos (PR 5.4.1) verificou-se que ocorreu grande variabilidade entre os examinadores ao realizarem o desenho.

Nos 12 casos restantes, em que a cápsula articular estava presente, também contatou-se variabilidade nos desenhos realizados, especialmente, naqueles casos em que a média das notas conferidas foi inferior a 1,33, conforme apresenta a prancha 5.4.3. Nos casos, os quais 3 ou mais examinadores conferiram nota 2 (PR 5.4.4 e 5.4.5), verificou-se que o índice de coincidência foi mais alto, também com relação ao desenho da banda posterior do disco articular. Os resultados verificados nessas pranchas, permitem afirmar que, é possível visualizar tecido mole no espaço articular, porém não é possível delimitar com precisão o disco articular.

Concorda-se com ROBINSON (1997) que afirmou que, apesar do enorme progresso tecnológico dos últimos anos, não houve evidência de similar progresso no desempenho do olho e cérebro humanos. TOSONI (1998) afirmou que as imagens computadorizadas ainda causam confusão ao examinador provavelmente pela falta de intimidade com os recursos e a forma de apresentação. Por outro lado, MOYSTAD *et al.* (1995) afirmaram que a precisão do exame radiográfico aumenta substancialmente com o processamento digital. Assim como na ressonância magnética, que exige profundos conhecimentos de anatomia, percebemos que a determinação do disco articular, nas imagens digitais, está diretamente relacionada a estes conhecimentos, assim como a intimidade com o sistema computadorizado, já que a projeção de estruturas indesejáveis ocorre, e podem levar a confusões, que podem vir a ser esclarecidas baseadas em conhecimentos anatômicos e experiência de uso do equipamento.

Os resultados deste trabalho levam à concordância com DUNN & KANTOR (1993) que afirmaram tratar-se de uma pretensão comparar a radiografia digital com a ressonância magnética e a tomografia computadorizada, porém as imagens iniciais obtidas, sugestivas de disco articular, permitiram observar que equivalem às imagens do disco, determinadas por aquelas com material de contraste, assim como foi possível realizar uma comparação com as imagens filmadas das espécimes, naqueles casos onde a cápsula articular encontrava-se aberta.

Apesar da natureza artificial dos procedimentos realizados por DANFORT *et al.* (1997) e em neste estudo, é possível afirmar que a imagem digital merece maiores estudos clínicos.

Apesar de DUNN & KANTOR (1993) afirmarem que é possível aumentar a precisão de medidas mas não a precisão diagnóstica, já que uma vez registrada a imagem não existe forma de aumentar o número de informações, porém informações desnecessárias como o *noise* podem ser suprimidas, coisa que o olho humano não é capaz de fazer; então é possível afirmar que a imagem digital contém maior número de informações que a radiografia convencional.

7. CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidas neste estudo permitiu-nos concluir que:

1. As radiografias convencionais da ATM, quando submetidas à digitalização indireta, possibilitam uma melhora na verificação da integridade da fossa mandibular e côndilo;

2. As imagens da ATM obtidas por meio do Sistema Digital Digora foram substancialmente melhoradas, quanto a qualidade da imagem, em relação às radiografias convencionais e digitalizadas indiretamente;

3. Dos recursos disponíveis no Sistema Digital Digora, brilho e contraste e colorização (2cores) foram os que apresentaram melhores resultados para visualização da fossa mandibular, côndilo e espaço articular;

4. Foi possível, em cadáveres, delimitar a porção póstero-lateral do disco articular da ATM em radiografias digitais diretas obtidas pelo Sistema Digital Digora.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ALMEIDA, S.M., BÓSCOLO, F.N., PEREIRA, T.C.R. Estudo comparativo entre duas técnicas radiográficas transcranianas utilizando o cefalostato Accurad-200, nas posições padrão e corrigida, e confecção de gabaritos para delimitação dos espaços articulares. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.11, p. 51-60, 1997. [Suplemento].

2. AQUILINO, S.A. *et al.* Evaluation of condylar positon from temporomandibular joint radiographs. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n.1, p.88-97, Jan. 1985.

3. BENZ, C., MOUYEN, F. Evaluation of the new RadioVisioGraphy system image quality. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.72, n.5, p.627-631, Nov. 1991.

4. BORG E., GRÖNDAHL H.G. On the dynamic range of different X-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.25, n.2, p.82-88, Apr. 1996.

5. BÓSCOLO, F.N., ALMEIDA, S.M., PAGANINI, G.A. Estudo da imagem da ATM por duas técnicas radiográficas. **RGO**, Porto Alegre, v.46, n.4, p.222-229, out./dez. 1998.

6. CEDERBERG R.A. *et al.* Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, n.5, p.293-297, Sept. 1998.

* De acordo com a NBR-6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o "Medline".

7. CHRISTIANSEN, E.L., THOMPSON, J.R. **Temporomandibular Joint Imaging**. Saint Louis: Mosby Year Book, 1990. Cap.1, p.1-4. *passim*.

8. CIRBUS, M.T. *et al.* Magnetic resonance imaging in confirming internal derangement of the temporomandibular joint. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.4, p.488-494, Apr. 1987.

9. COWEN, A.R, WORKMAN, A., PRICE, J.S. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. **Br J Radiol**, London, v.66, n.784, p.332-345, Apr. 1993.

10. DANFORTH, R.A., BAGHOOMIAN, C., DANFORTH, S. Evaluation of temporomandibular joint disk position using direct digital tomography. In: **ADVANCES in Maxillofacial Imaging**. Amsterdan: Elsevier, 1997. p.157-160.

11. DAVILA CE, *et al.* RadioVisioGraphy of the temporomandibular joint: comparisons with transcranial radiography. **Cranio,** Chattanooga, v.11, n.4, p.256-259, Oct. 1993.

12. **DIGORA instruction manual**. Soredex, Filândia, 1994.

13. DOLWICK M.F., DIMITROULIS, G. A re-evaluation of the importance of disc position in temporomandibular disorders. **Aust Dent J**, Sydney, v.41, n.3, p.184-187, June 1996.

14. _____. *et al.* Artrotomographic evaluation of the temporomandibular joint. **J Oral Surg**, Chicago, v.37, n.11, p.793-799, Nov. 1979.

15. DOVE, S.B., MC DAVID, W.D. Digital panoramic and extraoral imaging. **Dent Clin N Am**, Philadelphia, v.37, n.4, p.541-551, Oct. 1993.

16. DUNN, S.M., KANTOR M.L. Digital Radiology- facts and fictions. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.124, n.12, p.38-47, Dec. 1993.

17. FARMAN, T.T. *et al.* Charge-coupled device panoramic radiography: effect of beam energy on radiation exposure. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, n.1, p.36-40, Jan. 1998.

18. _____. *et al.* Optical densities of dental resin composites: a comparison of CCD, storage phosphor, and Ektaspeed plus radiographic film. **Gen Dent**, Chicago, v.44, n.6, p.532-537, Nov./Dec. 1996.

19. FENYO-PEREIRA, M. **Avaliação por meio dos métodos convencional e digital, da radiopacidade de diferentes marcas de porcelana utilizadas na confecção de inlay / onlay**. São Paulo, 1998. 103p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Universidade de São Paulo.

20. FREDERIKSEN, N.L. Diagnostic imaging in dental implantology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.5, p.540-554, Nov. 1995.

21. GOLUBOW, N.A. *et al.* Direct digital radiography for the detection of defects in a standard aluminium test object through composite resin restorative materials. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.23, n.2, p.91-96, May 1994.

22. GOTFREDSEN, E., WENZEL A., GRÖNDAHL, H.G. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.25, n.1, p.34-38, Jan. 1996.

23. GRÖNDAHL, H.G. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.21, n.4, p.198-202, Nov. 1992.

24. _____. *et al.* An image plate system for digital intra-oral radiography. **Dent Update**, London, v.23, n.8, p.334-337, Oct. 1996.

25. GYNTHER, G.W., TRONJE, G. Comparison of arthroscopy and radiography in patients with temporomandibular joint symptons and generalized arthritis. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, n.2, p.107-112, Mar. 1998.

26. HANSSON, T. *et al.* Anatomic study of the TMJs of young adults. A pilot investigation. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.41, n.5, p.556-560, May 1979.

27. HILDEBOLT C.F. *et al.* A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.26, n.3, p.147-151, May 1997.

28. HONDA, E. *et al.* Simultaneous multilayer arthrotomography of the temporomandibular joint using photostimulable phosphor computed radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.26, n.5, p.304-311, Sept. 1997.

29. HUDA, W. *et al.* Comparison of photostimulable phosphor system with film for dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod,** Saint Louis, v.83, n.6, p.725-731, June 1997.

30. JACOBS, R. *et al.* Clinical evaluation of the quality of direct digital panoramic radiography and tehe effect of using filters for na optimised display. 6th European Congress on Dental and Maxillofacial Radiology. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, p.26, June 1998. [Supplement 1].

31. KAPA, S.F. *et al.* Assessing condylar changes with digital subtration radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.75, n.2, p.247-252, Feb. 1993.

32. KASHIMA, I. Computed radiography with photostimlable phosphor in oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.5, p.577-598, Nov. 1995.

33. _____. *et al.* Computed panoramic tomography with scanning laser-stimuled luminescence. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.60, n.4, p.448-453, Oct. 1985.

34. _____. *et al.* Intraoral computed radiography using the Fuji computed radiography imaging plate. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.78, n.2, p.239-246, Aug.1994.

35. KATZBERG, R.W. Temporomandibular Joint Imaging. **Radiology**, v.170, n.2, p.297-307, Feb. 1989.

36. _____. *et al.* Artrotomography of the temporomandibular joint. **AJR Am J Roentgerol**, Springfield, v.134, n.10, p.995-1003, May 1980.

37. _____. *et al.* Artrotomography of the temporomandibular joint: new tchnique and preliminary observations. **AJR Am J Roentgerol**, Springfield, v.132, n.6, p.949-955, June 1979.

38. KLEIN, I.E., BLATTERFEIN, L., MIGLINO, J.C. Comparison of the fidelity of radiographs of mandibular condyles made by different techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.24, n.4, p.419-512, Oct. 1970.

39. KÜNZEL A., BENZ C. Noise in digital dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.26, n.5, p.279-280, Sept. 1997.

40. KÜNZEL A. *et al.* Colouring digital dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 24, n.2, p.165-166, May 1995.

41. LANGLAIS, R.P., CHILVARQUER, I., ABRAMOVITCH, K. Artrografia da região temporomandibular. In: FREITAS, A., ROSA, J.E., SOUZA, I.F. **Radiologia Odontológica**. 2.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1988. Cap.29, p.577-588.

42. LARHEIM, T.A. Current trends in temporomandibular joint imaging. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.80, n.5, p.555-576, Nov. 1995.

43. LAURELL, K.A., GEGAUFF, A.G., ROSENSTIEL, S.F. Magnetic resonance image degradation from prosthetic magnet keepers. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.62, n.3, p.344-348, Sept. 1989.

44. LIM, K.F., LOH, E.M., HON, Y.H. Intra-oral computed radiography- an in vitro evaluation. **J Dent**, Oxford, v.24, n.5, p.359-364, Sept. 1996;

45. MC DAVID, W. D. *et al.* Digital imaging in rotational panoramic radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v. 24, n.2, p. 68-75, May 1995.

46. MILES, D.A. Imaging using solid-state detectors. **Dent Clin N Am**, Philadelphia, v.37, n.4, p.531-540, Oct. 1993.

47. MOHL, N.D., DIXON, C. Current Status of diagnostic procedures for temporomandibular disorders. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.125, n.1, p.56-64, Jan. 1994.

48. MONGINI, F. **Atm e músculos craniocervicais - fisiopatologia e tratamento.** São Paulo: Santos. 1998. Cap.4: Articulação temporomandibular: I) normal e adaptação, p.29-44. Cap.10: Imagem, p.125-140.

49. MOUYEN, F. *et al.* Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol,** Saint Louis, v.68, n.2, p.238-242, Aug. 1989.

50. MOYSTAD, A. *et al.* Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhced digital images with dental x-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.25, n.4, p.202-206, Sept. 1996.

51. _____. *et al.* Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.24, n.4, p.255-259, Nov. 1995.

52. NESSI, R. *et al.* Digital Panoramic radiography with eletronic magnification: comparison with intra-oral radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.24, n.2, p.93-95, May 1995.

53. OLIVEIRA, A.E.F. **Avaliação da qualidade da imagem, sensibilidade e escala dinâmica de cinco sistemas radiográficos intrabucias: Sens-A-Ray, CDR, Digora, Filme-Base e Filme Digitalizado**. Piracicaba, 1999. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

54. PIETTE, E. Anatomy of the human temporomandibular joint. An updated comprehensive review. **Acta Stomatol Belg**, Bruxelles, v.90, n.2, p.103-127, June 1993.

55. PRAPANPOCH, S. *et al.* Digital Subtration temporomandibular joint tomography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.75, n.1, p.122-134, Jan. 1993.

56. RIBEIRO, R.F. **Avaliação estrutural da articulação temporomandibular em crianças e adultos jovens assintomáticos através de imagens por ressonância magnética.** Bauru, 1996. 321p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

57. ROBINSON, P.J.A. Radiology's Achilles'heel: error and variation in the interpretation of the Roentgen image. **Br J Radiol**, London, v.70, p.1085-1098, Nov. 1997.

58. SANTOS, J.C.B. **Avaliação de três métodos radiográficos (periapical, panorâmico e sistema digital) no diagnóstico de lesões periapicais produzidas artificialmente**. Piracicaba, 1999. 129p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas

59. SCHEUTZEL, P., REUTER, I., BECKER, D. Accuracy of radiographic assessment of the marginal fit of cast crowns. **Dentomaxillofac Radiol,** Oxford, v.27, p.35, June 1998. [Supplement 1].

60. SEWELL, C.M.D., PEREIRA, M.F. VAROLI, O.J. Princípios de produção de imagem digitalizada. **RPG**, São Paulo, v.4, n.1, p.55-58, 1997.

61. SONODA, M. *et al.* Computed radiography utilizing scanninig laser stimulated luminescence. **Radiology,** Oak Brook, v.148, p.833-838, 1983. *Apud* DOVE, S.B., MC DAVID, W.D. *Op. cit. Ref.* 15.

62. SVANAES, D.B. *et al.* Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: comparison with conventional radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, Saint Louis, v.82, n.1, p.94-100, July 1996.

63. TALLEY, R.L. et al. Standrs for the history, examination, diagnosis, and treatment of temporomandibular disorders: a position paper. **Cranio**, Chattanooga, v.8, n.1, p.60-77, Jan. 1990.

64. TOSONI, G.M. **Qualidade diagnóstica das imagens radiográficas convencional e digitais da cárie dentária**. Bauru, 1998. 175p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

65. TYNDALL, D.A. *et al.* Validity of digital subtration of trascranial plain films in quantification of positional changes of the mandibular condyle. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol,** Saint Louis, v.71, n.6, p.748-755, June 1991.

66. VANDRE R. H., WEBBER, R.L. Future trends in dental radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.80, n.4, p.471-478, Oct. 1995.

67. VERSTEEG, C.H., SANDERINK, G.C.H., VAN DER STELT, P.F. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. **J Dent**, Oxford, v.25, n.3-4, p.215-224, May/July 1997.

68. WATANABE, P.C.A. *et al.* Estado atual da arte da imagem digital em odontologia. **Rev APCD**, São Paulo, v.53, n.4, p.320-325, jul./ago. 1999.

69. WENZEL, A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. **Int Dent J**, Guildford, v.43, n.2, p.99-108, Apr. 1993.

70. _____. Diagnosis and digital radiology. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, p.36, June 1998a. [Supplement 1].

71. _____. Digital radiography and caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, n.1, p.3-11, Jan. 1998b.

72. _____. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. **Scan J Dent Res**, Copenhagen, v.96, n.2, p.149-160, Apr. 1988.

73. _____. Effect of varying gray-scale resolution for detectability of bone lesions in intra-oral radiographs digitized for teletransmission. **Scan J Dent Res,** Copenhagen, v.95, n.6, p.483-92, Dec. 1987.

74. _____. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. **Tandlaegebladet**, Kobenhavn, v.5, n.2, p.527-559, Sept. 1991.

75. _____., GRÖNDAHL, H.G. Direct digital radiography in the dental office. **Int Dent J,** Guildford, v.45, n.1, p.27-34, Feb. 1995.

76. _____., LARSEN, M.J., FEJERSKOV, O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, films radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. **Caries Res**, Basel, v.25, n.5, p.365-371, 1991.

77. WENZEL, A. *et al.* Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, process radiographs. **Caries Res,** Basel, v. 24, n.5, p.327-333, 1990.

78. WESTESSON, L.P. (Per-Lennart). Advanced imaging of the temporomandibular joint – what is the current status of the art? **Dentomaxillofac Radiol**, Oxford, v.27, p.27, June 1998. [Supplement 1].

79. WEY, P.G.W., SCHOUTEN, H.J.A. ZWAMBORN, A. Colour presentation of radiologic images. **Acta Radiol**, v.19, p.139-144. 1978. *Apud* WENZEL, A. Computer-aided image manipulation of intraoral radiographs to enhance diagnosis in dental practice: a review. **Int Dent J**, Guildford, v.43, p.99-108. 1993.

ANEXO

NOTAS DADAS PELOS EXAMINADORES
PARA CADA ESTRUTURA, SEGUNDO O CASO E O RECURSO UTILIZADO

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
1	CONDILO	RAD.CONV	2	2	1	2	1	1
1	CONDILO	DIG.IND/BC	2	1	2	2	1	1
1	CONDILO	DIG.IND/NG	2	1	2	2	1	1
1	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
1	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
1	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
1	CONDILO	ZOOM 3	2	2	1	2	0	2
1	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	1	0	1
1	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
1	CONDILO	3D	1	1	1	1	1	1
1	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
1	CONDILO	3D + NEG	0	0	1	1	0	1
1	CONDILO	1 COR	2	2	1	0	0	2
1	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	0	2
1	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	1
1	FOS.MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	1
1	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
1	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
1	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
1	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	0	2
1	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
1	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	1	1	1	0	1
1	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
1	FOS. MAND.	3D	0	1	0	0	0	2
1	FOS. MAND.	NEG	2	2	1	2	2	2
1	FOS. MAND.	3D + NEG	0	1	1	0	1	2
1	FOS. MAND.	1 COR	1	2	1	0	1	2
1	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	1	2
1	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
1	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	0	0	1	0
1	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
1	ESP. ART.	BR/CONT	2	1	2	1	1	1
1	ESP. ART.	OTIMIZ	2	1	2	1	0	1
1	ESP. ART.	ZOOM 2	2	1	2	1	0	1
1	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	1	1	1	1
1	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	1	1	1	0
1	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
1	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
1	ESP. ART.	NEG	0	1	0	1	0	0
1	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
1	ESP. ART.	1 COR	1	1	0	0	1	2
1	ESP. ART.	2 CORES	2	1	2	1	1	1
2	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
2	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
2	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
2	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
2	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
2	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
2	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
2	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	1	1	1
2	CONDILO	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
2	CONDILO	3D	2	2	2	1	1	1
2	CONDILO	NEG	1	2	2	2	2	2
2	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	1
2	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	2	2
2	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
2	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
2	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	1	1	1
2	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
2	FOS. MAND.	3D	1	2	2	1	0	1
2	FOS. MAND.	NEG	1	2	2	2	2	2
2	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	2	2	2	1
2	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2
2	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
2	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	1	2	0	0
2	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	1	0	1	0
2	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	1	0	0	0	0
2	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
2	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
2	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
2	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	2	2	1	1
2	ESP. ART.	ZOOM 4	1	1	1	1	0	1
2	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
2	ESP. ART.	3D	1	1	1	2	0	0
2	ESP. ART.	NEG	1	1	2	0	0	1
2	ESP. ART.	3D + NEG	1	0	1	0	2	0
2	ESP. ART.	1 COR	2	1	1	0	0	2
2	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	1	2
6	CONDILO	RAD.CONV	1	0	0	0	0	1
6	CONDILO	DIG.IND/BC	1	0	1	0	2	1
6	CONDILO	DIG.IND/NG	1	0	1	1	2	1
6	CONDILO	BR/CONT	1	1	1	2	2	1
6	CONDILO	OTIMIZ	1	1	1	2	1	1
6	CONDILO	ZOOM 2	1	1	1	2	1	1
6	CONDILO	ZOOM 3	1	1	1	1	1	1
6	CONDILO	ZOOM 4	1	1	0	0	0	1
6	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
6	CONDILO	3D	1	1	2	2	2	1
6	CONDILO	NEG	1	2	2	2	2	2
6	CONDILO	3D + NEG	1	1	2	1	0	1
6	CONDILO	1 COR	2	2	1	0	2	2
6	CONDILO	2 CORES	2	1	2	2	2	2
6	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	0	0	0	0	0
6	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	0	0	0	1	0
6	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	1	0	0	0	0	0
6	FOS. MAND.	BR/CONT	1	1	0	1	2	1
6	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	1	0	1	2	1
6	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	1	0	1	0	1
6	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	1	0	1	0	1
6	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	1
6	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
6	FOS. MAND.	3D	0	1	0	1	2	1
6	FOS. MAND.	NEG	0	2	0	1	2	1
6	FOS. MAND.	3D + NEG	0	1	0	0	0	1
6	FOS. MAND.	1 COR	1	2	1	0	2	1
6	FOS. MAND.	2 CORES	1	2	1	2	2	2
6	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
6	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	0	0	2	0
6	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	1	0	0	2	0
6	ESP. ART.	BR/CONT	1	1	1	1	2	1
6	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	1	1	1	1
6	ESP. ART.	ZOOM 2	1	1	1	1	0	1
6	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	0	1	0	1
6	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	1
6	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
6	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	1
6	ESP. ART.	NEG	1	1	1	0	2	1
6	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	1	0
6	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	2	2
6	ESP. ART.	2 CORES	1	1	1	1	2	2
7	CONDILO	RAD.CONV	1	1	1	0	1	0
7	CONDILO	DIG.IND/BC	1	1	1	1	2	1
7	CONDILO	DIG.IND/NG	1	1	1	1	2	1
7	CONDILO	BR/CONT	1	1	1	1	1	1
7	CONDILO	OTIMIZ	1	1	1	1	0	1
7	CONDILO	ZOOM 2	1	1	1	1	0	2
7	CONDILO	ZOOM 3	0	1	0	0	0	1
7	CONDILO	ZOOM 4	0	0	0	0	0	1
7	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
7	CONDILO	3D	0	0	0	0	1	0
7	CONDILO	NEG	0	1	0	0	1	1
7	CONDILO	3D + NEG	0	0	0	1	0	0
7	CONDILO	1 COR	1	1	0	0	0	0
7	CONDILO	2 CORES	1	1	2	1	2	2
7	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	1	1	0	1	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
7	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	1	1	1	1
7	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	1	1	1	1	1
7	FOS. MAND.	BR/CONT	1	1	2	0	2	2
7	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	1	2	0	1	2
7	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	1	1	1	1	2
7	FOS. MAND.	ZOOM 3	0	1	0	1	1	2
7	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	0	0	0	0	1
7	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
7	FOS. MAND.	3D	0	0	0	0	0	1
7	FOS. MAND.	NEG	0	1	0	0	2	2
7	FOS. MAND.	3D + NEG	0	1	0	0	1	1
7	FOS. MAND.	1 COR	1	1	0	0	1	0
7	FOS. MAND.	2 CORES	1	1	2	1	1	2
7	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	0	0	0	0
7	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	0	0	0	0
7	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
7	ESP. ART.	BR/CONT	1	2	2	1	1	1
7	ESP. ART.	OTIMIZ	1	2	2	1	1	1
7	ESP. ART.	ZOOM 2	1	2	1	1	1	1
7	ESP. ART.	ZOOM 3	1	2	1	0	0	1
7	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	1
7	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
7	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
7	ESP. ART.	NEG	1	2	1	1	1	1
7	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
7	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	0	0
7	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	1	1	1
8	CONDILO	RAD.CONV	1	2	1	1	1	1
8	CONDILO	DIG.IND/BC	1	2	2	1	2	1
8	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	0	1	1
8	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
8	CONDILO	OTIMIZ	1	2	1	2	1	2
8	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
8	CONDILO	ZOOM 3	1	2	1	2	1	2
8	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	0	0	1
8	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
8	CONDILO	3D	1	1	1	1	1	1
8	CONDILO	NEG	2	2	1	2	2	2
8	CONDILO	3D + NEG	1	1	1	2	1	1
8	CONDILO	1 COR	1	1	0	0	0	1
8	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	1
8	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	2	1	0	1	1
8	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	2	2	1	2	1
8	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	1	2	2	0	1	1
8	FOS. MAND.	BR/CONT	1	1	1	1	1	1
8	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	1	1	1	1	1
8	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	1	1	1	1	1
8	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	1	1	1	1	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
8	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	0
8	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
8	FOS. MAND.	3D	0	0	0	0	0	0
8	FOS. MAND.	NEG	0	1	0	0	2	1
8	FOS. MAND.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
8	FOS. MAND.	1 COR	0	1	0	0	0	1
8	FOS. MAND.	2 CORES	1	1	1	0	1	1
8	ESP. ART.	RAD.CONV	0	2	0	0	1	0
8	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	2	2	0	2	0
8	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	2	1	0	1	0
8	ESP. ART.	BR/CONT	0	2	0	1	2	1
8	ESP. ART.	OTIMIZ	0	2	0	1	1	1
8	ESP. ART.	ZOOM 2	1	2	1	1	1	1
8	ESP. ART.	ZOOM 3	1	2	0	1	1	1
8	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	0
8	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
8	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
8	ESP. ART.	NEG	0	2	0	0	2	1
8	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
8	ESP. ART.	1 COR	0	1	0	0	0	0
8	ESP. ART.	2 CORES	1	2	1	0	1	1
10	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
10	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
10	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
10	CONDILO	BR/CONT	2	2	1	2	2	2
10	CONDILO	OTIMIZ	2	2	1	2	2	2
10	CONDILO	ZOOM 2	2	2	1	2	1	2
10	CONDILO	ZOOM 3	2	2	1	2	0	2
10	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	1	0	1
10	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
10	CONDILO	3D	1	1	1	2	2	2
10	CONDILO	NEG	2	1	1	2	2	2
10	CONDILO	3D + NEG	1	1	1	2	1	2
10	CONDILO	1 COR	2	2	1	0	1	2
10	CONDILO	2 CORES	2	2	1	2	2	2
10	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
10	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	1	2	0	2
10	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	1	1	1	0	2
10	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
10	FOS. MAND.	3D	1	1	1	1	1	1
10	FOS. MAND.	NEG	2	1	2	2	2	2
10	FOS. MAND.	3D + NEG	1	1	1	2	2	1
10	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
10	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
10	ESP. ART.	RAD.CONV	1	2	0	0	0	0
10	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	2	0	1	1	0
10	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	2	0	0	1	0
10	ESP. ART.	BR/CONT	1	0	1	0	0	1
10	ESP. ART.	OTIMIZ	1	0	1	0	0	1
10	ESP. ART.	ZOOM 2	1	0	1	0	0	0
10	ESP. ART.	ZOOM 3	1	0	0	0	0	0
10	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	0	0	0	0
10	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
10	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
10	ESP. ART.	NEG	0	0	0	0	1	1
10	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
10	ESP. ART.	1 COR	0	0	0	0	0	1
10	ESP. ART.	2 CORES	1	0	1	0	0	1
11	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
11	CONDILO	ZOOM 4	1	2	2	2	0	2
11	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
11	CONDILO	3D	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
11	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	1	2
11	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	2	2
11	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
11	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	2	1	2	2	2
11	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	2	2	2	2	2
11	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	1	2	2	1	2	2
11	FOS. MAND.	BR/CONT	1	2	2	1	2	1
11	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	2	2	1	2	1
11	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	2	1	1	2	1
11	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	1	1	1	1
11	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	2	1	0	0	1
11	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
11	FOS. MAND.	3D	0	2	1	0	2	1
11	FOS. MAND.	NEG	1	2	2	2	2	1
11	FOS. MAND.	3D + NEG	0	2	2	2	2	1
11	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	1
11	FOS. MAND.	2 CORES	1	2	2	2	2	1
11	ESP. ART.	RAD.CONV	0	2	2	2	2	1
11	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	1	2	2	1	1
11	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	1	1	0	1	1
11	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
11	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
11	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
11	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
11	ESP. ART.	ZOOM 4	1	2	1	2	0	2
11	ESP. ART.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
11	ESP. ART.	3D	1	2	1	2	1	1
11	ESP. ART.	NEG	2	2	2	2	2	2
11	ESP. ART.	3D + NEG	1	2	2	2	1	1
11	ESP. ART.	1 COR	2	2	2	0	0	2
11	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	RAD.CONV	1	2	2	1	2	2
15	CONDILO	DIG.IND/BC	1	2	2	2	1	2
15	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	2
15	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
15	CONDILO	ZOOM 3	2	2	1	2	1	2
15	CONDILO	ZOOM 4	2	2	1	1	0	2
15	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	2
15	CONDILO	3D	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	2
15	CONDILO	1 COR	2	2	2	2	1	2
15	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
15	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	1	1	1
15	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
15	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	2
15	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
15	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
15	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
15	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	1	2	0	2
15	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	1	0	2
15	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	2
15	FOS. MAND.	3D	1	2	1	1	1	1
15	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
15	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	2	2	2	1
15	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	1	2
15	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
15	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
15	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	1	1	0	0
15	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
15	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
15	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
15	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
15	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
15	ESP. ART.	ZOOM 4	1	2	1	1	0	2
15	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
15	ESP. ART.	3D	1	2	2	1	2	0
15	ESP. ART.	NEG	2	2	2	1	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
15	ESP. ART.	3D + NEG	1	1	2	2	1	0
15	ESP. ART.	1 COR	2	2	2	0	0	2
15	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
16	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
16	CONDILO	ZOOM 4	2	2	1	2	0	2
16	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
16	CONDILO	3D	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	2
16	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	2	2
16	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
16	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	2	2	0	2
16	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	2	1	1	0	2
16	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
16	FOS. MAND.	3D	2	1	1	1	0	1
16	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
16	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	2	2	2	1
16	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2
16	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
16	ESP. ART.	RAD.CONV	1	2	1	0	1	1
16	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	2	1	2	2	1
16	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	2	1	1	0	1
16	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
16	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
16	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
16	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
16	ESP. ART.	ZOOM 4	0	2	1	2	0	1
16	ESP. ART.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
16	ESP. ART.	3D	1	1	1	2	1	0
16	ESP. ART.	NEG	2	2	2	2	2	2
16	ESP. ART.	3D + NEG	0	2	2	2	1	1
16	ESP. ART.	1 COR	1	2	1	0	1	2
16	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	DIG.IND/BC	2	1	2	2	2	2
17	CONDILO	DIG.IND/NG	2	1	2	2	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
17	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
17	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
17	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	2	0	2
17	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
17	CONDILO	3D	2	2	2	2	1	2
17	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	2
17	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	2	2
17	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
17	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
17	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
17	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
17	FOS. MAND.	BR/CONT	1	1	1	1	1	1
17	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	1	1	1	1	1
17	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	1	1	1	1	1
17	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	1	0	1	1	1
17	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	0	1	0	1
17	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	0
17	FOS. MAND.	3D	1	1	1	1	0	1
17	FOS. MAND.	NEG	1	1	2	2	2	1
17	FOS. MAND.	3D + NEG	1	1	1	0	1	1
17	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	1
17	FOS. MAND.	2 CORES	1	1	2	1	2	1
17	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	1	0	0
17	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	0	1	0	0
17	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
17	ESP. ART.	BR/CONT	1	2	2	2	2	1
17	ESP. ART.	OTIMIZ	1	2	2	2	2	1
17	ESP. ART.	ZOOM 2	1	2	2	2	1	1
17	ESP. ART.	ZOOM 3	1	2	2	2	1	1
17	ESP. ART.	ZOOM 4	0	2	1	2	0	0
17	ESP. ART.	ZOOM 8	0	2	0	0	0	0
17	ESP. ART.	3D	1	1	2	1	0	1
17	ESP. ART.	NEG	1	2	2	2	1	1
17	ESP. ART.	3D + NEG	0	2	2	2	2	1
17	ESP. ART.	1 COR	1	2	2	0	2	1
17	ESP. ART.	2 CORES	1	2	2	2	2	1
20	CONDILO	RAD.CONV	1	2	1	1	1	1
20	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
20	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
20	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
20	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
20	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
20	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
20	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	1	0	2
20	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
20	CONDILO	3D	1	1	1	0	1	1
20	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
20	CONDILO	3D + NEG	1	1	1	1	1	1
20	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	0	2
20	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
20	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	1	1	2	1
20	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
20	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	1	2	2
20	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
20	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
20	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
20	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	2	2	1	2
20	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	1	0	1
20	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
20	FOS. MAND.	3D	2	1	1	0	0	0
20	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	1	2	2
20	FOS. MAND.	3D + NEG	2	1	1	1	2	1
20	FOS. MAND.	1 COR	2	2	1	0	1	2
20	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
20	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	0	0	1	0
20	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	2	1	0	2	0
20	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	2	1	0	2	0
20	ESP. ART.	BR/CONT	2	1	1	1	1	1
20	ESP. ART.	OTIMIZ	2	1	1	1	0	1
20	ESP. ART.	ZOOM 2	2	1	1	1	0	1
20	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	1	1	0	1
20	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	1	0	0	0
20	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
20	ESP. ART.	3D	0	0	2	0	0	0
20	ESP. ART.	NEG	0	1	2	1	1	2
20	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	2	0	0	0
20	ESP. ART.	1 COR	1	1	2	0	0	2
20	ESP. ART.	2 CORES	2	1	2	2	1	2
26	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
26	CONDILO	ZOOM 4	1	2	2	2	0	1
26	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
26	CONDILO	3D	1	1	2	0	2	2
26	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
26	CONDILO	3D + NEG	1	2	2	2	2	2
26	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	1	2
26	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
26	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
26	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
26	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
26	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	1	2	2
26	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	1	2	2
26	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	1	1	2
26	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	2	0	0	2
26	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	2	2	0	0	1
26	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	0
26	FOS. MAND.	3D	0	0	2	0	1	2
26	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	0	2	2
26	FOS. MAND.	3D + NEG	0	1	2	1	2	2
26	FOS. MAND.	1 COR	2	2	1	0	1	2
26	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	1	2	2
26	ESP. ART.	RAD.CONV	1	1	1	1	1	0
26	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	1	1	1	1	0
26	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	1	1	0	1	0
26	ESP. ART.	BR/CONT	1	1	2	0	1	1
26	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	2	0	1	1
26	ESP. ART.	ZOOM 2	1	1	2	0	0	1
26	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	2	0	0	1
26	ESP. ART.	ZOOM 4	1	1	2	0	0	1
26	ESP. ART.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	0
26	ESP. ART.	3D	0	1	1	0	0	1
26	ESP. ART.	NEG	1	1	2	2	1	2
26	ESP. ART.	3D + NEG	0	1	2	1	2	1
26	ESP. ART.	1 COR	1	1	2	0	1	2
26	ESP. ART.	2 CORES	1	1	2	0	1	2
31	CONDILO	RAD.CONV	1	1	1	1	2	1
31	CONDILO	DIG.IND/BC	1	1	1	1	1	1
31	CONDILO	DIG.IND/NG	1	1	2	2	0	1
31	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
31	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
31	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
31	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	1	1	2
31	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	1	0	2
31	CONDILO	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
31	CONDILO	3D	1	0	2	1	1	2
31	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
31	CONDILO	3D + NEG	1	0	2	2	2	2
31	CONDILO	1 COR	2	2	2	1	2	2
31	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
31	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	2	1	1	2	1
31	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	2	1	1	1	1
31	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	1	2	1	1	1	1
31	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	1
31	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	1
31	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	1
31	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	1	1	0	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
31	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	1	1	0	1
31	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	0
31	FOS. MAND.	3D	0	0	0	0	0	1
31	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
31	FOS. MAND.	3D + NEG	0	0	0	0	1	1
31	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	1	1	2
31	FOS. MAND.	2 CORES	2	1	2	2	1	2
31	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
31	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	0	0	0	0
31	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	1	0	0	0	0
31	ESP. ART.	BR/CONT	1	1	1	1	1	1
31	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	1	1	1	0
31	ESP. ART.	ZOOM 2	1	1	1	2	0	1
31	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	0	1	0	0
31	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	1	0	0
31	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
31	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
31	ESP. ART.	NEG	0	1	1	0	1	0
31	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
31	ESP. ART.	1 COR	1	0	2	0	0	1
31	ESP. ART.	2 CORES	1	0	2	1	0	1
33	CONDILO	RAD.CONV	1	1	2	2	2	2
33	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	ZOOM 3	1	2	1	1	0	2
33	CONDILO	ZOOM 4	1	1	0	0	0	2
33	CONDILO	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
33	CONDILO	3D	1	1	1	1	1	1
33	CONDILO	NEG	2	2	2	2	1	2
33	CONDILO	3D + NEG	1	2	1	1	1	1
33	CONDILO	1 COR	2	2	1	0	0	2
33	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
33	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	1	1	2	1	1
33	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	1	1
33	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	1
33	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
33	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	0	2
33	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	0	2
33	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	1	1	0	2
33	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	2
33	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
33	FOS. MAND.	3D	0	1	0	1	0	1
33	FOS. MAND.	NEG	2	2	1	2	1	2
33	FOS. MAND.	3D + NEG	0	2	1	1	1	1
33	FOS. MAND.	1 COR	2	2	1	0	0	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
33	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	1	2
33	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	0	0	0	0
33	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	2	0	0	0	0
33	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	2	0	0	0	0
33	ESP. ART.	BR/CONT	2	1	2	1	0	2
33	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	2	1	0	2
33	ESP. ART.	ZOOM 2	2	1	2	1	0	1
33	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	1	1	0	1
33	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	1
33	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
33	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
33	ESP. ART.	NEG	1	1	0	0	0	1
33	ESP. ART.	3D + NEG	0	1	1	0	0	0
33	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	0	0
33	ESP. ART.	2 CORES	2	1	2	1	0	2
35	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	ZOOM 3	2	2	1,5	2	0	2
35	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	1	0	1
35	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
35	CONDILO	3D	1,5	2	2	2	2	2
35	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	3D + NEG	1,5	2	2	2	2	2
35	CONDILO	1 COR	2	2	2	2	2	2
35	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
35	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
35	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
35	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	2
35	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
35	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	1	2
35	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
35	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	1,5	2	1	1
35	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	1	1	1
35	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
35	FOS. MAND.	3D	1,5	2	2	2	0	1
35	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	1	2
35	FOS. MAND.	3D + NEG	1,5	2	2	2	2	1
35	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	2	2	2
35	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
35	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	1	2	1	1
35	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	1	2	2	1	1
35	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	0	1	0	0	1
35	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	2	1
35	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	1	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
35	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	1
35	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	1,5	2	1	1
35	ESP. ART.	ZOOM 4	1	2	1	1	0	1
35	ESP. ART.	ZOOM 8	0	2	0	0	0	0
35	ESP. ART.	3D	1,5	2	2	2	1	2
35	ESP. ART.	NEG	2	2	2	1	1	1
35	ESP. ART.	3D + NEG	1,5	2	2	2	2	2
35	ESP. ART.	1 COR	2	2	2	2	2	2
35	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	2	1
40	CONDILO	RAD.CONV	1	1	2	1	1	2
40	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
40	CONDILO	DIG.IND/NG	2	1	2	1	1	2
40	CONDILO	BR/CONT	2	1	2	2	2	2
40	CONDILO	OTIMIZ	2	1	2	2	2	2
40	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	1	2	2
40	CONDILO	ZOOM 3	2	1	2	1	1	2
40	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	0	0	1
40	CONDILO	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
40	CONDILO	3D	1	1	1	1	1	2
40	CONDILO	NEG	2	1	2	2	2	2
40	CONDILO	3D + NEG	1	1	2	2	2	2
40	CONDILO	1 COR	2	1	0	0	2	2
40	CONDILO	2 CORES	2	1	2	2	2	2
40	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	1	2	2
40	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	1	2
40	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	1	2	2
40	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
40	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
40	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	1	2	2
40	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	2	1	1	2
40	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	0	0	2
40	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
40	FOS. MAND.	3D	1	2	1	1	2	2
40	FOS. MAND.	NEG	2	1	2	2	2	2
40	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	1	2	2	2
40	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2
40	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
40	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
40	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	0	1	0	0
40	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	1	0	0	0	0
40	ESP. ART.	BR/CONT	1	0	1	1	1	2
40	ESP. ART.	OTIMIZ	1	0	1	1	1	1
40	ESP. ART.	ZOOM 2	1	0	1	1	1	1
40	ESP. ART.	ZOOM 3	1	0	1	1	1	1
40	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	1	0	0	1
40	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
40	ESP. ART.	3D	0	0	0	1	0	0
40	ESP. ART.	NEG	0	0	0	0	1	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
40	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	1	0
40	ESP. ART.	1 COR	0	0	0	0	1	2
40	ESP. ART.	2 CORES	1	0	1	0	2	1
41	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
41	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	2	0	2
41	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
41	CONDILO	3D	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	0
41	CONDILO	1 COR	2	2	2	2	2	2
41	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
41	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
41	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	1
41	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	1	1
41	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	1	1	2	2
41	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	1	1	2	2
41	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	1	1	1	1
41	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	1	2	1	0	1
41	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	1	1	0	0
41	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
41	FOS. MAND.	3D	1	1	1	0	0	0
41	FOS. MAND.	NEG	2	1	2	1	2	2
41	FOS. MAND.	3D + NEG	1	1	2	0	1	0
41	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	2	2	2
41	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
41	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	1	2	1	0
41	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	1	1	1	0
41	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
41	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	0	1	1	2
41	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	0	1	2	1
41	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	0	1	1	1
41	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	0	1	0	1
41	ESP. ART.	ZOOM 4	0	1	0	1	0	1
41	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
41	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
41	ESP. ART.	NEG	1	0	0	1	1	2
41	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	1	1	2
41	ESP. ART.	1 COR	1	2	1	2	1	2
41	ESP. ART.	2 CORES	2	2	1	2	2	2
42	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
42	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
42	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	0	2
42	CONDILO	ZOOM 4	2	2	1	2	0	2
42	CONDILO	ZOOM 8	0	2	0	0	0	2
42	CONDILO	3D	2	2	1	2	1	2
42	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	3D + NEG	2	2	2	2	2	2
42	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	1	2
42	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	1	2
42	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
42	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
42	FOS. MAND.	ZOOM 4	1	2	1	2	0	2
42	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	2	0	0	0	2
42	FOS. MAND.	3D	1	2	1	2	1	1
42	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
42	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	2	2	1	1
42	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	1	2
42	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
42	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	1	1	0
42	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	2	1	1	0
42	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
42	ESP. ART.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
42	ESP. ART.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
42	ESP. ART.	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
42	ESP. ART.	ZOOM 3	2	2	2	2	1	2
42	ESP. ART.	ZOOM 4	1	2	1	2	0	1
42	ESP. ART.	ZOOM 8	0	2	0	0	0	1
42	ESP. ART.	3D	1	0	0	0	0	1
42	ESP. ART.	NEG	1	2	1	0	2	2
42	ESP. ART.	3D + NEG	1	1	2	1	1	1
42	ESP. ART.	1 COR	1	2	2	0	0	1
42	ESP. ART.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
43	CONDILO	RAD.CONV	1	1	2	1	1	1
43	CONDILO	DIG.IND/BC	2	1	1	2	1	0
43	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	1
43	CONDILO	BR/CONT	2	1	2	2	2	2
43	CONDILO	OTIMIZ	2	1	2	2	2	2
43	CONDILO	ZOOM 2	2	1	2	2	2	2
43	CONDILO	ZOOM 3	2	1	2	2	0	2
43	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	1	0	1
43	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
43	CONDILO	3D	1	0	1	0	1	1
43	CONDILO	NEG	2	1	2	2	2	2
43	CONDILO	3D + NEG	1	0	1	1	1	1
43	CONDILO	1 COR	1	1	1	0	1	1
43	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	1
43	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	2	1	1	1	1
43	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	1	2	1	2	0
43	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	1	2	1	1	2	0
43	FOS. MAND.	BR/CONT	1	1	2	0	2	1
43	FOS. MAND.	OTIMIZ	1	1	2	0	2	1
43	FOS. MAND.	ZOOM 2	1	1	2	0	1	1
43	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	1	1	0	0	1
43	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	0	0	0	0	0
43	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
43	FOS. MAND.	3D	0	0	0	0	1	0
43	FOS. MAND.	NEG	1	1	1	1	2	1
43	FOS. MAND.	3D + NEG	0	0	1	0	0	0
43	FOS. MAND.	1 COR	1	2	1	0	1	1
43	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	0	2	1
43	ESP. ART.	RAD.CONV	1	1	0	1	0	0
43	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	2	0	0	1	0
43	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	2	0	0	1	0
43	ESP. ART.	BR/CONT	1	1	2	1	1	1
43	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	1	1	1	1
43	ESP. ART.	ZOOM 2	1	1	1	1	0	1
43	ESP. ART.	ZOOM 3	0	1	1	1	0	1
43	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	0	0	0	0
43	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
43	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
43	ESP. ART.	NEG	0	0	0	1	1	1
43	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
43	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	1	0
43	ESP. ART.	2 CORES	2	1	2	1	1	1
46	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	ZOOM 3	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	ZOOM 4	2	2	1	0	0	1
46	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
46	CONDILO	3D	2	2	1	2	2	2
46	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
46	CONDILO	3D + NEG	2	2	1	2	2	2
46	CONDILO	1 COR	1	2	1	0	2	2
46	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
46	FOS. MAND.	RAD.CONV	1	1	2	2	2	1

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
46	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	1	1	2	2	2	1
46	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	1	2	2	2	1
46	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
46	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
46	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
46	FOS. MAND.	ZOOM 3	2	2	2	2	1	1
46	FOS. MAND.	ZOOM 4	2	1	1	0	0	1
46	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
46	FOS. MAND.	3D	0	1	1	0	1	0
46	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
46	FOS. MAND.	3D + NEG	0	1	1	0	1	1
46	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2
46	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
46	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	1	1	1	0
46	ESP. ART.	DIG.IND/BC	1	1	1	1	2	0
46	ESP. ART.	DIG.IND/NG	1	1	1	0	2	0
46	ESP. ART.	BR/CONT	2	1	1	2	2	2
46	ESP. ART.	OTIMIZ	2	1	1	2	2	2
46	ESP. ART.	ZOOM 2	2	1	1	2	1	2
46	ESP. ART.	ZOOM 3	2	1	1	1	1	1
46	ESP. ART.	ZOOM 4	2	0	0	0	0	0
46	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
46	ESP. ART.	3D	1	0	1	0	1	0
46	ESP. ART.	NEG	0	1	1	0	2	1
46	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	1	0	1	1
46	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	2	2
46	ESP. ART.	2 CORES	2	1	1	2	2	2
47	CONDILO	RAD.CONV	1	1	1	2	1	2
47	CONDILO	DIG.IND/BC	2	1	2	2	1	1
47	CONDILO	DIG.IND/NG	2	1	2	2	1	2
47	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
47	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
47	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
47	CONDILO	ZOOM 3	1	2	1	2	0	2
47	CONDILO	ZOOM 4	1	1	1	0	0	1
47	CONDILO	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
47	CONDILO	3D	1	1	1	1	2	1
47	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	1
47	CONDILO	3D + NEG	1	2	2	2	2	1
47	CONDILO	1 COR	2	2	1	0	2	2
47	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	1
47	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	2	1	2
47	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	1	2	0	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
47	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	0	0	0	1
47	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	1
47	FOS. MAND.	3D	0	1	1	1	2	0
47	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	2	2	2
47	FOS. MAND.	3D + NEG	1	2	0	2	2	0
47	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2
47	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	2	2	2
47	ESP. ART.	RAD.CONV	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	BR/CONT	1	0	1	0	0	0
47	ESP. ART.	OTIMIZ	1	0	1	0	0	0
47	ESP. ART.	ZOOM 2	0	0	1	0	0	0
47	ESP. ART.	ZOOM 3	0	0	1	0	0	0
47	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	3D	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	NEG	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	0	0	0	0
47	ESP. ART.	1 COR	1	1	1	0	0	0
47	ESP. ART.	2 CORES	1,5	1	2	0	0	0
49	CONDILO	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	BR/CONT	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	OTIMIZ	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	ZOOM 2	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	ZOOM 3	1	2	1,5	2	2	2
49	CONDILO	ZOOM 4	1	2	1	1	0	2
49	CONDILO	ZOOM 8	0	1	0	0	0	1
49	CONDILO	3D	1,5	1	2	2	2	1
49	CONDILO	NEG	2	2	2	2	2	2
49	CONDILO	3D + NEG	1,5	2	2	2	2	1
49	CONDILO	1 COR	2	2	2	0	2	2
49	CONDILO	2 CORES	2	2	2	2	2	2
49	FOS. MAND.	RAD.CONV	2	2	2	2	2	2
49	FOS. MAND.	DIG.IND/BC	2	2	2	2	2	2
49	FOS. MAND.	DIG.IND/NG	2	2	2	2	2	2
49	FOS. MAND.	BR/CONT	2	2	2	1	2	2
49	FOS. MAND.	OTIMIZ	2	2	2	1	2	2
49	FOS. MAND.	ZOOM 2	2	2	2	1	2	2
49	FOS. MAND.	ZOOM 3	1	2	1,5	1	1	1
49	FOS. MAND.	ZOOM 4	0	1	1	1	0	1
49	FOS. MAND.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
49	FOS. MAND.	3D	1	0	1	0	1	1
49	FOS. MAND.	NEG	2	2	2	1	2	2
49	FOS. MAND.	3D + NEG	1	1	2	0	1	1
49	FOS. MAND.	1 COR	2	2	2	0	2	2

CASO	ESTRUTURA	RECURSO	EXAM.1	EXAM.2	EXAM.3	EXAM.4	EXAM.5	EXAM.6
49	FOS. MAND.	2 CORES	2	2	2	1	2	2
49	ESP. ART.	RAD.CONV	0	1	1	1	1	0
49	ESP. ART.	DIG.IND/BC	0	1	0	1	1	0
49	ESP. ART.	DIG.IND/NG	0	1	0	0	1	0
49	ESP. ART.	BR/CONT	1	1	1	1	2	1
49	ESP. ART.	OTIMIZ	1	1	1	1	2	1
49	ESP. ART.	ZOOM 2	1	1	1	1	1	1
49	ESP. ART.	ZOOM 3	1	1	1	1	1	0
49	ESP. ART.	ZOOM 4	0	0	1	1	0	0
49	ESP. ART.	ZOOM 8	0	0	0	0	0	0
49	ESP. ART.	3D	0	0	1	0	1	0
49	ESP. ART.	NEG	1	1	1	1	2	2
49	ESP. ART.	3D + NEG	0	0	1	2	1	0
49	ESP. ART.	1 COR	1	1	0	0	2	1
49	ESP. ART.	2 CORES	1	2	2	1	2	2