

OSVALDO DI HIPOLITO JUNIOR

Cirurgião Dentista

DETERMINAÇÃO, PELO MÉTODO DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE, DAS DOSES DE RADIAÇÃO INCIDENTES EM ÓRGÃOS CRÍTICOS, DURANTE A OBTENÇÃO DE RADIOGRAFIAS CEFALOMÉTRICAS. (*Estudo comparativo entre duas condições de regulagem do aparelho de raios X*)

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia, na área de Patologia.

PIRACICABA - SP

1980

OSVALDO DI HIPOLITO JUNIOR

Cirurgião Dentista

DETERMINAÇÃO, PELO MÉTODO DA DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE,
DAS DOSES DE RADIAÇÃO INCIDENTES EM ÓRGÃOS CRÍTICOS, DURAN
TE A OBTENÇÃO DE RADIOGRAFIAS CEFALOMÉTRICAS. (*Estudo com-
parativo entre duas condições de regulagem do aparelho de
raios X*)

*Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campi
nas, para a obtenção do Grau de
Mestre em Odontologia, na área
de Patologia.*

PIRACICABA - SP

1980

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Aos meus pais,

pelo apoio que sempre me deram;

a Ana *Lucia*, minha esposa,

pela compreensão e abnegação;

aos meus filhos, *Luciana*, *Rosana* e *Vinicius*,

pelo estímulo que para mim representam,

dedico este trabalho.

Ao Prof. Dr. NIVALDO GONÇALVES,

a quem devemos o ingresso na carreira
universitária, nosso respeito e admi-
ração, agradecendo pela confiança e
estímulo

A G R A D E C I M E N T O S

- Ao Prof. Dr. PLÍNIO ALVES DE MORAES, Magnífico Reitor da Universidade Estadual de Campinas, nossa respeitosa homenagem.
- Ao Prof. Dr. ANTONIO CARLOS NEDER, Diretor desta Faculdade, pelo apoio que nos deu durante o desenvolvimento deste trabalho.
- Ao Prof. Dr. LUIZ VALDRIGHI, Diretor Associado desta Faculdade, pelo interesse e solícita atenção.
- Ao Prof. Dr. LOURENÇO BOZZO, pelo estímulo e interesse demonstrados durante a elaboração deste trabalho.
- Ao Dr. REGINALDO MUCCILLO, pela valiosa orientação, colaboração e cessão das dependências e aparelhagem do Dosímetro Termoluminescente do Instituto de Energia Atômica de São Paulo.

- À Profa. Dra. SONIA VIEIRA e ao Prof. Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE, pelas sugestões seguras na execução da análise estatística.
- Ao Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO, pela troca de informações preciosas, durante a elaboração deste trabalho.
- Ao Sr. MOACYR RANGEL PEETZ, pela colaboração efetiva durante a obtenção do material para este trabalho.
- À bibliotecária IVANY DO CARMO GUIDOLIN GEROLA, pela gentil colaboração relativa às referências bibliográficas.
- À Sra. SÔNIA MARIA LORDELLO ARTHUR, pelos seus méritos dactilográficos neste trabalho.
- Ao Sr. SEBASTIÃO RODRIGUES DE BARROS, pela atenção na impressão deste trabalho.

I N D I C E

	Página
CAPÍTULO I	
INTRODUÇÃO	8
CAPÍTULO II	
REVISTA DA BIBLIOGRAFIA	12
CAPÍTULO III	
PROPOSIÇÃO	28
CAPÍTULO IV	
MATERIAL E MÉTODOS	31
CAPÍTULO V	
RESULTADOS	42
CAPÍTULO VI	
DISCUSSÃO	50
CAPÍTULO VII	
CONCLUSÕES	64
CAPÍTULO VIII	
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

CAPÍTULO I
INTRODUÇÃO

INTRODUÇÃO

A preocupação com o perigo das radiações ionizantes, das quais os raios X são um tipo, começou quando surgiram alterações físicas em profissionais que trabalhavam com materiais radiativos. Tais problemas tornaram-se relativamente frequentes devido, a princípio, ao desconhecimento dos malefícios que uma exposição prolongada às radiações causava. Mesmo quando esses malefícios passaram a ser percebidos, o descuido por parte dos operadores de aparelhos de raios X continuou responsável por danos causados aos profissionais e também aos pacientes. Além disso, um outro fator grave era a dificuldade de meios eficazes práticos para se medirem doses de radiação.

Por um período de aproximadamente 40 anos, os medidores de radiação normalmente usados eram câmaras de ionização e emulsões fotográficas. Tais processos não determinam exatamente as doses de radiação, ou mesmo, como é o caso do sistema monitor, proporcionam dados mais qualitativos do que propriamente quantitativos.

Com o advento da Era Atômica e a crescente verificação dos efeitos que, até a presente data, vêm sendo observados nas populações das áreas atingidas pelas radiações atômicas, no Japão, durante a Segunda Guerra Mundial, entidades científicas e autoridades mundiais vêm intensificando os cuidados e criando uma regulamentação no sentido de salvar a saúde de profissionais e pacientes e proteger o patrimônio genético da humanidade.

Por sua vez, o progresso científico fez com que continuassem a se desenvolver meios cada vez mais precisos de determinação dosimétrica das radiações. O desenvolvimento da Física do Estado Sólido, com o estudo aprofundado da interação da radiação com materiais como cristais, pós policristalinos, vidros, plásticos e líquidos solidificados, permitiu uma ampliação tão grande do conhecimento sobre o fenômeno da termoluminescência, que a aplicação desse fenômeno à dosimetria das radiações adquiriu uma elevada importância.

Os métodos baseados na termoluminescência apresentam vantagens práticas ponderáveis, como a capacidade de medirem doses que vão desde mR (miliroentgen) até MR (mega-roentgen), além de permitirem a montagem de dosímetros de tamanho diminuto, de custo relativamente baixo e possuidores de uma grande precisão.

Com isso, a partir de 1960, os dados decorrentes de estudos dosimétricos das radiações puderam ser reavaliados, tornando possível melhor aferição das doses de radiações X que incidem em operadores e pacientes. E sem dúvida uma nova etapa nesse desenvolvimento tecnológico ocorreu em 1964, quando CAMERON (8) elegeu o fluoreto de lítio (LiF) como o melhor dos vários tipos de cristais termoluminescentes

normalmente disponíveis, ao comprovar que esse composto cristalino apresenta comportamento bem próximo ao do ar e dos tecidos vivos, do ponto de vista da radiação.

Os dados obtidos nas pesquisas realizadas com os novos métodos de dosimetria termoluminescente (TLD) apresentam, além de um inegável interesse acadêmico, uma importância para a prática profissional que não precisa de ser ressaltada. Profissionais e entidades de classe têm de levar em conta as doses de radiação a que operadores e pacientes estão sujeitos nos exames radiológicos dentários, superando a atual fase de desatenção relativa a esse grave problema.

CAPÍTULO II
REVISTA DA BIBLIOGRAFIA

REVISTA DA BIBLIOGRAFIA

O emprego dos raios X e outros tipos de radiação nas clínicas, nos hospitais, nas pesquisas biológicas, médicas, fisiológicas etc., bem como a presença de radiações nos laboratórios físicos e químicos e nos reatores, vêm aumentando de forma acentuada, tornando-se necessárias medições precisas dessas radiações, de forma a proporcionar maior segurança ao ser humano.

Se consultarmos a literatura ao nosso alcance, no capítulo referente à medição de radiação vamos constatar que, até meados deste século, o uso de instrumentos de medida não adequados, como as câmaras de ionização e emulsões fotográficas, eram praticamente as únicas opções que os especialistas dispunham para aquilatarem quantidades de radiação. Contudo, nestas três últimas décadas, com o advento da dosimetria termoluminescente, avanços significativos foram verificados neste setor, podendo hoje serem obtidos valores bem mais precisos na medição de radiação.

Este fenômeno, o da termoluminescência (TL) ,

conforme citação de SPURNY (29), em 1965, já fora observado por BOYLE em 1663, em diamantes e fluoritas; posteriormente, foi relacionado com radiação X e γ em 1904, por CURIE, e também por WICK em 1927, e ainda por LYMAN, em 1935, de acordo com a citação de CAMERON e colaboradores (9). Esses autores relatam os trabalhos pioneiros de DANIELS e seus colaboradores na década de 1950, visando ao emprego de cristais de fluoreto de lítio (LiF) na dosimetria das radiações. Já em 1953, DANIELS aplicou tal processo na dosimetria in vivo, em pacientes que receberam uma dose terapêutica de iodo radioativo (^{131}I). Após essa experiência, esse método dosimétrico foi temporariamente posto de lado, sendo retomado em 1968 por CAMERON e colaboradores (9), que apresentaram uma quantidade considerável de contribuições referentes ao estudo das características da sensibilidade e da sensibilização do LiF, esclarecendo também alguns aspectos do mecanismo desse fenômeno.

Em 1964, CAMERON (8), estudando vários cristais termoluminescentes, elegeu o fluoreto de lítio, porque este cristal foi o que apresentou comportamento, relativo à radiação, mais próximo ao do ar e tecidos vivos. Destacou ainda as outras vantagens que esses cristais apresentam, como:

- a. resposta uniforme a diferentes níveis de energias de radiação X;
- b. larga faixa de uso, cobrindo desde doses menores que 1 mR até 10^6 mR;
- c. possibilidade de obtenção em tamanho diminuto;
- d. manutenção da "leitura" por longo tempo;
- e. possibilidade de serem usados várias vezes;
- f. serem pouco afetados por variações normais de temperatura e umidade;

g. apresentarem boa fidelidade (aproximadamente 1 a 2% de erro).

No que se refere à proteção às radiações, cumpre salientar que o Departamento de Saúde do Estado de Ohio, nos Estados Unidos da América do Norte (24), no ano de 1970, proibiu o uso de todos os aparelhos de raios X dentários que não estivessem registrados e solicitou informações de profissionais ou pessoal auxiliar que receberam doses de radiação consideradas acima da dose permitida. Em seguida, determinou algumas normas para a diminuição das doses recebidas pelos operadores, e especificou a dose de 1,25 R, como sendo o máximo admissível a ser recebido durante 3 meses, considerado o corpo todo.

Como relata PHILLIPS (23), em 1966, o controle da radiação em consultório odontológico teve seu marco inicial com a publicação feita pela Academia Nacional de Ciências Norte Americana, em 12 de julho de 1956, com o título "Efeitos Biológicos da Radiação Atômica". Esse relatório recomenda a dose limite de 10 R além da "radiação de fundo", visando a proteger as células reprodutivas de indivíduo no espaço de tempo que vai do nascimento até a idade de 30 anos.

Outros estudos já vinham sendo realizados, com a finalidade de avaliar a quantidade de radiação que o profissional recebia normalmente na sua atividade. Assim, em 1953, BUDOWSKY & KUTSCHER (6) distribuíram, a 125 dentistas voluntários, dosímetros individuais com filmes para a avaliação da radiação que recebiam durante o período de 7 dias, em seus consultórios particulares. Desses, somente 71 devolveram os dosímetros no prazo determinado, e o resultado mostrou que para nenhum dos profissionais foi alcançada a dose máxima tolerável, pelas especificações do "National Bureau of Standart

Recommendations", que é de 300 mR semanais.

Em 1955, RICHARDS (25), utilizando um aparelho de raios X dentário com 65 kVp e 10 mA, filtragem com alumínio de 1 mm de espessura, resultando num rendimento de 165 R por minuto no ar, produziu eritema na superfície flexora do antebraço de voluntários, com doses compreendidas entre 540 e 600 mAS. Em sua conclusão, recomenda que as regiões do corpo usualmente não cobertas por roupas, como a face e a mão, não devem ser expostas a doses superiores a 400 mAS, num período de 2 semanas consecutivas.

RICHARDS (26), em 1958, utilizou uma Victoreen Minometer com uma câmara de ionização de 1 mR, para estudar a radiação secundária em "phantom" (manequim), durante as tomadas de radiografias periapicais, produzidas por dois aparelhos, um que operava com 65 kVp e 10 mA e outro com 90 kVp e 10 mA. Verificou que a produção de radiação secundária cresce com o aumento da voltagem, na proporção de 2 a 3 vezes, quando se passa de 65 kVp para 90 kVp.

BARR & BROCKMAN (2), em 1960, avaliaram as doses de radiação recebidas por pacientes e operadores em 200 consultórios dentários, utilizando uma câmara de ionização Victoreen nº 70 ou 570. Esses autores registraram doses de radiações mais baixas, em cerca de 18,1%, nos aparelhos regulados com 60 a 70 kVp, em relação àqueles com 45 e 55 kVp, embora todos os aparelhos estudados tivessem a mesma filtragem e colimação.

WUEHRMANN (34), em seu livro sobre proteção à radiação, indica a dose máxima de 100 mR por semana para o operador que utiliza aparelhos de raios X que não ultrapassem a 200 kVp. O mesmo autor adverte, também, que doses acima de 30

mR por semana merecem uma investigação, visando a redução desses níveis de radiação.

CRANDELL & CHAPEL HILL (11), em 1959, reportando-se às recomendações da Academia Americana de Radiologia Dentária (A.A.D.R.), que sugerem a utilização de um total de filtração de 2 mm de alumínio para aparelhos de raios X odontológicos, e ainda às recomendações do Comitê Nacional de Proteção à Radiação, que preconiza o uso de filtros equivalentes a 1,5 mm de alumínio, constataram entretanto que, em 17 aparelhos de raios X odontológicos, operando com 65 e 70 kVp e 10 mA, apenas 43 possuíam filtros com a média de espessura de 0,75 mm de alumínio, e o restante uma média de somente 0,275 mm de alumínio.

Em estudo publicado em 1964, SLOANE (27) procurou relacionar fatores como voltagens maiores ou menores, tempos de exposição, quantidade de radiação secundária produzida e qualidade de radiografia. Concluiu que a redução do tempo de exposição, possibilitada por um aumento de voltagem e miliamperagem, não seria em geral vantajosa, pois a diminuição de comprimento de onda provocaria maior penetração e maior produção de radiação secundária e, conseqüentemente, menor nitidez de imagem.

Em 1971, BUSHONG e colaboradores (7) estudaram a quantidade de radiação recebida por 3 grupos de pacientes, distribuídos segundo as seguintes técnicas:

O 1º grupo, com 55 pacientes, recebeu radiação proveniente de um aparelho G.E., operando em 65 kVp e 10 mA, filtro de 2,22 mm de alumínio, filme de lenta exposição e tempo de 38 s, para 18 radiografias. No 2º grupo, formado por 18 pacientes, o aparelho G.E. operou com 90 kVp e 15 mA,

filtro equivalente a 3,25 mm de alumínio, filme "ultra-rápido" e tempo de 3,05 s para 18 radiografias. No 3º grupo, composto de 25 pacientes, o aparelho empregado foi um Panorâmico (SSW) que operou com 80 kVp, 10 mA e filme "ultra-rápido". Os autores empregaram dosímetros TLD-100 e encontraram quantidades menores de radiação nas regiões de tireóide, íris, pele e gônadas, quando foi empregada a técnica com alta voltagem e filmes de rápida exposição. Contudo, as radiografias panorâmicas foram as que apresentaram menor quantidade de radiação, quando comparadas com as duas primeiras técnicas.

Em 1958, COHEN (10) realizou uma pesquisa no sentido de reduzir o número de exposições e a quantidade de radiação recebida por pacientes, em tratamento ortodôntico. Fez comparações entre várias técnicas, que denominou de "convencionais", e as variantes, por ele propostas. No tocante à radiografia cefalométrica, o autor utilizou um aparelho regulado com 90 kVp, 10 mA, 1/10 s de exposição e filtro adicional de alumínio com 2 mm de espessura. Com isto, conseguiu uma exposição que correspondia a uma dose de radiação de apenas 0,004 R, em comparação com a dose de 0,045 R que o aparelho produzia quando funcionava com 60 kVp, 10 mA, 2,5 s de exposição e filtro adicional de alumínio com 1 mm de espessura. A dosimetria foi realizada com uma câmara de ionização Victoreen. Concluiu que as variantes propostas reduzem a dose de radiação; contudo, admite que as radiografias perderam em qualidade, mas, mesmo assim, permitiam distinguir os pontos de referência desejados para um estudo ortodôntico.

Em 1962, FRANKLIN (15), objetivando desenvolver métodos para reduzir a quantidade de radiação que atinge paciente e operador, durante as exposições nas radiografias

cefalométricas, incorporou um cilindro colimador de aço, de 18 polegadas (45,7 cm), ao aparelho cefalométrico, colimando o feixe de raios X e reduzindo assim a quantidade de radiação tanto para o operador como para o paciente. O autor também recomendou o emprego de filtro de alumínio, como fator atenuante da intensidade da radiação direta e dispersa. Admite que 2 mm de espessura de alumínio é a filtração ideal para essa técnica radiográfica, pois proporciona radiografias satisfatórias.

Em 1963, ISHIKAWA e colaboradores (20) utilizaram um aparelho de raios X TEIKOKU-SHIKA-DENKI K.K., modelo T-2, que operava com 90 kVp, 15 mA e 8/10 s de exposição, para o registro de doses de radiação em radiografias cefalométricas. As doses avaliadas, na região das gônadas do paciente, foram da ordem de 0,025 mR e a dose dispersa recebida pelo operador foi de 0,3 mR. Quando o operador se colocava atrás de um biombo de chumbo, a dose de radiação dispersa que o atingia baixava para 0,04 mR. A dosimetria foi realizada por meio de filmes dosimétricos.

Autores suecos e finlandeses também têm oferecido contribuições para o equacionamento do problema. Preocupado em proteger o paciente submetido a radiografia cefalométrica, TORVIN (31), em 1961, idealizou um aparelho formado basicamente por dois aventais constituídos de chumbo, com espessura de 1 mm. O avental superior protegia os olhos, a pituitária, o cérebro, o pescoço e tireóide, enquanto o inferior protegia o resto do corpo. Desta forma, o autor conseguiu reduzir a quantidade de radiação em 1% para os olhos, 10% para a tireóide e 33% para as gônadas.

FLEISCHMANN (13), em 1965, relatou dois aciden

tes em que dentistas receberam doses elevadas de radiação, devido a defeitos em seus aparelhos de raios X. O autor, embora reconheça o resultado pouco satisfatório que os "distintivos" (filmes dosimétricos) apresentam na dosimetria, enfatiza o seu uso, justificado pela detecção ocasional de radiações de vidas a possíveis defeitos do aparelho de raios X.

WEISSMAN (32), em 1973, utilizando dosímetro de fluoreto de cálcio (TLD-200), mediu doses de radiação em diversas técnicas radiográficas extra-buciais. Os dosímetros foram colocados em 5 regiões externas e 7 internas de uma cabeça de cadáver. Uma das técnicas empregadas foi a telerradiografia, obtida com um aparelho regulado com 80 kVp e 37,5 mAS, na qual encontrou, entre outras regiões estudadas, 47,20 mR para a região exterior da córnea e 45,40 mrad para o seu interior.

FRANKLIN (17), em 1973, realizou um extenso estudo, utilizando "phantom", com a finalidade de determinar as doses de radiação a que o paciente em tratamento ortodôntico fica sujeito, durante o exame radiográfico, e bem assim a possibilidade de reduzir tais doses sem, entretanto, afetar o resultado qualitativo da informação radiográfica. O aparelho radiográfico funcionou com 90 kVp, 15 mA e tempos de exposição de: 21/60 s (5,25 mAS), 18/60 s (4,50 mAS) e 15/60 s (3,75 mAS). Foram obtidas 21 leituras com dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio e, para o registro da radiação dispersante, o autor usou uma câmara de ionização modelo Nuclear 2510. Com a exposição de 21/60 s, foi registrada a maior intensidade de radiação, 9,00 mR, na superfície do lado direito, na direção do feixe central de raios X. No lado oposto a essa região, após os feixes de raios X atravessarem a cabeça do

"phantom", foram encontrados 0,45 mR, e somente 0,39 mR sensibilizaram o filme. Isto significa que 95% da radiação são absorvidas e portanto 5% chegam ao filme. Para a região de íris direita foi registrada a dose de 7,80 mR, e 3,70 mR, para a íris esquerda; para o lado direito da região da tireóide, 7,50 mR, e 4,30 mR para o lado esquerdo. Quando a exposição foi de 18/60 s, o autor obteve as seguintes doses: lado direito, na direção do feixe principal, 7,71 mR; lado oposto, 0,39 mR, sendo que apenas 0,34 mR sensibilizaram o filme. A região da tireóide, lado direito, recebeu 6,43 mR, enquanto 3,69 mR foram detectados no lado esquerdo. As doses de radiação foram menores quando FRANKLIN utilizou 15/60 s, sendo as seguintes: lado direito, na direção do feixe principal, 6,43 mR; lado oposto, 0,32 mR, e 0,28 mR foi a quantidade de radiação que sensibilizou o filme. O lado direito da região da tireóide recebeu 5,36 mR, e 3,07 o lado esquerdo. Em seguida, o autor pesquisou as doses de radiação dispersa que poderiam atingir o operador e as gônadas do paciente. Essa pesquisa foi efetuada com o tempo de 21/60 s. Para as gônadas do paciente, cuja localização o autor determinou de forma aproximada, a 2 pés (61 cm) do solo, foram encontrados 0,10 mR. Para determinação da dose que atingiria o operador, foram escolhidas na sala quatro posições diferentes:

- Posição 1, que estava a 45 graus de angulação e 10 pés (3,05 m) da cabeça do "phantom": a leitura foi de 0,004 mR.

- Posição 2, a distância de 6 pés (1,83 m) e em ângulo reto em relação ao cefalostato: leitura de 0,006 mR.

- Posição 4, localizada no laboratório, separado da sala por uma parede de 4 polegadas (10,2 cm) e atrás do cabeçote do aparelho: leitura de 0,002 mR.
- Posição 5, com 6 pés (1,83 m) de distância e com uma angulação de 45 graus da cabeça do "phantom": a leitura da radiação dispersa foi de 0,008 mR.
- (A posição 3 foi referente às gônadas do paciente).

O autor concluiu que radiografias cefalométricas obtidas com menores tempo de exposições (18/60 s e 15/60 s), reduzindo assim as doses de radiação, não trariam prejuízos ao resultado final, ou seja, a imagem radiográfica, e portanto, deveriam ser as escolhidas.

NWOKU & KOCH (21), em 1975, analisando o efeito da radiação em crianças que receberam radioterapia em tumores de cabeça e pescoço, encontraram graves deformações faciais. Entretanto, não conseguiram determinar as dosagens a partir das quais ocorriam tais deformações.

FRANKLIN (14), em 1954, recomendou que as radiografias cefalométricas deveriam ser obtidas através da técnica da alta voltagem para conseguir imagens radiográficas com boa definição, obtidas com tempo de exposição menor. Independente da idade dos pacientes, que variou entre 5 anos e 7 meses e 69 anos e 6 meses, as radiografias foram tiradas com aparelhos regulados a 90 kVp, 20 mA e 3/10 s, resultando em uma melhor definição da imagem do tecido ósseo, salientando-se a vantagem de ser menor a dose de radiação que atinge tanto o paciente como o operador.

SMITH (28), em 1973, comentando os limites de doses de radiação estabelecidos pela "Comissão Internacional para Proteção Radiológica" (I.C.R.P. - 1965, Publicação nº 9), diz que pessoas profissionalmente expostas à radiação de vem estar sujeitas a um controle regular da dose de radiação que recebem. O limite máximo de exposição das gônadas e medula vermelha deverá ser de 5 rem/ano, podendo o profissional receber 3/10 dessa dose, ou seja, 1,5 rem/ano, sem uma supervisão maior. Para a pele, glândula tireóide e ossos, a dose é de 30 rem/ano. As mãos, antebraços e tornozelos não devem receber mais que 75 rem, e os demais tecidos do corpo, 15 rem/ano.

TAFT (30), em 1958, mediu as doses de radiação que chegaram às gônadas de 15 pacientes expostos a exame radiográfico para estudo ortodôntico. Utilizou radiografias cefalométricas, realizadas com aparelho funcionando com 65 kVp, 15 mA e 2 s de exposição, além de radiografias da mandíbula, lado direito e esquerdo, e 10 radiografias intra-buciais. O Autor empregou diafragmas (masks) adaptados ao aparelho, com diâmetro de 5/8 de polegadas (1,59 cm), 3/4 de polegadas (1,91 cm) e 7/8 de polegadas (2,22 cm), para diminuir a dispersão dos raios X. As doses de radiação foram medidas com dosímetro Phillips. A última abertura foi considerada a ideal, reduzindo em 40% a dose gonadal. Contudo, TAFT não encontrou doses dispersantes de radiação para essa região nas radiografias cefalométricas, em nenhuma das três situações descritas acima.

PADEN (22), em 1960, reconheceu que, apesar do conhecimento dos perigos letais que as radiações representam, os pesquisadores não sabem determinar exatamente os limites

de tolerância do ser humano a essas radiações. Visando obter maior segurança, fez uma série de recomendações relativas tanto ao paciente como ao operador, quando da utilização de radiografias cefalométricas. Em resumo, o autor aconselha o seguinte:

- 1 - Aceda à cefalometria se você crê que ela seja de real vantagem para o diagnóstico e planejamento.
- 2 - Limite as séries de exposições àquelas que você realmente necessita.
- 3 - Adquira o equipamento apropriado, capaz de ser regulado adequadamente.
- 4 - Utilize filtro de alumínio apropriado.
- 5 - Utilize filmes mais rápidos que puder, usando também placa intensificadora com maior poder refletivo possível.
- 6 - Utilize diafragmas adequados.
- 7 - Adquira um avental de chumbo para proteger a região gonadal.
- 8 - Tenha sempre o aparelho testado e calibrado por um físico especialista em radiação e siga suas sugestões.

Em 1977, BLOCK e colaboradores (4) desenvolveram um experimento com a finalidade de verificar as doses de radiação incidente na tireóide, em radiografias panorâmicas e telerradiografias. Para tanto, utilizaram um "phantom" e dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio 100. As exposições, realizadas durante a tomada de radiografias cefalométricas, foram feitas com 68 kVp, 20 mA e 4 s de exposição, sendo que a distância área focal-pele foi de 60 polegadas (1,52 m). Os autores pretenderam também pesquisar o efeito do emprego de um "colarinho" de chumbo que cobrisse a área durante a tomada radiográfica. Nas radiografias panorâmicas, o resultado encontrado à superfície da pele, na região da tireóide, foi de 45 mrad, sem o emprego do "colarinho"; e quando este foi utilizado, somente 12 mrad foram detectados, tendo portanto, o chumbo absorvido 73% da radiação.

Em 1964, ESELMAN (12) mediu as doses de radiação primária e secundária provenientes da exposição de uma mandíbula seca, aos raios X, e comparou-as com as doses determinadas por exposições "in vivo". Utilizou para pesquisa um aparelho de raios X com miliamperagem constante, 10 mA, usando voltagens de 50 e 90 kVp, com tempos de exposição de 1/3 e 1/20 s, respectivamente. O estudo revelou, entre outras conclusões, que a radiação secundária encontrada com 90 kVp era maior que o dobro daquela obtida com a voltagem de 50 kVp.

FRANKLIN, em 1964, (16), fez uma advertência quanto aos perigos que a população humana está sujeita frente às numerosas formas de radiações naturais, além daquelas produzidas pelo homem nos seus consultórios médicos e odontológicos. No entanto, como ortodontista, o autor admite que as doses de radiação absorvidas pelos pacientes em tratamento orto

dôntico ficam dentro dos limites de segurança. Assim, um paciente que necessite de 3 radiografias cefalométricas para um tratamento ortodôntico, com o aparelho operando com 90 kVp, 20 mA, 0,4 s de exposição e sem utilização de filtros de alumínio, recebe doses médias de 240 mrem.

ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, utilizaram um "phantom", LiF em pó e câmara de ionização para a medição X em diversas técnicas radiográficas. Para as radiografias cefalométricas o aparelho foi regulado com 120 kVp, 11,8 mAS, distância ponto focal-filme de 165 cm, com rendimento de 85 mrad por mAS a uma distância de 1 m. Entre outras regiões estudadas, os autores determinaram para a região de íris 23 mrad, 29 mrad para tireóide, 50 mrad para a pele, 22 mrad para a região de incisura mandibular.

WHITE & FREY (33), em 1977, fizeram uma avaliação dos perigos somáticos que a população está sujeita a partir das radiografias odontológicas. Segundo esses autores, pesquisas feitas pelo Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos apuraram que a dose de radiação, medida na superfície da pele, em 1970, era de 910 mR, como média nacional, e que esse resultado era 20% menor que a dosagem média verificada, nas mesmas condições, no ano de 1964, o que representou um progresso nas condições de segurança dentro da profissão.

Em 1978, BERNHARD (3), empregando dosímetros termoluminescentes (T-L21), determinou doses de radiação ao nível da pele, em diversas técnicas radiográficas. Para as radiografias cefalométricas, o autor colocou os dosímetros no ponto de incidência do feixe central de raios X, registrando a dose total de 30 rad. Entretanto, não relatou as condições de trabalho, fatores por demais importantes na avaliação do

mAS, e o seu relacionamento com a dose de radiação acusada pelo dosímetro.

CAPÍTULO III
PROPOSIÇÃO

PROPOSIÇÃO

Em face da insuficiência de dados referentes aos níveis de radiação, "in vivo", que atingem paciente e operador, quando da obtenção de radiografias cefalométricas, e tendo em vista o emprego do método da termoluminescência como processo dosimétrico, propomo-nos a:

1. Avaliar a eficácia de dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio - 700 na determinação das doses de radiação, durante a obtenção de radiografias cefalométricas.
2. Determinar a dose média de radiação que atinge a região da oliva direita (OD) do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).
3. Determinar a dose média de radiação que atinge a região da oliva esquerda (OE) do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho

(70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).

4. Determinar a dose média de radiação que atinge a região da íris direita (ID) do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).
5. Determinar a dose média de radiação que atinge a região da íris esquerda (IE) do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).
6. Determinar a dose média de radiação que atinge a região da tireóide do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).
7. Determinar a dose média de radiação que atinge a região das gônadas do paciente submetido a radiografia cefalométrica, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).
8. Determinar a dose média de radiação incidente em cinco posições da sala de tomada de radiografia cefalométrica, supostamente ocupadas pelo operador, em duas condições de regulagem do aparelho (70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição e 85 kVp, 15 mA e 4/10 s de exposição).

CAPÍTULO IV
MATERIAL E MÉTODOS

MATERIAL E MÉTODOS

A presente pesquisa foi realizada com pacientes submetidos a tratamento dentário na Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, em sua maior parte no setor de Ortodontia.

Os pacientes, de ambos os sexos, num total de 20, todos leucodermas, com idade entre 11 e 18 anos, e apresentando altura corporal variável entre 1,49 e 1,73 m, foram submetidos a radiografias cefalométricas, tolerando-se nos mesmos a presença de trabalhos de dentística, como restaurações metálicas de amálgama e blocos fundidos, além de trabalhos endodônticos, etc.

Esses pacientes foram submetidos, por 2 vezes, a radiografias cefalométricas, com o aparelho ORTHOCEPH - 3 Nanodor-Siemens, utilizando filmes Kodak tamanho 18 x 24, do tipo RP/S54, sendo "revelados" (redução) com o tempo de 3 minutos e fixados por 20 minutos. Na primeira radiografia utilizaram-se no aparelho os seguintes fatores: 85 kVp, 15 mA e tempo de exposição de 4/10 s; ao passo que a segunda radiogra

fia foi feita nas condições de 70 kVp, 15 mA e 1,2 s. O aparelho possui um filtro inerente de 2,00 mm de alumínio e uma colimação tal que apresenta um feixe útil de radiação equiva_{lente} a uma área retangular de 41,0 x 20,0 cm, a uma distância área focal-plano sagital mediano do paciente (apoio nasal) igual a 1,53 m.

A escolha das condições em que o aparelho operou foi resultado de um plano piloto que apresentava como fatores constantes a miliamperagem e a distância área focal-objeto, e como variáveis a quilovoltagem, o tempo de exposição e de revelação. As radiografias cefalométricas, obtidas com diferentes contrastes e densidades, foram entregues a especialistas que pudessem expressar suas opiniões a respeito das que melhor se prestavam para o fim a que se destinavam. Por unanimidade, os 2 radiologistas e os 3 ortodontistas indicaram as tomadas com os fatores acima mencionados, como plenamente adequadas, embora as radiografias obtidas na condição de 70 kVp apresentassem, em geral, uma qualidade ainda ligeiramente superior que as de 85 kVp.

Antes do início dos trabalhos, foram determinados a energia efetiva e o rendimento do aparelho, pelo serviço da "Assessoria Técnica em Física Médica Ltda", firma com sede em S. Paulo, especializada no setor, que vem nos assessorando na F.O.P. já há alguns anos. Desta forma, determinou-se que o aparelho possui um feixe de raios X com energia de 30 KeV, e camada semi-redutora ("H.V.L.") igual a 2,5 mm de alumínio.

A dosimetria foi realizada com a utilização de cristais de fluoreto de lítio-700 (LiF-700), medindo 3 por 3 mm de base por 2 mm de espessura, fabricados pela "The

Harshaw Chemical Company". Esses dosímetros foram condicionados aos pares, em embalagem especial, constituída de saquinhos plásticos, de 0,003 mm de espessura medida em um micrômetro "Mitutoyo", ficando assim os cristais protegidos da umidade, de impurezas, e facilitando o seu manuseio.

Tais embalagens foram confeccionadas da seguinte maneira: sobre uma prancha de madeira colocávamos uma folha retangular de plástico e sobre ela dispúnhamos cristais de LiF-700, aos pares. Sobre essa folha assim preparada, colocamos uma segunda folha de plástico, que recobria todos os pares de cristais. Para a prensagem, auto-selagem e corte de cada conjunto-envoltório de cristais, usamos um ferro elétrico de soldar, marca "Fame", com uma ponta cilíndrica, convenientemente modificada, pois sua base inferior possuía uma cavidade central de 1,6 cm de diâmetro por 0,8 cm de profundidade, de modo que apenas a porção periférica, em forma de coroa circular, exercesse pressão sobre as folhas plásticas. Para evitar que a base do ferro aquecido aderisse à folha de plástico superior, colocávamos papel celofane entre ambos. Dessa maneira, o ferro elétrico era prensado contra as lâminas de plástico por alguns segundos, formando envelopes de forma discóide, facilmente destacáveis do conjunto.

Esses envelopes plásticos foram colocados, antes do posicionamento do paciente, em 5 locais da sala de tomada de radiografias, que possuía dimensões de 2 m x 2 m.

As cinco posições da sala que receberam os dosímetros estavam situadas a uma altura de um metro do solo, portanto, em um nível correspondente aproximadamente à região gonadal do profissional (operador). Os locais que estes dosímetros ocuparam, quando dos exames radiográficos, foram

as seguintes (ilustração 1):

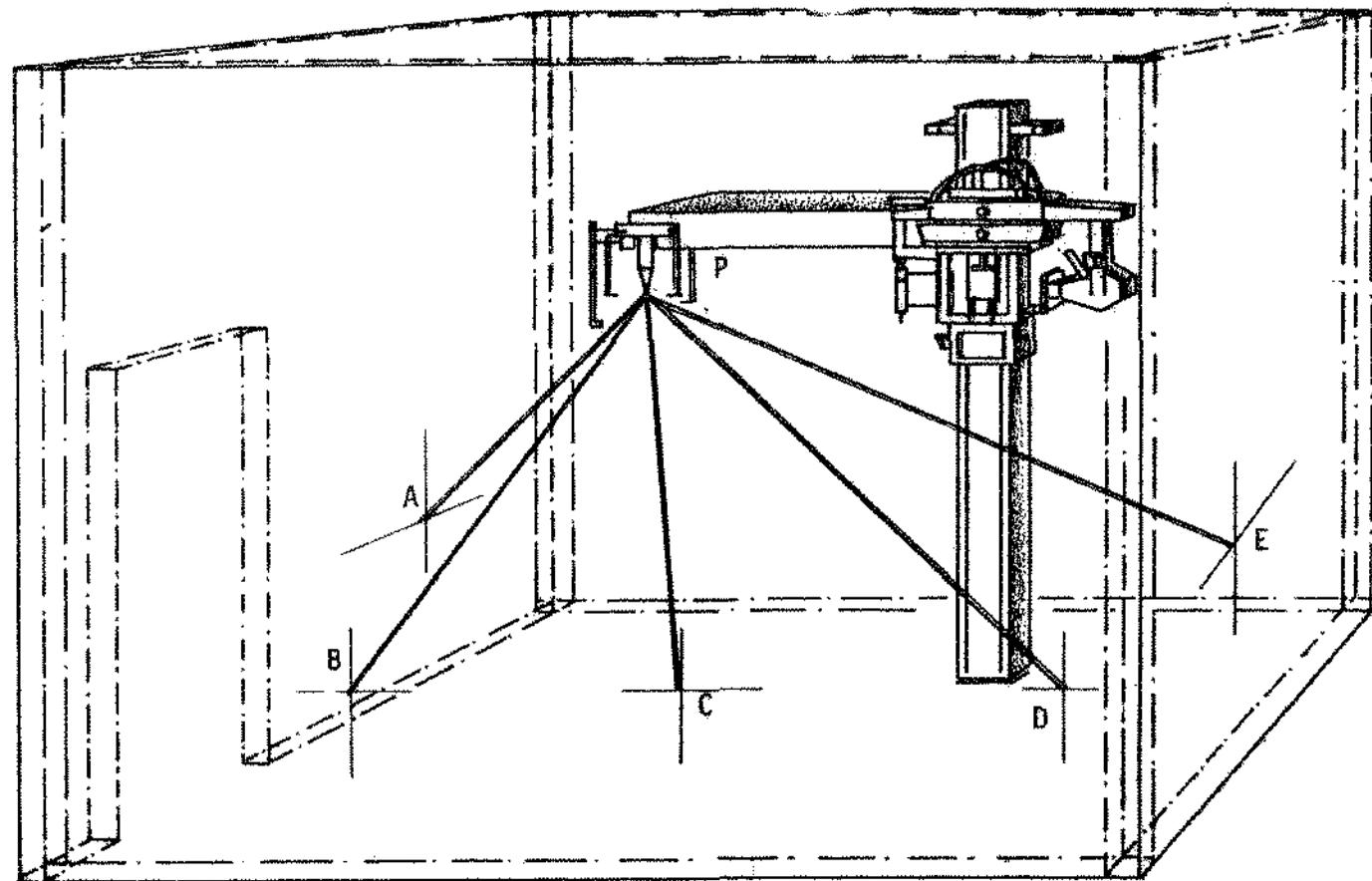
- posição A, lado esquerdo do paciente;
- posição B, atrás do paciente;
- posição C, aproximadamente no centro da parede posterior do paciente;
- posição D, no canto da sala diametralmente oposto ao paciente;
- posição E, atrás do cabeçote do aparelho.

Em seguida, o paciente era posicionado no cefalostato, com as mãos para trás para não interferir na dosimetria da região gonadal, e então sobre seu corpo eram colocados dosímetros nas seguintes regiões: a um centímetro adiante da oliva direita (OD); a um centímetro adiante da oliva esquerda (OE); íris (face externa da pálpebra) direita (ID) e esquerda (IE); região da tireóide (T), e o último par sobre o vestuário na região gonadal (G). Os saquinhos plásticos foram fixados nessas regiões com auxílio de fita adesiva.

Na ocasião em que foram sensibilizados os cristais colocados no paciente e ao redor da sala, outros dez envoltórios com dosímetros também foram sensibilizados, nos tempos de 1,0 s, 1,2 s, 1,6 s, 2,0 s e 2,5 s, para a determinação da curva de calibração, referente às condições de cada série de radiografias obtidas dos pacientes, ou seja, para as tomadas com 85 kVp, 15 mA, e segunda série com 70 kVp e 15 mA.

Dessa maneira, para cada 2 exposições realizadas no mesmo paciente, foi utilizado um total de 70 dosímetros de LiF-700 (35 saquinhos plásticos), com a seguinte distribuição: 12 para as regiões estudadas no paciente, 10 para

ILUSTRAÇÃO 1



Posição A, na parede à esquerda do paciente: $P_A = 1,10 \text{ m}$;

Posição B, na parede de trás do paciente: $P_B = 1,80 \text{ m}$;

Posição C, no centro da parede de trás do paciente: $P_C = 2,15 \text{ m}$;

Posição D, no canto da sala diametralmente oposto ao paciente: $P_D = 2,40 \text{ m}$;

Posição E, na parede atrás do cabeçote do aparelho: $P_E = 1,85 \text{ m}$;

P corresponde aproximadamente ao ponto médio entre as duas olivas.

as 5 posições da sala e 10 para a determinação das curvas de calibração, e ainda mais 6 referentes à radiação de fundo ("back-ground").

Como dissemos acima, a calibração do aparelho foi realizada pela equipe de físicos, ficando estabelecido que nas condições em que o aparelho operou com 70 kVp, 15 mA, 2 mm de alumínio como filtração, em um tempo de 1,6 s, a uma distância de 175 cm, a dose no ar foi de 29,4 mR. Quando as condições do aparelho passavam para 85 kVp, 15 mA, 2 mm de alumínio como filtração e tempo de exposição de 0,4 s, a uma distância de 175 cm, a dose foi de 10,8 mR no ar. Com esses dados e mais os referentes às exposições correspondentes a 1,0 s, 1,2 s, 1,6 s, 2,0 s e 2,5 s, para as condições do aparelho de 80 kVp, e exposições de 1,0 s, 1,2 s, 1,6 s, 2,0 s e 2,5 s para as condições do aparelho com 70 kVp, pudemos fazer a curva de calibração. De posse desses dados referentes às doses de radiação incidentes nas diversas regiões do paciente e posições da sala, foram os mesmos levados ao gráfico de calibração, obtendo-se assim as doses de radiação que atingiram os dosímetros.

Após a sensibilização, os dosímetros, ainda nos saquinhos, foram colocados em um recipiente de chumbo ("castelo de chumbo") para evitar possíveis sensibilizações por radiações outras.

As leituras dos dosímetros foram feitas entre 64 e 72 horas após a exposição à radiação X, no Departamento de Física Nuclear, na Divisão de Física do Estado Sólido do Instituto de Energia Atômica (I.E.A.) - Cidade Universitária - USP - São Paulo. Para a leitura, utilizamos um aparelho composto por um "Thermoluminescente Detector" - modelo 2.000 A,

Fig. 1, um "Automatic Intergrating Picoammeter" modelo 2.000 B, Fig. 2, fabricado pela firma "The Harshaw Chemical Company" e um graficador marca "Kleithley Corder 270".

Considerando que o aparelho do I.E.A. trabalha também com leitura de doses altas de radiação e isto poderia, eventualmente, mascarar os nossos resultados, escolhemos as segundas-feiras, pela manhã, para realizar as nossas leituras, porque assim, o aparelho estaria em condições normais para o nosso trabalho, pois ficava "em repouso" todos os fins de semana.

Os cristais foram então removidos dos envólucros plásticos, com auxílio de uma tesoura e uma pinça, e colocados no "Thermoluminescence Detector", previamente regulado para um aquecimento de 250°C . Desta maneira, a energia acumulada nos cristais era liberada sob forma de energia luminosa, que, transmitida ao segundo aparelho, "Automatic Picoammeter", provocava no graficador "Kleithley Corder 270" os impulsos de valores correspondentes às doses de radiação captadas.

Após a leitura, os cristais de fluoreto de lítio-700 passavam por um processo de limpeza ("annealing"), que visava à eliminação de toda a energia acumulada, permitindo assim uma nova utilização.

Para tanto, os mesmos foram acondicionados em um recipiente de alumínio e levados a um forno "K.H. Huppert", Fig. 3, durante 1 hora, à temperatura de $400^{\circ}\text{C} \pm 10^{\circ}\text{C}$, previamente regulado por um pirômetro "Engro 200", Fig. 4.

Após esse período, o recipiente contendo os cristais foi removido do forno e colocado sobre uma placa de alumínio de 2 cm de espessura, que tinha a finalidade de difun

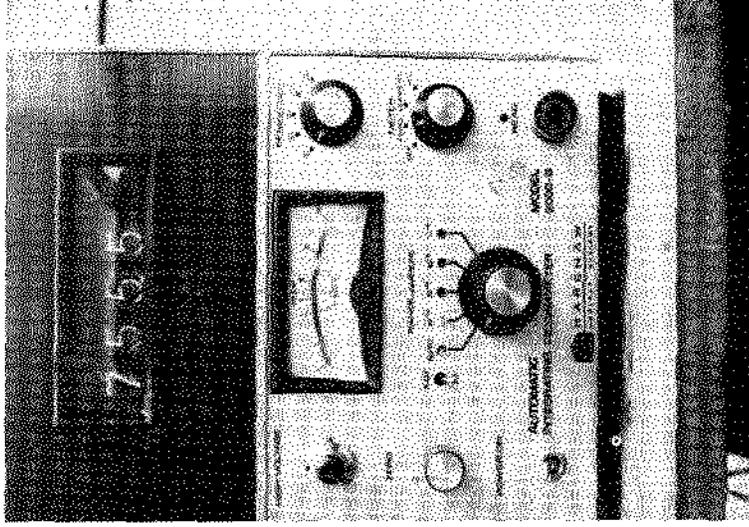


Figure 2

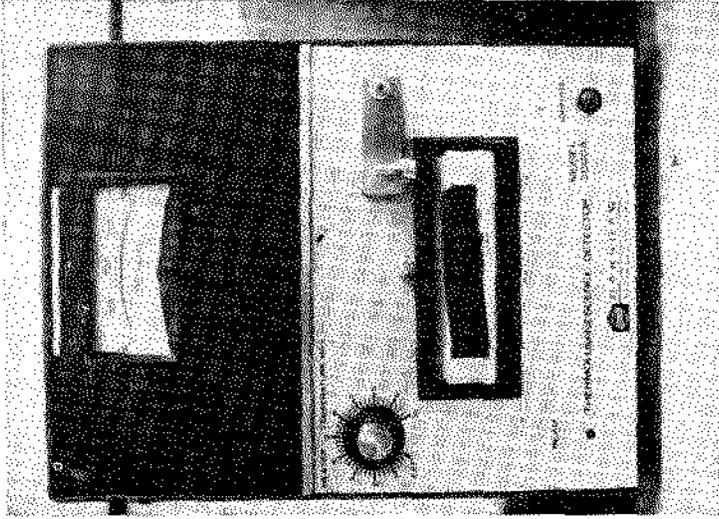


Figure 1

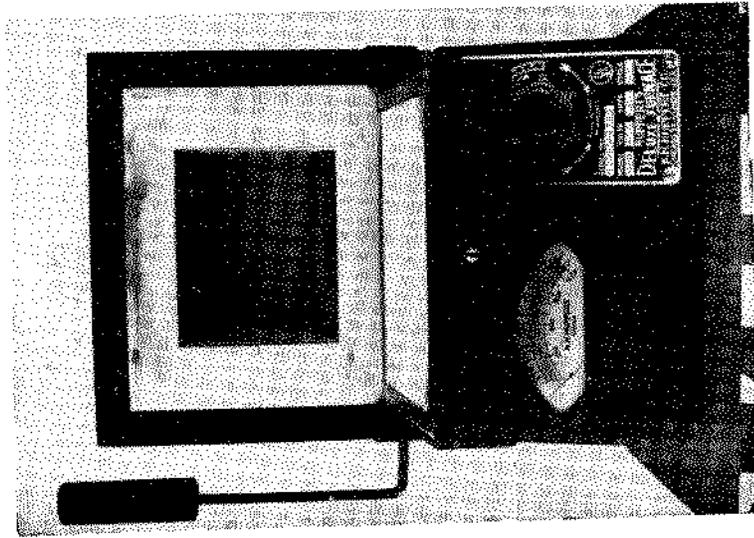


Figure 3

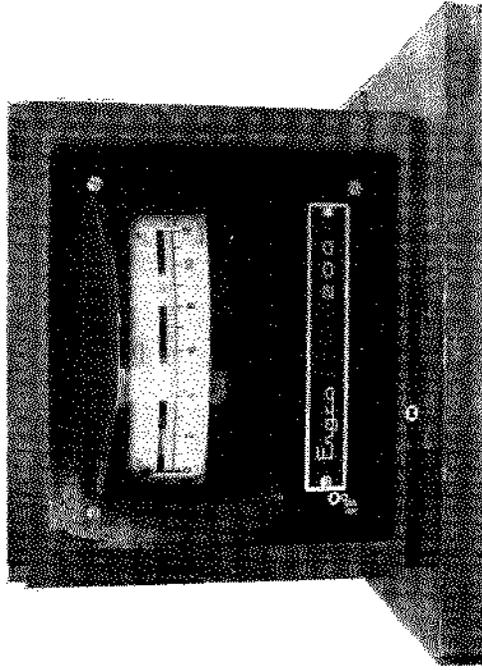


Figure 4

dir o calor mais rapidamente, e assim resfriar os cristais até a temperatura ambiente.

Uma vez resfriados, o recipiente com os cristais foi levado a uma estufa "Soc. FABBE Ltda.", permanecendo durante 24 horas a uma temperatura de 80°C, para completar o processo de limpeza.

Findo esse processo de limpeza, os cristais de fluoreto de lítio-700 se apresentavam em condições de serem reutilizados.

Os resultados obtidos foram lançados em tabelas e submetidos à análise de variância com teste de Tukey.

CAPITULO V
RESULTADOS

RESULTADOS

Os experimentos efetuados com 20 adolescentes submetidos a radiografias cefalométricas forneceram os dados constantes das tabelas 1 e 2, que se referem às doses de radiação, medidas em mR, incidentes nas diversas regiões e posições objetivadas, em função das duas condições de emprego do aparelho de raios X.

ANÁLISE DE VARIÂNCIA

A tabela 3 apresenta o resumo dos cálculos estatísticos referentes à análise de variância. Essa tabela mostra, pelo primeiro valor de F encontrado ($F = 5051,51^{**}$), que as quantidades de radiação, medidas nas duas condições em que o aparelho operou, diferem entre si, ao nível de significância de 1%.

O segundo valor de F ($F = 3111,18^{**}$), obtido

com os dados de regiões e posições estudadas, também foi significativo ao nível de 1%, mostrando que existe pelo menos um contraste de médias diferente de zero, nas regiões e/ou posições estudadas.

Analogamente, pelo resultado de F correspondente à interação ($F = 30404,84^{**}$), verifica-se que as quantidades de radiação, recebidas nas diversas regiões e posições estudadas, são em média diferentes, ainda ao nível de 1%, quando se consideram as duas condições de alta e baixa voltagem. Essa significância encontrada na interação CxP justifica um estudo no qual os contrastes dessas médias sejam analisados do ponto de vista de condições e regiões e/ou posições.

Finalmente, as quantidades de radiação recebidas pelos indivíduos submetidos às duas condições do aparelho, considerada a totalidade das regiões e posições, são significativamente diferentes entre si, ao mesmo nível de 1% ($F = 2,04^{**}$).

TESTE DE TUKEY

Para comparar as médias de cada posição e região estudadas, nas duas condições do aparelho, foi utilizado o teste de Tukey. O cálculo forneceu o valor 0,37 como diferença mínima significativa, correspondente ao nível de significância de 1%.

As médias relativas às regiões e posições, para cada condição do aparelho, constam da tabela 4, que fornece também a diferença entre as médias homólogas.

Aplicado o teste de Tukey, pode-se afirmar que, em média, os indivíduos submetidos às condições 70 kVp recebem significativamente mais radiação, em OD, ID e T, do que os indivíduos submetidos às condições de 85 kVp. Entretanto, na IE os indivíduos submetidos às condições de 70 kVp receberam menor quantidade média de radiação do que quando submetidos a 85 kVp.

TABELA I - Doses de radiação, em mR, medidas em 20 indivíduos, nas diversas regiões e posições objetivadas, com o aparelho funcionando com 70 kVp, 15 mA e 1,2 s de exposição.

Paciente	Sexo	Idade	Altura	Distância Bi Zigmã tica	R E G I ã O						P O S I Ç ã O				
					O.D	O.E	I.D	I.E	T	G	P _A	P _B	P _C	P _D	P _E
13	F	11	1,62	13,0	31,45	1,34	7,72	1,97	22,88	1,31	1,14	1,02	1,00	1,06	1,00
15	F	12	1,63	12,5	31,00	1,76	7,00	1,72	22,00	1,16	1,20	1,08	1,32	1,12	1,40
06	F	13	1,55	11,6	31,00	1,88	7,00	1,28	22,00	1,40	1,00	1,04	1,02	1,04	1,00
03	F	13	1,52	13,4	30,25	1,28	7,04	1,32	22,01	1,08	1,17	1,07	1,06	1,10	1,11
04	F	17	1,53	11,4	32,00	1,46	7,80	1,42	23,50	1,06	1,00	1,04	1,06	1,12	1,02
09	F	18	1,57	10,7	31,35	1,62	7,83	1,84	22,01	1,31	1,25	1,10	1,08	1,11	1,06
01	M	11	1,49	12,0	30,60	1,48	7,86	1,80	21,45	1,17	1,20	1,14	1,00	1,02	1,00
02	M	12	1,49	11,5	31,35	1,42	7,12	1,90	22,80	1,02	1,14	1,11	1,16	1,11	1,16
08	M	12	1,57	12,8	30,21	1,71	7,98	1,48	22,23	1,36	1,25	1,32	1,41	1,59	1,43
17	M	13	1,66	13,0	31,00	1,48	7,00	1,92	22,80	1,12	1,08	1,04	1,20	1,08	1,08
05	M	13	1,54	12,0	31,45	1,36	7,60	1,82	21,73	1,22	1,17	1,10	1,09	1,09	1,07
10	M	14	1,58	12,3	31,00	1,92	7,00	1,08	21,00	1,28	1,48	1,32	1,28	1,30	1,48
11	M	14	1,58	11,5	30,80	1,37	7,70	1,33	22,40	1,06	1,21	1,13	1,20	1,14	1,09
16	M	14	1,65	12,7	30,80	1,04	7,36	1,60	22,00	1,08	1,28	1,00	1,02	1,00	1,02
18	M	14	1,67	12,8	30,40	1,21	7,20	1,40	21,60	1,16	1,28	1,13	1,28	1,53	1,20
19	M	14	1,72	12,5	31,00	1,02	7,00	1,72	21,00	1,04	1,04	1,02	1,00	1,00	1,06
12	M	15	1,60	11,8	29,40	1,37	7,00	1,34	21,00	1,20	1,19	1,17	1,12	1,30	1,10
20	M	15	1,73	12,5	31,50	1,46	7,50	1,90	22,50	1,08	1,45	1,60	1,56	1,20	1,40
14	M	16	1,62	12,3	32,50	1,62	7,50	1,92	23,12	1,20	1,50	1,57	1,37	1,22	1,17
07	M	17	1,56	11,6	31,25	1,57	7,50	1,92	22,50	1,12	1,08	1,20	1,07	1,25	1,12

TABELA 2 - Doses de radiação, em mR, medidas em 20 indivíduos, nas diversas regiões e posições objetivadas, com o aparelho funcionando com 85 kVp, 15 mA e 0,4 s de exposição.

Paciente	Sexo	Idade	Altura	Distância Bi Zigomá- tica	R E G I A O						P O S I Ç Ã O				
					O.D	O.E	I.D	I.E	T	G	P _A	P _B	P _C	P _D	P _E
13	F	11	1,62	13,0	17,16	1,37	6,23	2,00	14,75	1,24	1,14	1,08	1,01	1,24	1,04
15	F	12	1,63	12,5	17,48	1,76	6,66	2,13	14,15	1,66	1,33	1,06	1,29	1,06	1,13
06	F	13	1,55	11,6	17,50	1,17	6,25	2,02	14,37	1,12	1,02	1,15	1,05	1,17	1,07
03	F	13	1,52	13,4	17,01	1,25	6,16	2,16	14,28	1,34	1,15	1,28	1,18	1,25	1,28
04	F	17	1,53	11,4	18,50	1,34	6,50	2,40	14,00	1,04	1,08	1,06	1,10	1,06	1,00
09	F	18	1,57	10,7	17,95	1,88	6,75	2,25	14,39	1,28	1,31	1,28	1,12	1,29	1,10
01	M	11	1,49	12,0	17,71	1,37	6,06	2,49	14,92	1,11	1,50	1,54	1,24	1,27	1,21
02	M	12	1,49	11,5	17,50	1,30	6,25	2,10	14,37	1,00	1,02	1,05	1,02	1,00	1,05
08	M	12	1,57	12,6	17,10	1,60	6,40	2,24	14,40	1,60	1,40	1,50	1,30	1,44	1,56
17	M	13	1,66	13,0	17,48	1,28	6,66	2,09	14,98	1,16	1,06	1,49	1,33	1,09	1,06
05	M	13	1,54	12,0	17,00	1,42	6,50	2,15	14,21	1,22	1,11	1,12	1,09	1,15	1,04
10	M	14	1,58	12,3	17,50	1,71	6,12	2,10	14,00	1,22	1,43	1,26	1,43	1,61	1,50
11	M	14	1,58	11,5	17,60	1,56	6,40	2,40	14,40	1,37	1,26	1,16	1,28	1,42	1,31
16	M	14	1,65	12,7	17,75	1,44	6,43	1,82	14,43	1,33	1,15	1,17	1,33	1,24	1,13
18	M	14	1,67	12,8	17,76	1,44	6,21	2,50	14,96	1,33	1,04	1,44	1,33	1,44	1,33
19	M	14	1,72	12,5	17,50	1,45	6,25	2,15	14,37	1,02	1,05	1,06	1,10	1,05	1,12
12	M	15	1,60	11,6	16,80	1,53	6,72	2,28	14,36	1,47	1,44	1,37	1,32	1,24	1,29
20	M	15	1,73	12,5	17,00	1,38	6,50	2,24	14,50	1,18	1,04	1,00	1,10	1,20	1,14
14	M	16	1,62	12,3	17,56	1,12	6,00	2,50	14,26	1,02	1,00	1,00	1,04	1,02	1,06
07	M	17	1,55	11,6	16,50	1,18	6,60	1,98	14,50	1,00	1,00	1,04	1,06	1,04	1,02

TABELA 3 - Análise de variância.

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F
CONDIÇÕES (C)	1	426,3476	426,3476	5051,51**
POSIÇÕES (P)	10	2625,8323	262,5832	3111,18**
INTERAÇÃO (CxP)	10	25661,6864	2566,1686	30404,84**
TRATAMENTOS	21	28713,8663	1367,3269	16200,56
INDIVÍDUOS	19	3,2718	0,1722	2,04**
RESÍDUO	399	33,7043	0,0844	
TOTAL	439	28750,8424		

(**) revelam níveis de significância de 1%.

TABELA 4 - Médias de radiação, em mR, e respectivas diferenças recebidas por 20 indivíduos, em diferentes regiões e posições, nas duas condições do aparelho.

Regiões e posições	C O N D I Ç Õ E S		Diferenças
	70 kVp	85 kVp	
O.D.	31,01	17,41	13,60**
O.E.	1,46	1,42	0,04
I.D.	7,73	6,33	1,40**
I.E.	1,63	2,19	0,56**
T	22,12	14,43	7,69**
G	1,17	1,23	0,06
P _A	1,20	1,17	0,03
P _B	1,16	1,20	0,04
P _C	1,16	1,18	0,02
P _D	1,16	1,21	0,05
P _E	1,14	1,17	0,03

(**) revelam níveis de significância de 1%.

CAPÍTULO VI
DISCUSSÃO

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

DISCUSSÃO

Inicialmente, apresentamos alguns comentários referentes ao material e aos métodos empregado nesta pesquisa e, logo em seguida, analisaremos os resultados obtidos, relativos às regiões e posições estudadas, objetivando as proposições mencionadas no capítulo II.

DOSÍMETRO

Podemos afirmar que os cristais de fluoreto de lítio-700, convenientemente embalados, mostraram ser um processo dosimétrico eficiente e de fácil emprego. Contribuíram para sua escolha, também, o fato de tais dosímetros apresentarem pequeno tamanho e possibilitarem uma fixação simples nos locais em que se desejou determinar doses de radiação, vantagens estas já salientadas nos trabalhos apresentados por BÖSCOLO (5), em 1976, e FREITAS (18), em 1976. Além, BÖSCOLO

(5) optou por esse material após uma série de experimentos pilotos com vários tipos de dosímetros, testando três tipos de fluoreto de lítio-200, 500 e 700. Nesses testes, o LiF-700 foi o cristal que apresentou melhores condições de sensibilidade para o nível de energia encontrado nas técnicas radiográficas odontológicas. Além disso, CAMERON (8), em 1964, já havia ressaltado as qualidades desses cristais no registro de doses de radiação abaixo de 1 mR, constituindo-se eles, pois, em um excelente dosímetro para o campo de trabalho odontológico.

CONDIÇÕES DE REGULAGEM DO APARELHO

Outros fatores importantes, que devemos considerar, dizem respeito ao modelo de aparelho de raios X e às condições de regulagem em que o mesmo operou para obtenção das radiografias cefalométricas. É sabido que pequenas variações dos fatores kVp e mAs podem levar a resultados bem diversos, o que torna algo complexa a comparação entre doses de radiação apresentadas pelos diferentes autores em seus trabalhos. Os próprios resultados expostos por FRANKLIN (17), em 1973, confirmam tal asserção. Este autor, conservando a quilovoltagem e miliamperagem e fazendo uma variação de 1/10 s no tempo de exposição, obteve uma diferença de 2,57 mR em doses de radiação medidas na região de oliva direita.

MATERIAL UTILIZADO

O material básico utilizado em nosso estudo di

fere daqueles usados em todos os trabalhos aos quais conseguimos ter acesso, pois os autores consultados utilizaram, em seus estudos, ou "phantom" ou cadáveres. Como sabemos, os "phantom", apesar dos esforços dos pesquisadores para simular neles as condições próprias dos tecidos humanos, ainda não reproduzem certas variáveis presentes no ser humano. O mesmo pode-se dizer com respeito a crânios que foram imersos em formol antes de serem radiografados. Cremos que esse problema fica solucionado quando utilizamos tipos de indivíduos reais, escolhidos dentro dos padrões previamente estabelecidos, como foi feito nesta pesquisa.

Em nosso estudo utilizamos duas condições de regulagem do aparelho: uma em que a quilovoltagem foi alta, como preconizaram FRANKLIN (14) em 1954, COHEN (10) em 1958, ISHIKAWA e colaboradores (20) em 1963, WEISSMAN (32) em 1973, ANTOKU e colaboradores (1), em 1976; e a outra condição, em que a quilovoltagem foi baixa, situando-se bem próxima à recomendada por TAFT (30) em 1958 e BLOCK e colaboradores (4), em 1977.

A utilização de duas condições de quilovoltagens, para a obtenção de radiografia cefalométrica, possibilitou-nos um estudo comparativo das doses de radiação que paciente e operador recebem durante essa técnica radiográfica. Isto não quer dizer, evidentemente, que não foi levado em consideração a qualidade das imagens radiográficas, pois, embora as radiografias obtidas com o aparelho regulado para exposição de 1,2 s, 15 mA e 70 kVp, mostrem qualidade radiográfica superior às obtidas com 4/10 s, 15 mA e 85 kVp, ambas foram consideradas como "satisfatórias" pelos cinco especialistas (2 radiologistas e 3 ortodontistas) já mencionados anterior -

mente.

OLIVA DIREITA

Quando empregamos baixa quilovoltagem, as doses de radiação medidas na região de oliva direita foram sempre superiores às aquelas encontradas quando usamos alta quilovoltagem, mostrando a diferença uma significância ao nível de 1%.

Como seria de esperar, por ser a oliva direita o ponto de incidência do feixe central de raios X, é nessa área que maiores doses de radiação atingem o paciente. A radiação absorvida pelos cristais de LiF-700 é a somatória da radiação proveniente do feixe central de raios X, portanto "radiação primária", e uma outra quantidade de radiação proveniente do binômio raios X-tecidos vivos, denominadas de "radiação secundária". Entretanto, a quantidade de radiação primária é, aqui, significativamente maior que a secundária, o que justifica o fato de haveremos encontrado uma dose maior de radiação para a baixa voltagem, nessa região.

Para a mesma região, FRANKLIN (17), em 1973, empregando 90 kVp, 15 mA e 21/60 s de exposição, encontrou 9,00 mR, enquanto ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, trabalhando com 120 kVp, 11,8 mAs e distância ponto focal-filme de 165 cm, obtiveram 22,0 mrad (23,65 mR) para a região de incisura mandibular. Tanto FRANKLIN (17), em 1973, como ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, utilizaram "phantom" em seus experimentos; as condições de regulação dos aparelhos foram

diferentes das que usamos; e ainda ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, usaram o LiF em pó e FRANKLIN (17), em 1973, o LiF sólido. Nesta região, os resultados atuais não discrepam tanto daqueles encontrados pelos dois autores referidos, ficando entre ambos. Contudo, embora as condições de regulagem se aproximem mais das de FRANKLIN, os nossos resultados estão mais perto dos de ANTOKU, conforme mostra o QUADRO 1.

QUADRO 1 - Doses de radiação encontradas na Oliva Direita.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	85	6,0	17,41
ANTOKU e colaboradores (1)	120	11,8	23,65
FRANKLIN (17)	90	5,2	9,0

OLIVA ESQUERDA

Na região oposta àquela que sofre incidência direta do feixe central de raios X, os resultados mostrados pelos dosímetros não registraram diferenças significantes estatisticamente, quando se comparam as doses obtidas nas duas condições de trabalho do aparelho de raios X. Admite-se, portanto, que uma quantidade maior de radiação foi retida pelos tecidos humanos quando se empregou quilovoltagem menor. Isto é perfeitamente compreendido pelo fato de os raios X provenientes de quilovoltagens mais baixas terem menor poder de penetração e, conseqüentemente, serem mais absorvidos pelos tecidos.

dos humanos interpostos entre a fonte de radiação e o dosímetro.

Transformando a quantidade de radiação, que atravessa o crânio e sensibiliza os cristais de LiF-700 na região da oliva esquerda, em porcentual de radiação, vamos encontrar dados diferentes dos de FRANKLIN (17), em 1976, quando empregou a exposição de 21/60 s. Assim, de uma dose incidente (OD) de 17,41 mR para alta voltagem, obtivemos uma dose de 1,42 mR na região de oliva esquerda, representando 8,1% daqueles incidentes, enquanto que FRANKLIN (17), em 1976, obteve para essa mesma região 5,0%, com a utilização de "phantom", de acordo com os dados constantes do QUADRO 2. Note-se pois que, quando empregamos seres humanos, o porcentual de radiação que atravessa os tecidos é 1,62, vezes maior que o porcentual de radiação que atravessava o "phantom", como se depreende da última coluna do QUADRO 2.

QUADRO 2 - Doses de radiação encontradas na Oliva Esquerda.

TRABALHO	kVp	mAS	mR	%
AUTOR PRESENTE	85	6,0	1,42	8,1
FRANKLIN (17)	90	5,2	0,45	5,0

IRIS DIREITA

O confronto estatístico das doses de radiação recebidas na íris direita, comparando-se as duas condições de

regulagem do aparelho, revelou significância ao nível de 1% na condição de baixa voltagem. Esta maior quantidade de radiação, observada também na região de oliva direita, decorre do uso de quilovoltagem mais baixa, dado o tempo maior de exposição.

Contudo, é importante salientar a baixa dose de radiação verificada nesta região, em relação à oliva direita. Embora a distância entre essas regiões seja pequena, a íris recebe doses menores devido ao fato do aparelho por nós empregado possuir uma "tela de alumínio", próxima ao tubo de raios X, que tem por finalidade absorver certa quantidade de radiação, permitindo a obtenção do perfil mole nas telerradiografias.

Quando utilizamos alta voltagem, obtivemos 6,33 mR, enquanto que FRANKLIN (17), em 1973, obteve 7,80 mR, usando a exposição de 21/60 s. Assim, os resultados por nós obtidos estão bem mais próximos dos resultados apresentados por esse autor, do que do resultado obtido por ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, que foi de 23,00 mrad (24,73 mR), conforme podemos verificar no QUADRO 3.

QUADRO 3 - Doses de radiação encontradas na Iris Direita.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	85	6,0	6,33
ANTOKU e colaboradores (1)	120	11,8	24,73
FRANKLIN (17)	90	5,2	7,80

IRIS ESQUERDA

O confronto relativo à região de íris esquerda revelou diferença significativa, ao nível de 1%, entre as duas condições de voltagem. Entretanto, contrariamente ao que aconteceu com todas as outras regiões que apresentaram diferenças significativas, aqui a condição de alta voltagem provou maior dose de radiação do que a condição de baixa voltagem.

Isso é certamente justificada pelo fato de, nesta condição, os raios X possuírem um menor comprimento de onda e, conseqüentemente, atravessarem os tecidos do nariz com mais facilidade que os de baixa voltagem. Também a presença do filtro especial de alumínio para partes moles contribui para esse resultado.

Da mesma maneira que na íris direita, nessa região também encontramos uma dose de radiação menor que a obtida por FRANKLIN (17), em 1973, quando empregou exposição de 21/60 s. Usando esse tempo de exposição, o mesmo autor obteve 3,70 mR, enquanto a média dos resultados por nós encontrada foi de 2,19 mR, para alta voltagem. QUADRO 4.

QUADRO 4 - Doses de radiação encontradas na Iris Esquerda.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	85	6,0	2,19
FRANKLIN (17)	90	5,2	3,70

TIREÓIDE

No tratamento estatístico relativo às doses de radiação na região da tireóide, obtivemos diferença significativa a nível de 1%, quando comparamos as médias das doses de radiação medidas nas condições de baixa e alta voltagem, sendo o resultado da baixa voltagem superior ainda à da alta.

A dose de radiação incidente na região da tireóide, como aconteceu na região de oliva direita, foi predominantemente de raios primários, devido aos fatores empregados, do que resultou maior quantidade de radiação.

Os resultados obtidos nesta região, com alta voltagem, aproximaram-se mais dos obtidos por FRANKLIN (17), em 1973. Enquanto que obtivemos 14,43 mR, FRANKLIN (17), em 1973, obteve 7,50 mR, empregando 21/60 s de exposição. Resultados bem diferentes do nosso foram encontrados por ANTOKU e colaboradores (1), em 1976, que, trabalhando com 120 kVp, 11,8 mAS, obtiveram 29 mrad (31,18 mR). BLOCK e colaboradores (4), em 1977, utilizando LiF-100, "phantom" e aparelho regulado com 68 kVp, 20 mA e 4 s de exposição, obtiveram 45 mrad (48,39 mR), enquanto em nosso trabalho encontramos 22,12 mR, empregando baixa quilovoltagem.

Pelos dados constantes do QUADRO 6 podemos constatar que existe uma diferença considerável entre os nossos achados em mR e os de BLOCK e colaboradores (4), em 1977, apesar da quase igualdade de kVp empregadas.

A nosso ver, essa divergência nas doses encontradas foi devida à diferença de mAS por nós empregado e aquele usado pelo autor, sem considerarmos ainda, que o mesmo uti

lizou "phantom" e LiF-100.

QUADRO 5 - Doses de radiação encontradas na Tireoide, na condição de baixa voltagem.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	85	6,0	14,43
ANTOKU e colaboradores (1)	120	11,8	31,18
FRANKLIN (17)	90	5,2	7,50

QUADRO 6 - Doses de radiação encontradas na Tireoide, na condição de alta voltagem.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	70	18,0	22,12
BLOCK e colaboradores (4)	68	80	48,39

GÔNADAS

O confronto entre as doses de radiação encontradas na região gonadal, nas duas condições estudadas, não revelou significância, indicando que esta região recebe doses de radiação estatisticamente iguais para as duas condições de regulagem do aparelho. É interessante notar que TAFT

(30), em 1958, usando diafragmas com vários diâmetros, câmara de ionização Phillips para leituras diretas e operando com 65 kVp, 15 mA e 2 s de exposição, não registrou radiação alguma nesta região. Esse resultado diverge do nosso estudo, quando empregamos baixa voltagem, pois para esse região encontramos uma dose de radiação média de 1,17 mR. QUADRO 7.

FRANKLIN (17), em 1973, utilizando uma câmara de ionização colocada em posição equivalente à região gonadal de um "phantom", encontrou, para o tempo de 21/60 s, uma dose de 0,10 mR. Doses ainda menores obtiveram ISHIKAWA e colaboradores (20), em 1963, quando usaram filmes dosimétricos e operaram o aparelho de raios X com 90 kVp, 15 mA e 8/10 s de exposição, obtendo 0,025 mR. Para essa região, na condição de alta voltagem nós obtivemos 1,23 mR. QUADRO 8.

QUADRO 7 - Doses de radiação encontradas nas Gônadas, na condição de baixa voltagem.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	70	18,0	1,17
TAFT (30)	65	30,0	Nulo

QUADRO 8 - Doses de radiação encontradas nas Gônadas, na condição de alta voltagem.

TRABALHO	kVp	mAS	mR
AUTOR PRESENTE	85	6,0	1,25
FRANKLIN (17)	90	5,2	0,10
ISHIKAWA e colaboradores (20)	90	12,0	0,025

Como foi mencionado anteriormente, a metodologia empregada na avaliação das doses de radiação é fator primordial. Analisando os dados apresentados pelos trabalhos citados no parágrafo anterior, verificamos que os aparelhos de raios X funcionaram em condições muito semelhantes, 90 kVp e 15 mA sendo que apenas ISHIKAWA e colaboradores (20), em 1963, utilizaram um tempo de exposição maior. Desta forma, era de se esperar uma dose maior de radiação secundária neste último trabalho, o que não foi observado. Isto talvez deva-se à sensibilidade dos dosímetros utilizados naquelas pesquisas.

POSIÇÕES CORRESPONDENTES AO OPERADOR NA SALA

O confronto estatístico entre as diferentes posições "ocupadas" pelo operador, nas duas condições em que o aparelho operou, não apresentou significância em nenhuma das posições estudadas.

Esse resultado indica que nas posições em

que foram colocados os cristais de LiF-700, e correspondentes ao operador, houve estatisticamente a mesma resposta à quantidade de radiação X produzida durante o funcionamento do aparelho, nas duas condições de trabalho. É válido, também, lembrarmos que nestas cinco posições foram registradas doses acima do limite mínimo da capacidade de absorção de radiação dos cristais de LiF-700, que é da ordem de 1 mR.

FRANKLIN (17), em 1973, estudando posições do operador na sala de tomada de radiografias cefalométricas até a distância máxima de 10 pés (3,05 m), e usando 21/60 s de exposição, obteve, nas quatro posições da sala, doses mais baixas que as por nós encontradas, ou seja, 0,004 mR, 0,006 mR, 0,002 mR e 0,008 mR. Convém frisar que para estas posições na sala o autor empregou uma câmara de ionização e não LiF, como o fez nas dosimetrias do "phantom".

Doses também baixas foram registradas por ISHIKAWA e colaboradores (20), em 1963, quando obtiveram 0,3 mR, operando com 90 kVp, 15 mA e 0,8 s de exposição e utilizando filmes dosimétricos.

CAPÍTULO VII
CONCLUSÕES

CONCLUSÕES

Os resultados desta pesquisa, obtidos "in vivo", nas condições experimentais relatadas, fundamentam as seguintes conclusões:

1. Os dosímetros termoluminescentes de LiF-700 comprovaram ser um processo prático e eficiente para a medição das radiações provenientes de radiografias cefalométricas, permitindo simultaneamente a determinação das doses da radiação incidente nas diversas regiões do corpo do paciente e "operador".
2. Na região de oliva direita (OD), as médias das doses de radiação medidas foram de 31,01 mR na condição de 70 kVp, e 17,41 mR em 85 kVp, sendo tal diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% de probabilidade.
3. Na região de oliva esquerda (OE), as médias das doses de radiação medidas foram de 1,46 mR na condição de 70 kVp, e 1,42 mR em 85 kVp, sendo contudo tal diferença estatística

- mente não significativa ao nível de 1%.
4. Na região de íris direita (ID), as médias das doses de radiação medidas foram de 7,73 mR na condição de 70 kVp, e 6,33 mR em 85 kVp, sendo tal diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%.
 5. Na região de íris esquerda (IE), as médias das doses de radiação medidas foram de 1,63 mR na condição de 70 kVp, e 2,19 mR em 85 kVp, sendo tal diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%.
 6. Na região da tireóide (T), as médias das doses de radiação medidas foram de 22,12 mR na condição de 70 kVp, e 14,43 mR em 85 kVp, sendo tal diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%.
 7. Na região de gônadas (G), as médias das doses de radiação medidas foram 1,17 mR na condição de 70 kVp, e 1,23 mR em 85 kVp, sendo contudo tal diferença estatisticamente não significativa ao nível de 1%.
 8. Nas cinco posições da sala consideradas como correspondentes às gônadas do "operador", os resultados foram 1,20 mR, 1,16 mR, 1,16 mR, 1,16 mR e 1,14 mR na condição de 70 kVp, e 1,17 mR, 1,20 mR, 1,18 mR, 1,21 mR e 1,17 mR em 85 kVp, sendo contudo as diferenças entre as duas condições estatisticamente não significativas ao nível de 1%.

CAPÍTULO VIII
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANTOKU, S. et alii. Doses to critical organs from dental radiography. Oral Surg., 41(2):251-60, Feb. 1976.
2. BARR, J.H. & BROCKMAN, M.K. Radiation dosage in dental offices. Oral Surg., 13(6):696-709, June 1960.
3. BERNHARD, M. Les doses d'irritations, nouvelles données. Revue Odonto-stomat., 7(2):129, Mar./Apr. 1978.
4. BLOCK, A.J.; GOEPP, R.A.; MASON, E.W. Thyroid radiation dose during panoramic and cephalometric dental X-ray examinations. Angle Orthod., 47(1):17-24, Jan. 1977.
5. BOSCOLO, F.N. Determinação das doses de radiação produzidas durante a obtenção de radiografias periapicais com emprego da dosimetria termoluminescente. Piracicaba, 1976. [Tese (Doutoramento) - F.O.P. - U.E.C.]

6. BUDOWSKY, J. & KUTSCHER, A.H. Exposure to X-radiation during the general practice of dentistry. N.Y.St. dent. J., 19:298-9, June/July 1953.
7. BUSHONG, S.C. et alii. Reduction of patient exposure during dental radiography. Health & Phys., 21(2):281-4, Aug. 1971.
8. CAMERON, J.R. An evaluation of human radiation exposure and methods of radiation measurement. Trans. Am. Inst. Oral Biol., 21:139-42, 1964.
9. _____; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G.N. Thermoluminescent dosimetry. Madison, University of Wisconsin Press, 1968.
10. COHEN, M.I. Reduced radiation for an orthodontic survey. Am. J. Orthod., 44(7):513-7, July 1958.
11. CRANDELL, C.E. & CHAPEL HILL, N.C. Radiation in dental offices. J. Am. dent. Ass., 59(5):970-5, Nov. 1959.
12. ESELMAN, J.C. Tissue absorption in relation to voltage variation. Penn. dent. J., 31(3):67-86, Mar. 1964.
13. FLEISCHMANN, A.W. Two incidents involving exposure of dentists to ionizing radiation. Aust. dent. J., 10: 434, 1965.

14. FRANKLIN, J.B. The effect of high kilovoltage on hard and soft tissue definition in lateral cephalometric roentgenograms. Am. J. Orthod., 40(11):837-49, May 1954.
15. _____. The effect of aluminum filter disks in roentgenographic cephalometry. Angle Orthod., 32(4):252-69, Oct. 1962.
16. _____. Les dangers de la radiation dans la radiographie céphalométrique. Orthod. fr., 35:42-4, 1964.
17. _____. Newer studies of radiation exposure in cephalometric roentgenography utilizing the rando head phantom. Angle Orthod., 43(1):53-64, Jan. 1973.
18. FREITAS, L. Determinação, por termoluminescência, de doses de radiação incidente em órgãos críticos, em pacientes edêntulos e crianças com dentição mista. (Estudo comparativo entre as técnicas radiográficas oclusal e periapical). Piracicaba, 1976. [Tese (Doutoramento) - F.O.P. - U.E.C.]
19. GOMES, F.P. Curso de estatística experimental. Piracicaba, Instituto de Genética - ESALQ - USP, 1960. p. 19-40.
20. ISHIKAWA, F.; INOUE, N.; YAMAMOTO, A. On the scattering and exposure dose in roentgenographic cephalometry. Bull. Tokio Med. dent. Univ., 10:117, 1963.

21. NWOKU, A.L. & KOCH, H. Effect of radiation injury on the growing face. J. max. fac. surg., 3:28-34, 1975.
22. PADEN, W.W. A survey of radiation hazards in orthodontics. Am. J. Orthod., 46(8):575-87, Aug. 1960.
23. PHILLIPS, J.E. Radiation: Facts versus fears. Penn.dent. J., 33(7):263-8, Oct. 1966.
24. RADIATION protection required. Ohio dent. J., 44:20-1, Jan. 1970.
25. RICHARDS, A.G. The production of erythema of the skin by exposure to X-ray radiation. J. dent. Res., 34(1):100-3, Feb. 1955.
26. _____. Secondary radiation and the dentist. J. Am. dent. Ass., 57(7):31-9, July 1958.
27. SLOANE, R.B. Appraisal of the hazards of dental radiation. N.Y. St. dent. J., 30(3):117-8, Mar. 1964.
28. SMITH, N.J.D. Radiography and radiology for the dental practitioner. Br. dent. J., 135:288-91, Sept. 1973.
29. SPURNY, Z. Thermoluminescent dosimetry. Atom. Energy Rev., 3:61-115, 1965.
30. TAFT, L. Effects of diaphragmatic reduction on gonadal dose in orthodontic roentgen examinations. Am. J.

Orthod., 44(9):676-709, Sept. 1958.

31. TORVIN, E. A radiation shield for the cephalostat. Odont. Tidskr., 69:105-13, 1961.
32. WEISSMAN, D.D. Comparative absorbed doses in dental radiography: III Special projections. J. dent. Res., 52(2):366-70, Mar./Apr. 1973.
33. WHITE, S.C. & FREY, N.W. An estimation of somatic hazards to the United States population from dental radiography. Oral Surg., 43(1):152-9, Jan. 1977.
34. WUEHRMANN, A.H. Radiation protection in dentistry. Saint Louis, Mosby, 1960. p. 145-53.