



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**UTILIZAÇÃO DE MOLDES RADIOATIVOS ESPECIAIS DE
FOLHAS DE OURO-198 PARA BRAQUITERAPIA EM
TUMORES DE PELE**

MARCO ANTÔNIO RODRIGUES FERNANDES

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Doutor em Ciências na Área de Reatores
Nucleares de Potência e Tecnologia do
Combustível Nuclear.**

**Orientador:
Dr. Adimir dos Santos**

**SÃO PAULO
2000**



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**UTILIZAÇÃO DE MOLDES RADIOATIVOS ESPECIAIS DE
FOLHAS DE OURO-198 PARA BRAQUITERAPIA EM
TUMORES DE PELE**

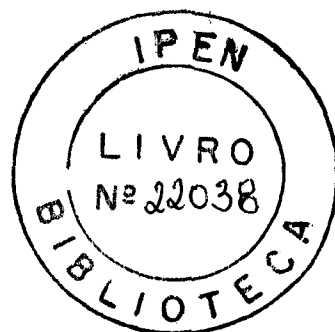
MARCO ANTÔNIO RODRIGUES FERNANDES

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do grau de
Doutor em Ciências na Área de
Reatores Nucleares de Potência e
Tecnologia do Combustível Nuclear.**

**Orientador:
Dr. Adimir dos Santos**

SÃO PAULO

2000

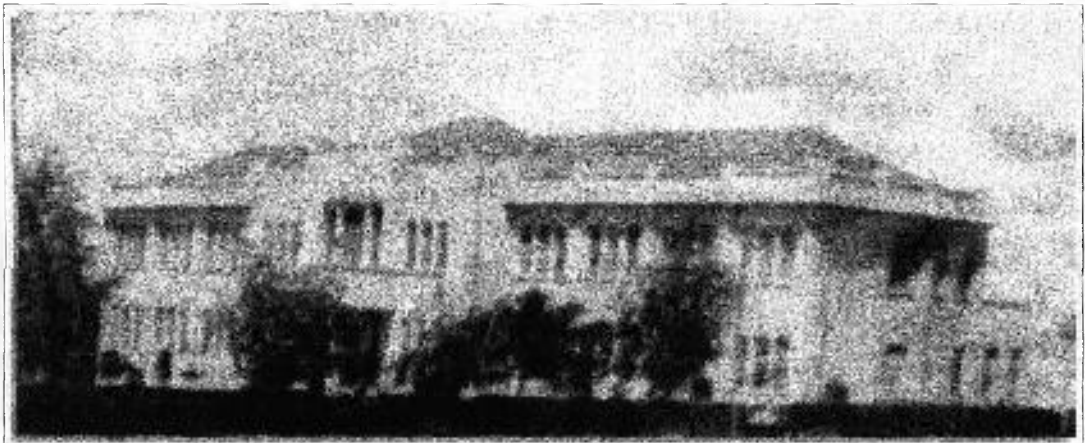


“A Humanidade certamente necessita de homens práticos, que obtêm o máximo de seu trabalho e, sem esquecer o bem geral, resguardam seus próprios interesses. Contudo, a humanidade necessita também dos sonhadores, para quem o desenvolvimento desinteressado de um empreendimento é tão cativante que lhes torna impossível cuidarem dos seus próprios interesses materiais.”

Madame Marie Curie (1921)

“Em nenhuma atividade humana sente-se mais diretamente a necessidade do trabalho integrado, proveniente de todas as formas de cultura e de experiência, do que em medicina e, muito particularmente, no tratamento do câncer. Os físicos em radiações compreendem sua importante tarefa e vêm ao encontro dos cancerologistas, com uma preciosa colaboração de ordem prática e meticulosa. Assim, a física radiológica e a medicina não podem deixar de se apoiar, reciprocamente, para a boa execução da radioterapia ”

Dr. Mathias Octávio Roxo Nobre (1976)



Dedico este trabalho :

À minha esposa "**Mauricéia**"

Pela dedicação, lealdade e conjunção de ideais, instrumentos vitais para o eterno amor e bem viver.

À minha mãe "**Alzira**"

Pelo carinho e modelo de inocência e pureza, receitas de uma vida honesta e saudável.

Ao meu irmão "**Carlos**" (in memoriam)

Pela inspiração e exemplos de alegria e força de vontade para vencer os obstáculos.

Aos quais serei eternamente grato.

Aos meus **filhos**

"**Marco Felipe**" e "**Marco Henrique**"

Pela sintonia, harmonia e energia compartilhadas ao longo destes anos muito felizes.

Ao meu pai "**Agnelo**" (in memoriam)

Pela constante presença e orientação espiritual, essenciais para o nosso sucesso.

A todos aqueles que desejam a presença harmônica destes "*planos*", contribuindo para que toda proposta sincera de vida seja bem sucedida.



AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) e ao Superintendente Dr. Cláudio Rodrigues por toda a infra-estrutura fornecida, pelos cursos ministrados e conscientização da importância do uso pacífico da energia nuclear.

Ao Prof. Dr. Adimir dos Santos, pela valiosa e dedicada orientação, além do inesgotável esforço, que tornou possível a concretização da nossa proposta.

Aos Provedores da Santa Casa de Misericórdia de Araçatuba (Dr. Wilson Bedaque, Dr. Milton Freire, Dr. Jaime Monsalvarga), que empenhados na luta contra o câncer, ofereceram infra-estrutura médico-hospitalar, necessária para a realização do trabalho.

Ao Dr. Clibas Correa e à valiosa equipe de profissionais da Central de Radioterapia da Santa Casa de Misericórdia de Araçatuba (Fátima, Julia, Rita, Daniel, Teresa, Patrícia, Silvana, Edileusa, Roseli, ...), pelo inestimável apoio. O atendimento carinhoso, dedicado por eles aos pacientes, contribuiu para o sucesso desta pesquisa.

Aos colegas, Maria Elisa C.M. Rostelato e Vladimir Lepki (Divisão T.E. do IPEN), por terem concedido a utilização dos materiais e equipamentos do laboratório de medidas, bem como pela valiosa contribuição durante o processo de ativação das amostras.

À equipe de operadores do reator IEAR-1, pela disposição e facilidades oferecidas na ativação das amostras.

À colega M.Sc. Leda Cristina C. B. Fanaro e equipe da Unidade Crítica-UCRI - reator IPEN/MB-01 (Rogério, Hertz, Fuga, Ulisses, Cesar...), pela colaboração nas medidas de espectrometria e constante incentivo ao trabalho.

Aos Drs. Hélio Yoriyaz, pelas sugestões e orientações quanto ao uso do MCNP e Arlindo Gilson Mendonça pelo apoio junto ao Sistema MS4, e à todos os colegas do RT (Nanami, Mitsuo, Mai, Paulo, Margarete, Graciete, Alfredo...), pela gentil e saudável convivência.

À Dra. Vera Salvador da Coordenação de Caracterização de Materiais do IPEN (Divisão MEQ), pela contribuição na análise da composição química das folhas de ouro.

Ao Dr. Cleber Nogueira de Souza, pelas valiosas sugestões e discussões, e à toda equipe do Laboratório de Dosimetria do IPEN, pela ajuda nas leituras dos TLD's.

Ao Dr. Aucyone Augusto da Silva (IPEN) pelas importantes sugestões e apoio.

Ao Dr. Eder Ricardo Biazolla, vice-diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista (UNESP – Araçatuba), e demais profissionais do Centro de Oncologia Bucal, pela contribuição na avaliação dos casos clínicos tratados neste trabalho.

Ao Dr. Mario Jefferson Quirino Louzada (Faculdade de Medicina Veterinária da UNESP-Araçatuba), pelo apoio logístico com o Cromox, pelo incentivo e fé neste trabalho.

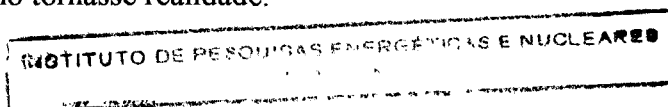
Aos colegas M.Sc. Alexandre Lima de Andrade e M.Sc. Luciane Biazono (Faculdade de Medicina Veterinária de Araçatuba) pelo apoio e exemplo de dinamismo.

Ao Prof. Adelino José Pereira e Dr. Paulo Eduardo R. S. Novaes, mestres inspiradores e responsáveis pela nossa formação em física médica, pelas importantes discussões e revisão do texto. Aos colegas Marcelo e Daniel (ex-residentes), e demais colegas do Departamento de Radioterapia do Hospital do Câncer de São Paulo, pela confiança e facilidades no uso do HDR, bem como pelo apoio à nossa causa.

Ao amigo Massato Ito, pela inestimável colaboração na revisão do texto e preciosa companhia, e ao sr. Andrew Bachhuber pela valiosa ajuda na versão para o inglês.

À minha irmã Cleusa e cunhado Sebastião pela compreensão e hospedagens. Aos sobrinhos Daniel, Ludemir e Rodrigo, pela ajuda no uso do densitômetro.

Aos amigos de sempre Carlos Henrique dos Santos, Jorge S. Kanezawa, Luis Carlos G.R.Silva, pelo apoio, incentivo e sincera amizade ao longo destes anos. À todos aqueles cujos nomes foram injustamente omitidos, mas que de certa forma colaboraram para que este trabalho tornasse realidade.



UTILIZAÇÃO DE MOLDES RADIOATIVOS ESPECIAIS DE FOLHAS DE OURO-198 PARA BRAQUITERAPIA EM TUMORES DE PELE

Marco Antônio Rodrigues Fernandes

RESUMO

O trabalho apresenta uma metodologia para confecção de moldes radiativos de folhas de ouro-198 para tratamento de tumores de pele. Analisa-se a pureza metálica das folhas de ouro produzidas no mercado nacional, comparando-a com as características dos materiais importados. Técnicas para análises da homogeneidade da ativação e o perfil da dose no plano do molde são apresentadas. A determinação teórica da taxa de dose ao longo do molde radiativo, para diferentes geometrias, é realizada com o sistema computacional MicroShield Versão 4 e comparada com valores experimentais obtidos por leituras de densidade óptica em filmes especiais, utilizados em controle de qualidade de equipamentos de radioterapia, dosimetria por câmara de ionização tipo dedal e dosímetros TLD's. A curva de calibração (dose-resposta), obtida para a energia do ouro-198 com os dosímetros utilizados, é intercomparada com a obtida com uma micro-fonte de alta taxa de dose de irídio-192, comumente utilizada nos procedimentos de braquiterapia. Os estudos mostram que a melhor homogeneização da distribuição de dose é obtida distribuindo o material radioativo na forma de anéis concêntricos, com diferentes atividades, em número e dimensões dependentes da área a ser tratada. O método de cálculo da dose de radiação, fornecida pelos moldes, apresentado neste trabalho, é comparado com o método tradicionalmente utilizado pelos serviços de braquiterapia para baixa taxa de dose. Foram tratadas 20 lesões com os moldes confeccionados. Os resultados cosmético-terapêuticos das aplicações clínicas, bem como a análise dos custos dos procedimentos, realçam a eficácia da metodologia desenvolvida. É também analisada a homogeneidade da distribuição da taxa de dose para um disco irradiado com atenuação por duas cunhas de prata, objetivando eliminar perda de massa e conseqüentemente incertezas na ativação quando dos cortes dos discos na confecção dos anéis concêntricos.

USE OF SPECIAL RADIOACTIVE MOLDS OF GOLD-198 FOILS FOR BRACHYTHERAPY IN SKIN TUMORS

Marco Antônio Rodrigues Fernandes

ABSTRACT

This work presents a methodology for manufacturing molds of radioactive gold-198 foils for treatment of skin tumors. The metallic purity of the gold foils produced by the Brazilian market is analyzed and compared to the characteristics of imported materials. Techniques for analyses of the activation homogeneity and dose profile in the plane of the mold are presented. The MicroShield, Version 4 System is used in the theoretical determination of the dose rate along the radioactive molds with different geometries and a comparison with experimental values obtained by optic density readings from special films used in quality control of radiotherapy equipment, dosimetry for thimble ionization chamber and thermoluminescent dosimeters is performed. The dosimeter calibration curve (dose-answer) obtained for the gold-198 energy, is compared with that obtained by a high dose rate iridium-192 small source, commonly used in the brachytherapy procedures. The studies show that the best homogeneity of dose distribution is obtained distributing the radioactive material in the form of concentric rings, with different activities, in number and dimensions dependent on the area to be treated. The method of the radiation dose calculation of the molds presented in this work, is compared with the traditional method used by brachytherapy services for low dose rate. Twenty lesions were treated with the proposed molds. The effectiveness of this methodology is further supported by the cosmetic-therapeutic results of the clinical applications, as well as cost analysis of the procedures. Also, it is analyzed the homogeneity of the dose rate distribution for an irradiated disk with attenuation by two silver coin, objectifying to eliminate loss of mass and consequently uncertainties in the activation when the sections of the disks are made in concentric rings.

SUMÁRIO

	Pagina
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Considerações gerais	1
1.2 Câncer de pele – características	2
1.3 Motivação	3
1.4 Objetivos	5
1.5 Aspectos relevantes do trabalho	5
2 REVISÃO DA LITERATURA	6
2.1 Breve histórico sobre a braquiterapia	6
2.2 Conceitos básicos em braquiterapia	10
2.2.1 Fontes radioativas para uso em braquiterapia	12
2.2.1.1 Fonte radioativa ideal	12
2.2.1.2 Fontes radioativas reais utilizadas em braquiterapia	13
2.2.2 Modelos radiobiológicos de fracionamentos de tratamentos	16
2.3 Sistemas de Planejamentos e Cálculos em braquiterapia	18
2.3.1 A Integral de Sievert	19
2.3.2 Modelo Modular de Cálculo de Dose	22
2.3.3 Sistemas Manuais de Planejamento	23
2.3.3.1 O Sistema de Manchester (Patterson e Parker)	24
2.3.3.2 O Sistema de Quimby	25
2.3.3.3 O Sistema de Paris	26
2.3.3.4 O Sistema do Memorial Hospital	28
2.3.3.4.1 A Técnica da Dimensão Média	28

2.3.4	Dosimetria por Computador	29
2.3.4.1	Cálculo de dose	31
2.4	Comparação entre os sistemas dosimétricos de implantes	32
2.5	O Sistema MicroShield Versão 4 (MS4)	34
3	MATERIAIS E MÉTODOS	38
3.1	Análise da composição química das folhas de ouro	40
3.2	Verificação da homogeneidade da ativação das amostras de ouro	40
3.3	Determinação teórica da taxa de dose equivalente	43
3.3.1	Distribuição da taxa de dose equivalente para discos	43
3.3.2	Simulação para moldes radioativos em anéis concêntricos	44
3.3.3	Ativação de anéis e discos de ouro-198	51
3.4	Verificação da distribuição da taxa de dose por medidas de densidade ótica	53
3.4.1	Análise da linearidade da D.O. em função da dose de radiação	53
3.4.1.1	Análise da linearidade com molde planar	53
3.4.1.2	Intercomparação com micro-fonte de Ir-192	55
3.4.1.3	Análise da linearidade com fonte puntual de Au-198	58
3.4.2	Distribuição da dose no plano do molde radioativo	60
3.4.2.1	– Molde com 3 anéis concêntricos	62
3.4.2.2	– Molde com 1 disco de raio = 1,0cm	63
3.4.2.3	– Molde com sementes de Au-198	64
3.4.2.4	– Comparação entre o molde com disco e o com sementes.	66
3.5	Verificação da distribuição da taxa de dose com dosímetros TLD's	68
3.5.1	- Análise da linearidade da resposta dos TLD's em função da dose	68
3.5.1.1	- Análise da linearidade com fonte puntual de Au-198	68

3.5.1.2-	Intercomparação com micro-fonte de Ir-192	70
3.5.2	- Distribuição da dose no plano do molde radioativo	72
3.5.2.1	- Molde com 1 disco de raio = 1,0cm	72
3.5.2.2	- Molde com sementes de Au-198	75
3.5.2.3	- Molde com 3 anéis concêntricos	78
3.6	Confecção e utilização dos moldes radioativos de Au-198 estudados.	80
3.6.1	- Cálculo da dose de radiação liberada nos moldes	82
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	84
4.1	Análise da distribuição da taxa de dose no plano do molde radioativo	84
4.1.1	Comparação entre a densidade ótica e os cálculos com o MS4	85
4.1.2	Comparação entre cálculos com o MS4 e as leituras com os TLD's. .	88
4.2	Comparação entre o MS4 e os planejamentos com Sistema de Manchester .	89
4.3	Avaliação clínica dos pacientes tratados	91
4.4	Avaliação dos custos dos procedimentos com moldes de folhas de ouro ...	100
4.5	Discussões	101
5	CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES	103
5.1	Recomendações	103
APÊNDICE	1 - Verificação da distribuição da exposição com dosímetro clínico .	104
APÊNDICE	2 - Medidas do grau de enegrecimento com o Sistema CROMOX ..	113
APÊNDICE	3 - Cálculo de dose de radiação para moldes planares (Excel)	120
APÊNDICE	4 - Estudos da ativação de discos de ouro com cunhas atenuadoras .	133
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	157

LISTA DE TABELAS

Tabela	Título	Página
1	Propriedades físicas de radionuclídeos usados em braquiterapia	14
2	Tipos de radiomoldagens	14
3	Exemplos de distribuição de cargas pelo Sistema de Manchester	25
4	Concentrações médias de impurezas nas folhas de ouro utilizadas	40
5	Características da folhas de ouro irradiadas	41
6	Taxas de dose calculadas com o MS4	46
7	Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos	47
8	Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos	48
9	Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos	48
10	Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos	48
11	Configurações de moldes planares em anéis concêntricos	49
12	Moldes calculados com o MS4	50
13	Característica dos discos irradiados	51
14	Características dos anéis irradiados	52
15	Características das amostras irradiadas e atividades obtidas	61
16	Tempos de exposição dos moldes radioativos de Au-198	62
17	Características dos anéis concêntricos	62
18	Características do disco irradiado	63
19	Atividades medidas das sementes após ativação	65
20	TLD's expostos à micro-fonte de Ir-192	71
21	Características do disco irradiado	73
22	Média entre os valores (+) e (-) de cada eixo	73
23	Características das sementes irradiadas	75
24	Atividades das sementes irradiadas	75
25	Média entre os valores (+) e (-) de cada eixo (dose = 100cGy)	76
26	Leituras dos TLD's para o centro dos moldes	77
27	Características dos anéis irradiados para análise com TLD's	78
28	Média entre os valores (+) e (-) dos eixos do plano do molde	79
29	Lesões tratadas com os moldes de ouro-198	83
30	Características dos anéis utilizados e taxa de dose do molde	90
31	Variação da taxa de exposição ao longo do plano da folha	106

32	Varição da taxa de exposição com a distância da folha	107
33	Varição da taxa de exposição com a distância da folha	107
34	Varição da taxa de exposição com a distância da folha	108
35	Varição da taxa de exposição com a distância da folha	108
36	Resumo da variação da taxa de exposição com a distância da folha	109
37	Grau de enegrecimento com o CROMOX - molde em anéis	116
38	Quantidade de mgRaEq em função da distância de tratamento	121
39	Taxa de dose por mgRaEq - h=0,5cm	122
40	Atividade inicial do molde de Au-198 para 76,50cGy/h	123
41	Atividade inicial do molde de Au-198 para 48,00cGy/h	124
42	Atividade inicial do molde de Au-198 para 77,00cGy/h	125
43	Dose de radiação (h=0,5cm) em função da distância e área do molde	128
44	Dose de radiação (h=1,0cm) em função da distância e área do molde	129
45	Características dos elementos atenuadores estudados	135
46	Taxa de dose calculada com o MS4	137
47	Taxas de dose para anéis concêntricos – Configuração 1	140
48	Taxas de dose para anéis concêntricos – Configuração 2.	140
49	Características dos discos com diferentes concentrações (mCi/cm ²)	141
50	Características dos discos com diferentes concentrações (mCi/cm ²)	142
51	Varição da taxa de dose entre o centro e a periferia do molde	142
52	Varição da taxa de dose entre o centro e a periferia do molde	143
53	Espessura das cunhas absorvedoras	146
54	Espessura das cunhas absorvedoras (cálculos pela razão D_y/D_0)	148
55	Decaimento radioativo da prata	150
56	Características do disco irradiado	150
57	Tempo de exposição do disco (irradiação com cunhas)	151
58	Tempo de exposição dos TLD's	153

LISTA DE FIGURAS

Figura	Título	Página
1	Esquema de decaimento do ouro-198	16
2	Relações geométricas para cálculo de exposição de fonte linear	20
3	Distribuição da taxa de dose – cálculos com o MS4	44
4	Representação da distribuição em anéis concêntricos	45
5	Distribuição da taxa de dose para anéis - cálculos com MS4	47
6	Densidade ótica em função da dose absorvida no centro do molde	54
7	Densidade ótica em função da dose absorvida - fonte de Ir-192	56
8	Densidade ótica em função da dose absorvida (IR-192 X Au-198)	57
9	Variação da densidade ótica ao longo do eixo paralelo à fonte Ir-192	57
10	Esquema de exposição de fonte puntual de Au-198 (análise c/filme)	58
11	Comparação das curvas de dose-resposta para fontes puntuais	60
12	Densidade ótica em função da dose de radiação – molde em anéis	63
13	Densidade ótica em função da dose de radiação – molde com 1 disco	64
14	Densidade ótica em função da dose de radiação – simetria	65
15	Curva dose-resposta - comparação : fontes em disco e sementes	66
16	Distribuição da dose absorvida no plano do molde (disco X sementes)	67
17	Esquema de exposição de fonte puntual (análise com TLD's)	69
18	Curva dose-resposta para os TLD's – fonte puntual de Au-198	69
19	Curva dose-resposta para os TLD's – fonte puntual de Ir-192	72
20	Curva dose-resposta para os TLD's expostos ao disco de Au-198	74
21	Distribuição da dose absorvida no molde com 1 disco	74
22	Curva dose-resposta para os TLD's expostos - molde com sementes	76
23	Distribuição da dose absorvida (TLD's) no plano-molde com sementes	77
24	Arranjo experimental dos TLD's na base de isopor	78
25	Média simétrica das leituras dos TLD's – molde com 3 anéis	80
26	Representação esquemática do molde planar confeccionado	81
27	Molde em prótese radífera com disco de Au-198	81
28	Densidade ótica X MS4 (molde com disco único)	85
29	Variação da taxa de dose no plano do molde	86
30	Variação da dose absorvida no plano do molde em anéis	86
31	Distribuição da dose ao longo do plano do molde de 3 anéis	87

32	Leitura dos TLD's X MS4 (molde em disco único)	88
33	Leitura dos TLD's X MS4 (molde em anéis concêntricos).	89
34	Imagem fotográfica de CEC em membro anterior direito de cão	92
35	Preparação da região a ser tratada – colocação de bolus	93
36	Fixação do molde radioativo sobre a lesão	93
37	Situação da lesão logo após a retirada do molde radioativo	94
38	Situação da região tratada após 8 meses da braquiterapia	94
39	Região de palato duro tratada com prótese radífera de Au-198.	95
40	Lesão do tipo CBC em dorso de pé	96
41	Fixação do molde radioativo sobre lesão em dorso de pé	97
42	Visualização da região tratada após a braquiterapia em dorso de pé	97
43	Paciente com múltiplas lesões de face	98
44	Destaque da lesão duas semanas após a braquiterapia	99
45	Destaque da lesão dois meses após a braquiterapia	100
46	Representação do posicionamento da C.I.	104
47	Ilustração do posicionamento da C.I. no fantoma	105
48	Variação da taxa de exposição com a distância da fonte ($r=2,76\text{cm}$).	109
49	Variação da taxa de exposição com a distância da fonte ($r=0,50\text{cm}$).	110
50	Comparação entre medidas com dosímetro e cálculos com MS4.	111
51	Distribuição em disco X distribuição em anéis concêntricos	111
52	Medidas com dosímetro clínico X cálculos com MS4 (3 anéis)	112
53	Imagens scaneadas para análise com o CROMOX	114
54	Variação do grau de enegrecimento (CROMOX) – disco de Au-198	115
55	Variação do grau de enegrecimento (CROMOX) – molde em anéis	116
56	Variação da dose absorvida no plano do molde em anéis	117
57	Distribuição da dose no plano do molde em anéis (MS4 X Cromox)	118
58	Imagem tridimensional da distribuição do grau de enegrecimento	119
59	Imagem bidimensional da distribuição do grau de enegrecimento	119
60	Atividade inicial em função da área de tratamento (ouro-198)	126
61	Variação da quantidade de mghRaEq em função da área do molde	126
62	Dose total recebida em função do raio do disco	130
63	Dose total calculada em função do raio do disco e tempo de exposição	130
64	Gráfico do decaimento radioativo do ouro-198	131
65	Representação esquemática das cunhas absorvedoras	135

66	Variação da atividade em função do raio do disco	136
67	Variação da taxa de dose em função do raio do disco ($y=0,0\text{cm}$).	138
68	Variação da taxa de dose em função do raio do disco ($y=3,0\text{cm}$).	138
69	Distribuição da taxa de dose no plano do molde do disco de Au-198.	144
70	Distribuição inversa da taxa de dose no plano do molde de disco	144
71	Taxa de dose no plano do disco (diferentes concentrações)	145
72	Espessura da cunha absorvedora em função do raio do disco	147
73	Espessura da cunha de prata em função da atividade do disco	147
74	Espessura das cunhas (razão das taxas de dose)	148
75	Representação da técnica de ativação do disco com as cunhas.	149
76	Distribuição da dose de radiação no plano do molde (com cunhas)	152
77	Comparação entre os valores calculados (MS4) e as medidas de DO	152
78	Leituras dos TLD's nos eixos do plano do molde – 25cGy	154
79	Leituras dos TLD's no plano do disco – comparação entre doses	154
80	Leituras dos TLD's X Cálculos com MS4 X Medidas da D.O (25cGy).	155
81	Leituras dos TLD's X Cálculos com MS4 X Medidas da D.O. (100cGy)	155

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Gerais

A oncologia, dentre as várias especialidades médicas, talvez seja a que mais se utiliza de materiais radiativos na sua rotina de tratamentos. A atuação da radioterapia tem ganho importante destaque no controle e tratamento do câncer. Sua eficiência e aplicabilidade estão intimamente ligadas à constante sofisticação tecnológica dos equipamentos utilizados para o diagnóstico e tratamento da doença e a oferta de novos elementos radioativos .

Conforme dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) /1/, a cada ano o câncer atinge pelo menos 9 milhões de pessoas e mata cerca de 5 milhões, e portanto, é atualmente a segunda causa de morte por doença na maioria dos países. A situação se agrava e a incidência de câncer aumentará em 100%, nos próximos 20 anos, se medidas de prevenção e controle não forem adotadas.

As estimativas da incidência e mortalidade por câncer no Brasil, conforme informações do Instituto Nacional do Câncer (INCA) /2/, apontam 261900 casos novos de câncer durante o ano de 1999 e 104200 óbitos.

Os tumores de pele, em sua maioria, encontram-se classificados como carcinomas baso-celulares (cbc), carcinomas espino-celulares (cec) e melanomas. Aparecem em primeiro lugar na estimativa do número de casos novos e da taxa bruta de incidência de câncer, estimados para o ano de 1999 no Brasil, cerca de 35950 (13,72%) casos de carcinomas e 3850 (1,47%) casos de melanomas.

Ainda conforme dados da Fundação Oncocentro /3,4/, o diagnóstico destes tumores vem constantemente crescendo, principalmente nas regiões de climas quentes e em pessoas de pele clara. Estudos recentes do Ministério da Saúde /5/ têm tentado justificar o aumento no índice de incidência destes tumores, com a freqüente destruição da camada de ozônio, o que facilita a penetração dos raios ultra-violetas provenientes do sol atacando a derme e a epiderme e provocando reações, a nível celular, do tecido epitelial.

Nos casos dos carcinomas (cbc e cec), o tratamento com cirurgia ou radioterapia isolada, ou em combinação, apresenta ótimos resultados, com índices de cura próximos de 100% /6,7/.

A radioterapia superficial com feixes de raios-X de baixa energia é a forma mais comum de tratamento exclusivo /8,9/. Em algumas situações pode ser utilizada a radioterapia com feixe de elétrons, e eventualmente, técnicas de braquiterapia.

Braquiterapia é uma modalidade de radioterapia, em que a fonte radioativa é colocada em contato direto com o tumor, permitindo a liberação de dose efetiva, com aumento das taxas de controle local e proteção adequada dos tecidos vizinhos.

Na região de Araçatuba, interior noroeste do Estado de São Paulo, cerca de 45 pacientes portadores de carcinomas de pele são matriculados, a cada ano, pelo serviço de radioterapia. A maioria destes pacientes apresentam várias lesões, nas mais diversas localizações anatômicas da pele, o que representa uma média anual de aproximadamente 160 novas lesões tratadas.

Estuda-se neste trabalho a viabilidade de confecção de moldes de folhas e anéis de ouro-198 ativados no reator nuclear IEAR-1 do IPEN/CNEN-SP, para uso em braquiterapia. A metodologia desenvolvida poderá ser estendida para outros elementos radioativos, como o irídio-192, comumente utilizado em procedimentos de braquiterapia.

1.2 Câncer de pele – Características /10/

Incidência : É o câncer mais freqüente de todos os cânceres do organismo. Estima-se que ocorra em 1 de cada 5 pessoas com mais de 60 anos de idade.

Mortalidade: A taxa de mortalidade é baixa; 95% dos casos diagnosticados inicialmente são curados, quando tratados corretamente.

Fatores de risco: Exposição excessiva aos raios solares, pele clara, exposição ocupacional a substâncias químico-tóxicas (arsênico e hidrocarbonetos /11/) e, à radiação ionizante. Também há relatos sobre a presença de papilomavirus humano e de úlceras crônicas sobre cicatrizes de queimaduras, bem como de relações genéticas (xeroderma pigmentoso, albinismo...).

Sinais de alerta: Feridas que não cicatrizam. Alterações no comportamento de manchas ou pintas da pele (nevo), existentes há vários anos, que de repente, começa a apresentar assimetria, bordas irregulares, anfractuosas ou crateriforme e coloração não uniforme. Algumas manchas podem coçar, doer ou sangrar.

Diagnóstico precoce: Recomenda-se o auto-exame periódico de toda a pele (observações mais cuidadosas devem ser feitas nas partes da pele mais expostas ao sol). Qualquer alteração deve ser avaliada por um médico oncologista ou por um dermatologista, os quais deverão indicar a biópsia nos casos suspeitos.

Tratamento : Para as lesões pequenas e iniciais, a cirurgia é indicada e dá ótimos resultados. Nas lesões recidivantes ou extensas, a radioterapia apresenta papel importante, principalmente nos casos não operáveis. Em casos específicos, os especialistas em dermatologia têm relatado tratamentos com curetagem e criocirurgia.

1.3 Motivação

A confecção de moldes especiais, com elementos radioativos para braquiterapia, é prática consagrada nos principais centros de tratamento do câncer e a forma mais comum de braquiterapia nos tumores cutâneos /12,13,14,15,16,17/. As recomendações para o seu uso podem ser encontradas nos livros textos especializados /18,19/ da área de radioterapia.

Embora se saiba que o sucesso da radioterapia depende da liberação precisa da dose preconizada no volume de tratamento /20,21,22,23/, a rotina do trabalho em alguns hospitais dificulta a análise experimental (medida experimental de atividade, tipos de radiação emitida, perfil de dose no implante, etc.). Consequentemente, o cálculo da dose,

muitas vezes, é baseado em antigas tabelas obtidas de fontes bibliográficas /24,25,26,27/ internacionais.

Muitos isótopos radioativos podem ser utilizados para confecção de moldes em braquiterapia. A maioria porém é importada e portanto de difícil aquisição. A maior parte da experiência relatada utiliza cézio-137 ou irídio-192.

Com as recentes modificações no Reator IEA-R1 do IPEN /28,29/, como a operação contínua do mesmo, por vários dias da semana e o aumento de sua potência para 5 MW, tornou-se interessante estudar a viabilidade de confecção de moldes especiais para braquiterapia, com elementos que possam ser ativados neste reator.

O uso de sementes de ouro-198 em implantes permanentes tem fornecido ótimos resultados terapêuticos no tratamento de lesões pequenas da cavidade oral /30/. Entretanto as dificuldades encontradas na distribuição das sementes no ato do implante implica na existência de pontos de baixa dose e pontos de alta dose alternados no volume tumoral /31/, o que, em alguns casos, pode favorecer o surgimento de lesões residuais. Análises semelhantes são feitas para outros tipos de implantes com sementes /32,33,34,35,36,37/.

Desta forma, torna-se necessário estudar outras formas geométricas de distribuição do material radioativo, que possa proporcionar uma melhor distribuição da dose absorvida no volume irradiado. Além disso, as folhas de ouro são oferecidas com a pureza necessária, em várias espessuras e tamanhos, proporcionando melhor moldagem da lesão e um acondicionamento no molde, de forma a oferecer maior proteção radiológica aos profissionais envolvidos (médico, físico, técnicos, enfermeiros...) e melhor comodidade ao paciente. As folhas de ouro-198 podem ser reativadas várias vezes e assim reaproveitadas em outros implantes.

Os avanços da informática têm contribuído para agilizar as rotinas dos sistemas de computação, desenvolvidos para estudos de física de reatores, no projeto e análise de experimentos em geral. Códigos computacionais /38,39,40/, que exigiam sofisticados equipamentos de hardware, são hoje facilmente disponíveis e portanto podem ser utilizados nas rotinas de experimentos e irradiações que envolvem a utilização e a produção de radioisótopos.

1.4 Objetivos

Desenvolver uma nova metodologia para confecção de moldes radioativos com folhas de ouro-198, que possam ser utilizados no tratamento de tumores de pele.

1.5 Aspectos relevantes do trabalho

O trabalho propõe uma interação entre os hospitais e os centros de pesquisas nucleares do país, no sentido de incrementar a confecção de moldes radioativos, para tratamento de câncer de pele. A falta desta interação limita a utilização da braquiterapia a materiais radioativos importados e portanto, caros para os padrões nacionais.

Para aqueles hospitais que não possuem equipamentos de terapia superficial, os moldes radioativos com folhas de ouro-198, em diferentes geometrias e várias combinações, podem ser uma alternativa, eliminando os altos custos quando da locomoção dos doentes para outras instituições.

Os profissionais da oncologia, que já conhecem a ação da braquiterapia, poderão contar, também, com esta modalidade, no tratamento dos tumores de pele.

A possibilidade de utilização de rotinas computacionais simples, no planejamento da braquiterapia, proporcionará uma maior dinâmica a esta modalidade de tratamento, reduzindo consideravelmente o tempo dispendido nos cálculos.

A análise do perfil da dose de radiação em braquiterapia, através de imagens *scaneadas* de filmes radiográficos expostos aos moldes radioativos, permite um melhor controle de qualidade nas aplicações clínicas, sem interferir na rotina destes procedimentos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Breve histórico sobre a braquiterapia

Historicamente, a braquiterapia se iniciou após a descoberta da radioatividade, por Henri Bequerel em Paris em 1896 /41/, e os trabalhos na preparação de amostras de radium puro, realizados pelo casal Marie e Pierre Curie em 1898, quando então se determinou seu peso atômico de 226.

A idéia de usar o rádio-226 para tratamento de lesões de pele ocorreu quando Pierre Curie, em 1901, após observar certas queimaduras sofridas acidentalmente por Bequerel, resolveu provocar, em seu próprio braço, uma úlcera de radiação com o radium. Pensou que se a radiação fosse capaz de destruir células sadias, provocando lesões superficiais, também poderia destruir as células tumorais com a mesma eficiência. Desta forma, Pierre Curie, ofereceu um tubo de radium a um médico, Dr. Danlos e sugeriu que o mesmo o introduzisse em um tumor, dando início clínico à braquiterapia /42/.

Em 1903, em St. Petersburg já se relatava o primeiro sucesso da braquiterapia, no tratamento de dois pacientes com carcinoma basocelular da região facial /43/.

Sem muitos recursos e ainda com pouco conhecimento, os pioneiros da braquiterapia utilizavam grandes fontes de radium, ou conjuntos de tubos, introduzindo-os dentro ou próximos do tumor, por um período de tempo, após o qual as fontes eram retiradas.

Em 1914, desenvolveram-se as primeiras agulhas de radium constituídas de sulfato de radium puro, encapsulado em aço ou platina. O gás radon também foi usado em finos tubos de vidro, os quais eram implantados no tumor, em caráter permanente.

Além das lesões de pele, os cânceres do colo uterino passaram a ser a localização com maior emprego da braquiterapia, devido ao fácil acesso e à grande incidência destes tumores. A especificação da dose de radiação era dada pelo número de miligramas de

radium empregadas e o tempo de permanência do material radioativo. Esta quantidade de “miligramas-hora” /44/ ainda é até hoje utilizada nos cálculos de braquiterapia, em serviços que não possuem sistemas de dosimetria e cálculos de dose mais sofisticados.

Em busca de uma unidade de medida, que representasse com mais fidelidade a dose de radiação recebida, definiu-se a “dose eritema” como a quantidade de miligramas hora de radium, que resultaria numa reação de vermelhidão da pele, numa distância de 2,0cm.

Nos anos 30, desenvolveu-se um sistema didático de braquiterapia, baseado na nova unidade de radiação, o roentgen. Elaboraram-se tabelas e regras de distribuição de fontes intersticiais de radium e as diferentes atividades lineares. Ralston Paterson, Herbert Parker e John Meredith /45/ do Holt Radium Institute no Christie Hospital em Manchester, paralelamente à Edith Quimby /46/, do Memorial Hospital de New York, estudaram a distribuição das doses de radiação. Tabelas de dosimetria para fontes individuais foram preparadas, e uma série de regras de distribuição de fontes foram elaboradas.

Quimby também realizou pesquisas em biofísica, sobre os efeitos clínicos e biológicos do radium, propondo normas de proteção contra os efeitos indesejáveis da radiação /47/.

A consistência dos valores calculados com os resultados terapêuticos obtidos com os moldes de rádio-226 foi bastante verificada pelo vasto uso das radiomoldagens, nas primeiras décadas deste século.

Provavelmente, o termo braquiterapia, foi proposto pela primeira vez por Forssell em 1931. Entretanto, outros nomes, como curieterapia, endocurieterapia e plesioterapia, foram também utilizados para se definir o tratamento, a curta distância, por radionuclídeos.

Em 1934, Irène Curie, filha do casal Pierre e Marie, e seu esposo Frédéric Joliot descobriram a radioatividade artificial /48/. Logo em seguida, em 1935, no Institute Gustave-Roussy, iniciaram-se pesquisas com irídium-192 e césium-137.

A segunda guerra mundial dificultou a divulgação das pesquisas nucleares em desenvolvimento na época, o que refletiu diretamente na área médica /49/.

Em 1948 foram introduzidas as primeiras agulhas de cobalto-60.

Os problemas de exposição à radiação, após a evolução dos conhecimentos dos seus efeitos biológicos, somáticos e genéticos, intimidaram e restringiram o uso da braquiterapia na década de 50. Foi quando então em 1953, Ulrich Henschke, padronizou a técnica de *afterloading* (carga postergada), onde, o material radioativo é colocado nos aplicadores, após a sua inserção no leito tumoral, diminuindo assim o tempo de exposição do *staff* /50/. Também nesta época iniciava-se o uso de tubos e cateteres de plástico.

As sementes radioativas de ouro para braquiterapia intersticial permanente foram introduzidas, em 1951, por Colmery. Sua aplicação técnica foi rapidamente aperfeiçoada por Sinclair, em 1952 /31/. Neste mesmo ano, Flocks descreveu o uso de injeção intersticial de ouro-198 coloidal, como um tratamento adjuvante à prostatectomia radical /51/.

Ocorria, no entanto, um maior desenvolvimento da radioterapia externa ou teleterapia, que apresentava melhores condições de proteção radiológica e uma evolução tecnológica importante, com o surgimento das unidades de cobalto e dos aceleradores lineares de uso médico, com feixes colimados de fótons e elétrons. Pensava-se que a teleterapia, poderia resolver todos os problemas da radioterapia, com a mesma eficácia radiobiológica para todos os tipos e localizações de tumores, o que tornaria a braquiterapia obsoleta /52/.

No entanto, as observações clínicas dos pacientes durante os anos de seguimento pós tratamento, mostravam que a braquiterapia era imprescindível em alguns tipos de tumores, como os ginecológicos, em razão do índice de complicações ao reto e à bexiga, quando a dose total de radiação era liberada somente por feixes externos. Daí surgiram os protocolos de tratamento preconizando a braquiterapia como complemento da teleterapia nestes tipos de tumores.

Nas lesões mais superficiais, onde se utilizava a teleterapia com feixes de raios-X com energias entre 50kV e 150kV, observava-se em alguns casos, efeitos cosméticos indesejáveis /53/, e quando a lesão era muito próxima de estruturas ósseas, havia o risco de

osteoradionecrose, favorecido pelo efeito fotoelétrico mais facilmente produzido por radiação com estas energias.

A partir de 1965, com a descoberta de novos radioisótopos com energias mais baixas, reacenderam-se os ânimos dos radioterapeutas quanto às práticas braquiterápicas. O Ra-226 e o Rn-222 puderam ser substituídos por outros elementos como o Cs-137, Ir-192, Au-198, I-125, Sr-90, e novas técnicas de *afterloading* minimizavam os riscos de exposição à radiação pelos profissionais envolvidos /50/.

Enquanto o ouro na forma coloidal deixava de ser usado, os implantes de sementes de ouro-198 eram aplicados no tratamento de lesões, como tumores localizados, ou recorrentes, da próstata, mama e cavidade oral.

Na década de 70, observaram-se importantes avanços na confecção de equipamentos de medidas e nos métodos de dosimetria, com o uso da informática e imagens radiográficas de alta resolução, como a tomografia axial computadorizada, ultrassom, angiografia, etc. . Distribuições bidimensionais de dose passaram a ser obtidas com o uso de computadores, ou mesmo com cálculos manuais simplificados /54/.

Nos anos 80, continuam acentuados os avanços tecnológicos nos métodos de imagens tomográficas e o surgimento da ressonância magnética. Sistemas computacionais já podem ser utilizados para análise tridimensional da distribuição da dose de radiação, melhorando a exatidão da braquiterapia, com uma melhor delimitação dos tecidos normais e patológicos /55/.

O grande avanço da braquiterapia nesta última década se deve à utilização de equipamentos de carga postergada com controle remoto. Esses equipamentos possibilitam uma programação otimizada da dose, através de computadores, utilizando fontes de baixa (LDR - Low Dose Rate) e principalmente de alta atividade (HDR = High Dose Rate), possibilitando o tratamento ambulatorial /56/.

As mudanças ao longo deste século na braquiterapia se resumem nas constantes pesquisas de novos radioisótopos /57,58/ de energias mais baixas, nas técnicas de carregamento do material radioativo e na forma física das fontes utilizadas /59/. O uso do

ouro-198 tem se restringido aos implantes permanentes da cavidade oral, embora alguns autores /16,30,31,51/, ainda relatam o uso deste isótopo em outros tipos de tumores.

2.2 Conceitos Básicos em Braquiterapia

A radioterapia é a modalidade terapêutica que se utiliza de radiações ionizantes na destruição de tumores.

No que diz respeito ao posicionamento das fontes radioativas, a radioterapia se divide em: teleterapia e braquiterapia. Na teleterapia a fonte de radiação é colocada a uma certa distância da lesão a ser tratada, geralmente, de 30cm a 50cm, nos equipamentos de raios-X de energia convencional (70kV a 250 kV) e cerca de 80cm a 100cm, nas unidades de megavoltagem, como as bombas de cobalto e os aceleradores lineares.

Na braquiterapia, a fonte radioativa é colocada diretamente na lesão a ser tratada. As fontes seladas, encapsuladas em metais, como aço inoxidável, platina, ou titânio, são arranjadas em moldes que podem ser colocados interna ou externamente à lesão, em tratamentos superficiais, intracavitários ou intersticiais. Os implantes radioativos podem ser temporários ou permanentes, dependendo da localização da lesão e do radioisótopo utilizado.

Estudos de radiobiologia /60,61/ mostraram que a principal vantagem na braquiterapia é que se pode liberar altas doses de radiação em curto intervalo de tempo. Todo o tumor é abrangido pela radiação e os tecidos sadios ao redor da lesão recebem uma dose mínima, resultando numa razão terapêutica mais eficiente que aquela obtida com a teleterapia.

A radiação beta é usada (betaterapia) para o tratamento de lesões superficiais, devido ao seu curto alcance no tecido (poucos milímetros) /62,63/. A radiação gama, devido ao seu maior alcance, pode ser utilizada em tumores maiores e mais profundos.

As radiações de baixas energias que podem ser emitidas da fonte de braquiterapia são facilmente blindadas por filtros, geralmente platina, encapsulando o isótopo.

Em relação à taxa de dose, os procedimentos braquiterápicos dividem-se em procedimentos de alta taxa de dose (HDR) e procedimentos de baixa taxa de dose (LDR). Devido ao alto custo dos equipamentos e sofisticadas técnicas dos procedimentos de H.D.R. /64/, a maioria dos hospitais do país dispõem somente de aplicadores de baixa taxa de dose.

Imediatamente após a descoberta do rádio, começou-se a utilizá-lo no tratamento do câncer, colocando o material radioativo em contato direto com o tumor, originando-se o termo braquiterapia - terapia a curta distância. Desta forma, o rádio-226 foi o primeiro material radioativo a ser usado em braquiterapia, e muitos estudos foram realizados sobre este isótopo.

A constante taxa de exposição, representada por Γ , é definida como a taxa de exposição em R/h em um ponto distante 1,0cm de uma fonte puntual de 1mCi. Para uma fonte de rádio-226, encapsulada em filtro de 0,5mm de platina (mmPt), determinou-se o valor : $\Gamma_{(Ra)} = 8,26 \pm 0,05 \text{ Rh}^{-1} \text{ mg}^{-1}$ (roentgen por hora por miligrama).

A taxa de exposição (X/t) para os outros isótopos pode ser simplificada pela equação 1 :

$$X / t = (\Gamma \cdot A) / d^2 \cdot \Gamma_{(Ra)} \quad (\text{R/h}) \quad (1)$$

onde : Γ = constante que representa a taxa de exposição do isótopo em questão (Rm^2/hCi);

A = atividade da fonte radioativa (mCi);

d = distância do centro da fonte (cm);

$\Gamma_{(Ra)}$ = constante que representa a taxa de exposição do rádio-226 (Rm^2/hCi).

A equação 2 simplifica a expressão que dá a quantidade de radio equivalente (RaEq), correspondente a uma determinada fonte radioativa :

$$\text{RaEq} = (A \Gamma / \Gamma_{(\text{Ra})}) \quad (\text{mg}) \quad (2)$$

Tabelas de taxa de dose em função da quantidade de radio-226 e da distância da fonte foram minuciosamente elaboradas e testadas. Os dados foram então disponibilizados em sistemas de dosimetria específicos. Os mais utilizados são o Sistema de Manchester /45/, o Sistema de Paris /65/ e o Sistema Quimby /46/. Estes sistemas apresentam metodologias de cálculo de dose em implantes radioativos bastante confiáveis e já utilizadas há vários anos. Diferenciam-se entre si basicamente quanto as regras de distribuição do material radioativo, definição da uniformidade e especificação da dose de referência.

2.2.1 Fontes radioativas para uso em braquiterapia



2.2.1.1 Fonte radioativa ideal

Uma fonte radioativa ideal para ser utilizada em braquiterapia seria aquela que possuísse dimensões infinitamente pequenas para ser considerada como uma fonte puntual, encapsulada de forma que emitisse raios gama monoenergéticos, que interagisse com o tecido da mesma forma que com o ar. Suas características, como a atividade, seriam perfeitamente bem definidas. A fluência da radiação, isto é, o número de fótons por unidade de área emanado da fonte, seria isotrópica e respeitaria a lei do inverso do quadrado da distância (k/r^2), com uma energia de cerca de 200keV, o que evitaria a absorção acentuada da radiação no tecido ósseo. Esta fonte não sofreria os efeitos da auto atenuação ou espalhamento múltiplo no ar ou no meio ao redor da fonte /66/. Desta forma, a distribuição da taxa de dose seria facilmente modelada matematicamente e a dosimetria em pontos ao redor da fonte, não apresentaria dificuldades.

No entanto, fontes deste tipo não existem, e as fontes radioativas reais disponíveis para uso em braquiterapia apresentam dimensões finitas e espectro de raios gama com energia que variam desde alguns keV até 2 MeV, de forma anisotrópica, e muitas vezes emitem raios β . A lei do inverso do quadrado não é respeitada para pontos próximos da

fonte, onde prevalecem os efeitos da alta atenuação na própria fonte e no material de encamisamento, bem como o espalhamento no tecido circunvizinho.

2.2.1.2 Fontes radioativas reais utilizadas em Braquiterapia

A escolha de um determinado isótopo para uso em braquiterapia se dá em função das suas características, tais como: energia, meia-vida ($T_{1/2}$), camada semi-redutora (CSR), constante de taxa de exposição (Γ), além da sua disponibilidade no mercado. Podemos dizer que as principais características de um radioisótopo, para que este possa ser usado em braquiterapia, são /67/ :

- a) possuir uma energia apropriada para minimizar as necessidades de proteção radiológica, e ao mesmo tempo, evitar o aumento da deposição de energia no osso, pela interação fotoelétrica e os efeitos do espalhamento indesejado, permitindo a liberação de dose de radiação, na região a ser tratada;
- b) apresentar-se em várias formas físicas e tamanhos, sendo possível seu acondicionamento em agulhas, tubos rígidos, fios flexíveis, esferas, placas;
- c) não deve possuir elementos gasosos em sua desintegração;
- d) apresentar alta atividade específica;
- e) estar disponível em forma insolúvel e não tóxica, não é recomendado seu uso na forma de pó;

Além disso, é interessante que o radioisótopo tenha uma meia-vida adequada, para que o seu decaimento não prejudique o tratamento, e possa ser de fácil aquisição, evitando os transtornos da importação.

A tabela 1 mostra as características dos principais isótopos usados em braquiterapia /55/.

Tabela 1 - Propriedades físicas de alguns radionuclídeos usados em radioterapia

Radionuclídeo	Meia-vida	Energia γ (MeV)	Γ (Rm ² /hCi)	mgRaEq(0,5mmPt)	CSR (cmPb)
Césio-137	30 anos	0,662	0,328	0,398	0,650
Cobalto-60	5,26 anos	1,17 - 1,33	1,307	1,58	1,200
Ouro-198	2,698 dias	0,41 - 1,09	0,238	0,288	0,330
Iodo-125	60,25 dias	0,035	0,133	0,161	0,003
Iridio-192	74,2 dias	0,136 - 1,06	0,400	0,485	0,300
Tantálio-182	115 dias	0,043 - 1,45	0,782	0,948	
Radio-226	1604 anos	0,047 - 2,44	0,825	1,000	1,300
Estrôncio-90	28 anos	emissor beta	----	-----	-----

Rádio em equilíbrio e filtrado com 0,5mmPt.

No caso do Au¹⁹⁸, é mais comumente encontrado na forma de semente cilíndrica, com 2,5mm de comprimento e 0,8mm de diâmetro, a fonte é acondicionada em um envoltório de 0,1mm de espessura em platina para filtrar a radiação beta.

A tabela 2 ilustra os procedimentos e formas de braquiterapia mais comumente realizados .

Tabela 2 - Tipos de radiomoldagens

ELEMENTO	FORMA	PROCEDIMENTOS	REGIME UTILIZAÇÃO
Radio-226	mini agulhas	intersticiais	LDR temporário
Radio-226	tubos	intracavitária	LDR temporário
Césio-137	tubos e agulhas	intracavitária	LDR temporário
Estrôncio-90	placa	betaterapia	betaterapia
Ouro-198	sementes	intersticiais	LDR permanente
Iridio-192	fios	intersticiais	LDR temporário ?!
Cobalto-60	placa oftálmica	intersticiais	LDR temporário
Iodo-125	sementes	intersticiais	LDR temporário

Como o propósito deste trabalho é utilizar folhas de ouro-198 para tratamento de tumores de pele, constitui-se portanto de radiomoldagens temporárias, com o material radioativo distribuído na forma de folhas, e disposto sobre a superfície da lesão.

O isótopo ouro-198 é obtido em reator nuclear pela reação de ativação /68/: $Au^{197}(n,\gamma)Au^{198}$. O intervalo de tempo necessário de permanência no reator para se conseguir a atividade desejada pode ser estimada pela equação (3) /69/:

$$A(t) = [(Na \cdot M) / A] \cdot \phi \cdot \sigma \cdot (1 - e^{-\lambda t}) \quad (3)$$

onde : $A(t)$ = atividade obtida após um intervalo de tempo “t” de ativação no reator ;
 Na = número de avogadro = $6,023 \times 10^{23}$ (nucleos/kg.mol) ;
 M = massa (em gramas) da amostra a irradiar ;
 A = número de massa do isótopo Au-197 = 196,97 ;
 ϕ = fluxo de nêutrons do reator nuclear ($n/cm^2.s$);
 σ = secção de choque de ativação (para o Au-197 $\rightarrow \sigma \approx 98 \times 10^{-24} cm^2$) ;
 λ = constante de decaimento do isótopo (para o Au-198 $\rightarrow \lambda = 2,972 \times 10^{-6} s^{-1}$);
 t = intervalo de tempo de permanência no reator (segundos) .

Na atividade de saturação, e como a meia-vida do ouro-198 é muito maior que o tempo médio de ativação das amostras, o cálculo da atividade pode ser simplificado pela equação 4 :

$$A(t) = (Na.M)/A \cdot (\Phi.\sigma \cdot \lambda.t) \quad (4)$$

O ouro-198 decai, após 2,69 dias, em mercúrio-198 estável. A energia da radiação gama emitida e utilizada para cálculos em braquiterapia é 0,412 MeV.

O ouro na forma de folha pode ser encontrado em várias espessuras, variando de 0,00025 mm a 0,125 mm, com uma pureza da ordem de 99,9 % . As dimensões das folhas variam de 25 x 25 mm a 150 x 150 mm, o que permite a confecção de moldes radioativos adequados para a maioria dos tumores de pele.

A Figura 1 ilustra o esquema de decaimento do ouro-198 /70/.

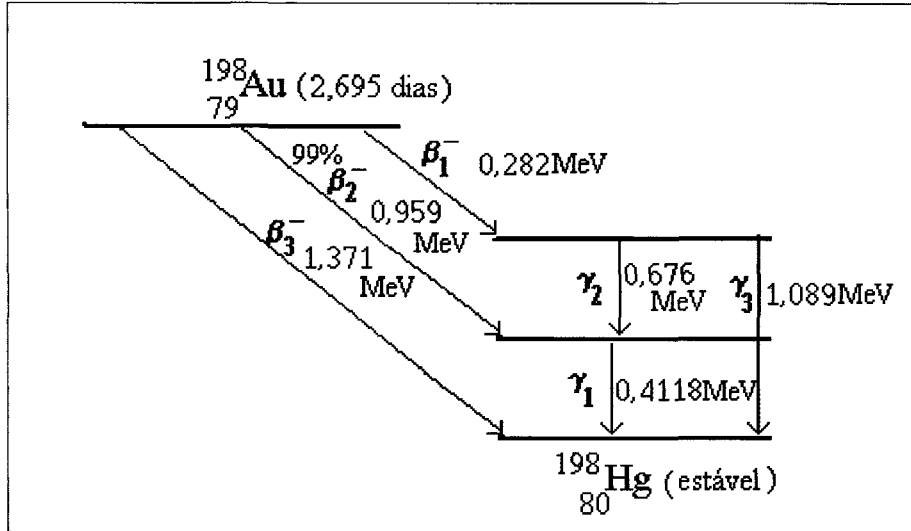


Figura 1 - Esquema de decaimento do ouro-198

2.2.2 Modelos Radiobiológicos de Fracionamentos de Tratamentos

O efeito radiobiológico decorre da absorção da energia da radiação incidente pela célula atingida. O efeito direto se dá quando a radiação atinge diretamente o DNA celular destruindo as cadeias moleculares, e o efeito indireto ocorre na quebra das ligações do oxigênio da água no citoplasma. Ambos os efeitos podem levar a morte celular ou causar um dano sub-letal e ao conseqüente reparo. Estudos de J. Bergonié e L. Tribondeau /25/ já nas primeiras décadas deste século deduziram que: “quanto maior a atividade mitótica da célula, maior a sua sensibilidade à radiação ionizante”, isto faz pressupor que as células tumorais devem ser mais radiosensíveis que as células saudáveis.

Esquemas de fracionamentos de dose são encontrados na literatura e baseiam-se nos preceitos da radiobiologia /71,72,73,74/.

O modelo TDF /75/ (tempo-dose-fração), desenvolvido na década de 70, adota um fator que simplifica o conceito de dose padrão nominal (NSD) /76/ anteriormente utilizado. O método compensa as variações dos efeitos biológicos decorrentes de diferentes taxas de dose e de tempos de aplicação. O modelo usado em braquiterapia determina o fator TDF pela equação 5:

$$\text{TDF} = 4,76 \times 10^{-3} \cdot r_0^{1,35} \cdot T_{\text{eq}} \quad (5)$$

Onde r_0 é a taxa de dose inicial no implante (cGy/h) e T_{eq} é o tempo equivalente de tratamento (horas), dado pela equação 6 :

$$T_{\text{eq}} = (1 - e^{-1,35\lambda \cdot T}) / 1,35\lambda \quad (6)$$

onde : T = tempo total de tratamento (horas) ;

λ = constante de decaimento do radioisótopo implantado (1/h)

A prática da braquiterapia adquirida ao longo dos anos, garante que um resultado radiobiológico ideal é conseguido num esquema de tratamento contínuo que libere 6000cGy em 168 horas, o que dá um fator TDF igual a 100. Assim, na rotina dos serviços, vários esquemas de fracionamentos podem ser utilizados, desde que se obtenha o mesmo valor de TDF, garantindo-se assim a mesma eficácia radiobiológica.

Modelos recentes de fracionamento, como o Modelo Linear-Quadrático (L.Q.) /77,78/ desenvolvido em meados da década de 80, tendem a substituir os até então utilizados. No modelo L.Q. enfatiza-se a importância das reações tardias e das reações agudas conforme o tipo de tecido tumoral, avaliando a equivalência biológica entre várias doses e esquemas de fracionamento /79/. O modelo mostra que num tratamento de “N” frações de dose “d” de radiação por fração, o efeito produzido “E” será:

$$E = N (\alpha d + \beta d^2) \quad (7)$$

onde : α é uma constante relacionada com a probabilidade de se criar um dano letal em processo de evento único (coeficiente do termo linear); e

β é uma constante relacionada com a probabilidade de se criar um dano sub-letal (leva em conta o reparo celular), é o coeficiente do termo quadrático.

A efetividade radiobiológica de um implante (radiação contínua) é quantificada pela equação 8 :

$$\text{BED} = R.t. \{1 + [2.R.(1 - 1/\mu.t)/\mu.(\alpha/\beta)]\} \quad (8)$$

onde: R = taxa de dose (Gy/h) t = tempo do implante

$\mu = 0,693 / T_{1/2} \rightarrow T_{1/2}$ = tempo médio de reparo celular

Estudos de radiobiologia /80,81/ indicam que as células tumorais apresentam uma razão α/β aproximadamente igual a 10, e os tecidos normais em torno de 3.

2.3 Sistemas de Planejamento e Cálculos em Braquiterapia

A determinação da dose de radiação emitida pelo rádio, no início de 1900, foi fundamental para todos os cálculos de dose em braquiterapia e pode ser aplicada aos isótopos produzidos artificialmente /82/.

Com o uso do rádio, um grande volume de experiências clínicas foi acumulado. Destas experiências, desenvolveram-se regras a respeito do arranjo de fontes e suas potências para se atingir uma resposta clínica desejada. Seguindo-se as regras de posicionamento das fontes, obtinha-se sempre o mesmo padrão de dose. A distribuição de dose não era necessariamente conhecida, embora pudesse ser estimada.

A dose liberada era caracterizada pelo produto das miligramas de rádio utilizadas pelo número de horas em que o material radioativo era colocado sobre a lesão (período de realização da braquiterapia). Esta quantidade era expressa em miligramas-hora. Por exemplo, uma fonte de 10mg de rádio (10mgRa) permanecendo por 24 horas representa 240mgh.

Em muitos implantes, a anatomia do paciente ou a morfologia do tumor dificulta o posicionamento das fontes conforme as regras previamente definidas, gerando incertezas na determinação da distribuição da dose. Por exemplo, uma fonte de 10 miligramas de rádio equivalente (10mgRaEq) fixada por 1 hora (10mgh) libera 79,5cGy ($10 \times 8,25 \times 0,963$) a 1,0cm da fonte. Entretanto, 4 fontes de 2,5mgRaEq arranjadas linearmente e fixadas por 1 hora, também representam 10mgh, mas a dose a 1,0cm do centro de cada uma delas é de 19,86cGy e não pode ser somada, pois trata-se da dose liberada em quatro diferentes

pontos. A dose combinada à 1,0cm de uma ou outra fonte é desta forma menor que 79,5cGy.

Na maioria dos procedimentos de braquiterapia, várias fontes são arranjadas, de forma que se produza uma distribuição de dose que envolva o alvo. Desta forma, é muito improvável que as fontes sejam arranjadas de modo que todas elas estejam à mesma distância de um ponto de cálculo de dose comum.

Nos últimos anos, com o surgimento de sistemas computacionais capazes de calcular a distribuição de dose ao redor de qualquer arranjo de fontes, tem-se diminuído o uso de miligramas-hora para prescrever um tratamento.

2.3.1 A Integral de Sievert

A física das fontes de braquiterapia foi primeiramente elucidada por Rolf Sievert em 1921 /83/. No método de Sievert para cálculo da distribuição da radiação ao redor de uma fonte finita, o modelo é uma fonte radioativa linear em um container cilíndrico de material atenuador, com faces e extremidades planas.

Usando integração gráfica, Sievert tabulou /84/ valores da integral e calculou os padrões de intensidade de arranjos de fontes múltiplas e únicas e obteve curvas de isointensidade. Usando uma pequena câmara de ionização, ele mediu as distribuições de dose relativa e concluiu que, próximo à fonte, os efeitos de radiação espalhada ou secundária no tecido poderiam, à primeira aproximação, ser desprezados.

A distribuição da taxa de exposição ao redor de uma fonte linear pode ser calculada usando a integral de Sievert (I.S.). O método consiste em dividir a fonte linear em pequenas fontes elementares e aplicar a lei do inverso do quadrado da distância e correções para filtração para cada uma delas. Para um dado segmento da fonte (dx) a taxa de exposição (dI) pode ser calculada pela equação 9 :

$$dI(x,y) = (A/L) \cdot \Gamma \cdot dx \cdot (1/r^2) \cdot e^{-\mu_t \cdot \text{sec}\theta} \quad (9)$$

onde :

- $A =$ atividade da fonte (para fontes sem filtração);
- $\Gamma =$ taxa de exposição constante (para fontes sem filtração);
- $1/r^2 =$ fator que corrige para a lei do inverso do quadrado da distância;
- $\mu =$ coeficiente de atenuação linear efetivo para o filtro;
- $e^{-\mu.t.\sec\theta} =$ fator que leva em conta a atenuação produzida pelo filtro.

A Figura 2 ilustra as relações geométricas usadas no cálculo da exposição, no ponto P de uma fonte linear.

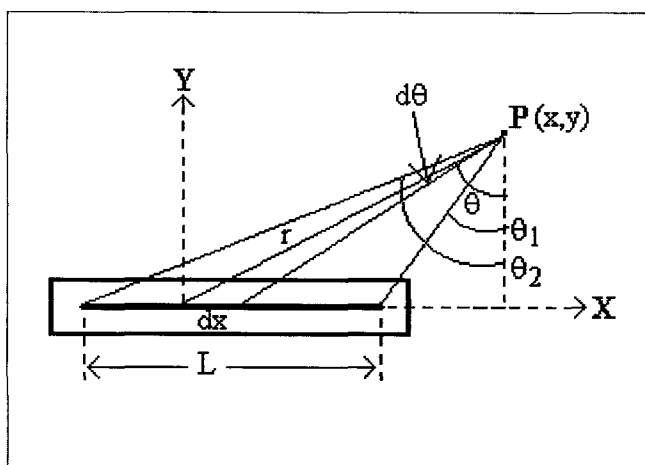


Figura 2 - Relações geométricas para cálculo da exposição de uma fonte linear

Substituindo alguns termos da expressão acima como: $r = y.\sec\theta$, $x = y.\tan\theta$, $dx = y \sec^2\theta.d\theta$, e integrando para a fonte inteira de comprimento ativo L e espessura de filtro t, a taxa de exposição total (I) em um ponto P pode ser calculada pela equação 10 :

$$I(x,y) = (A.\Gamma/Ly). \int_{\theta_1}^{\theta_2} e^{-\mu.t.\sec\theta} d\theta \quad (10)$$

A I.S. usa o coeficiente de absorção de energia, supondo que a fluência de energia emitida é exponencialmente atenuada pela espessura de filtro atravessada pelos fótons. Isto é uma boa aproximação para sementes de Ir^{192} e Ra^{226} na região próxima às extremidades ativas da fonte. Entretanto, simulações com Monte Carlo /85/, mostraram que em pontos distantes das extremidades ativas da fonte, a aproximação de Sievert introduz erros significantes e praticamente colapsa nas direções oblíquas extremas.

A I.S. calcula a distribuição de dose no ar, corrigindo para o inverso do quadrado da distância e filtração oblíqua. Porém, na braquiterapia clínica, o interesse é o cálculo da dose no tecido, assim, é necessário considerar a atenuação e espalhamento ao redor da fonte radioativa em função da energia.

Os efeitos da atenuação e de espalhamentos múltiplos no tecido são dependentes da energia dos raios gama. Para fontes de Ir^{192} e Au^{198} , a atenuação no tecido praticamente compensa o espalhamento múltiplo em pontos até 5,0cm da fonte /86/.

Outras considerações são estabelecidas /87/, como: o fator $1/r^2$ pode ser desprezado para $d \leq 5,0\text{cm}$. A dosimetria para os isótopos substitutos do rádio só pode ser utilizada para $E > 200\text{keV}$. Para energias entre 60keV e 200keV o espalhamento supera a atenuação e a taxa de dose torna-se dependente da energia e da composição do meio. Para energias menores que 40keV a absorção fotoelétrica é significativamente maior que o espalhamento, assim a taxa de dose depende da energia e do meio, e a distribuição da dose é menor do que a calculada pela lei $1/r^2$.

A razão entre a exposição na água e a exposição no ar, pode ser determinada experimentalmente como uma função da distância para vários isótopos. Por causa das várias discrepâncias entre os vários conjuntos de dados experimentais, Meisberger e colaboradores /88/ formularam um polinômio de 3ª ordem, para representar a média de todos os dados experimentais avaliados e teóricos. Este polinômio é comumente usado na rotina dos cálculos da dose absorvida no tecido em vários programas de computador.

Posteriormente, a distribuição de dose ao redor de um ponto, para emissores de raios gama na água, pode ser determinada pelo método de Monte Carlo /89/. Os resultados concordam muito bem com a curva média selecionada de Meisberger.

A dependência radial da dose em um meio aquoso, sem considerar a lei do inverso do quadrado, pode ser representada por $D_r = B_r \cdot e^{-\mu r}$ onde μ representa o coeficiente de atenuação linear e B_r é um fator de *buildup* à distância r da fonte. Esta expressão é equivalente à razão da exposição na água pela exposição no ar. Evans /90/ sugeriu que B_r possa ser representado por :

$$B_r = 1 + k_a (\mu.r)^{k_b} \quad (11)$$

Onde, k_a e k_b são constantes determinadas utilizando os dados obtidos com o sistema de Monte Carlo.

2.3.2 Modelo Modular de Cálculo de Dose

O método tradicional de cálculo de dose em um meio, usando a integral de Sievert, requer a determinação do coeficiente de atenuação efetivo (μ) para o filtro, como uma função da espessura e os fatores de atenuação no tecido. Ambos parâmetros são difíceis de se medir ou calcular, especialmente para fontes de formato complexo.

A aproximação modular /71,91/ propõe que os efeitos dos vários fatores físicos sobre a distribuição da taxa de dose sejam considerados separadamente. Os dados para uma fonte particular podem ser compilados de forma tabular em função da distância.

A taxa de dose $D(r,\theta)$ em um ponto P no meio é determinada em função de alguns parâmetros calculados por expressões independentes, tais como: a intensidade de kerma no ar S_k , a constante de taxa de dose por unidade de S_k ao longo do eixo transversal da fonte escrita como Λ , o fator geométrico $G(r, \theta)$, que leva em conta o *falloff* geométrico da fluência de fótons com a distância da fonte, o fator anisotropia $F(r, \theta)$ e a função dose radial ($g(r)$), que considera a dependência radial da absorção e espalhamento de fótons no meio ao longo do eixo transversal.

2.3.3 Sistemas Manuais de Planejamento

As primeiras técnicas de utilização de fontes radioativas nos procedimentos de braquiterapia intracavitária, baseavam-se em experiências clínicas adquiridas nas poucas instituições que praticavam a radioterapia.

Na escola de Paris (1913), optava-se por se utilizar pequenas quantidades de rádio, em período de tempo longo. Cerca de 6000 a 7000 cGy eram liberados em aproximadamente 3 a 6 dias de inserção única.

A equipe de Estocolmo (1929) preferia aplicar maior quantidade de rádio, em tempo curto, fracionando a dose total em 2 a 3 inserções com cerca de 140 mgRa, durante 27 a 30 horas em cada inserção.

No Memorial Hospital de Nova York, Quimby (1922) trabalhou com métodos de cálculos para braquiterapia, baseados em regras de distribuição para fontes de mesma atividade.

No Instituto do Rádio em Manchester, Paterson e Parker (1934), baseando-se na técnica de Paris, estudaram arranjos geométricos de fontes de diferentes atividades, que garantissem uma distribuição de dose uniforme no volume de tratamento.

A maioria das técnicas de braquiterapia utilizadas em todo o mundo é derivada ou tem como base uma dessas técnicas. Independentemente da escola de origem, a filosofia do tratamento está sedimentada em um conjunto de normas que levam em conta as características do procedimento, tais como: a atividade e as regras de distribuição das fontes, a geometria dos aplicadores (implantes planares ou volumétricos) e os pontos de cálculo de dose.

O objetivo principal dos planejamentos dos tratamentos é determinar a distribuição e tipo de fontes de radiação para fornecer uma distribuição de dose ótima e completa no volume irradiado.

2.3.3.1 O Sistema de Manchester (Patterson e Parker)

Neste sistema /45/, regras de distribuição de fontes radioativas de diferentes atividades são compostas para se liberar dose de radiação uniforme (dentro de $\pm 10\%$), em um plano ou volume alvo. A distribuição das fontes e cargas radioativas são tabeladas em função da área ou volume e distância de tratamento.

As tabelas foram obtidas em cálculos, baseados na integral de Sievert para fontes lineares, e fornecem qual a quantidade de mgh necessárias para se liberar uma dose de 1000cGy ao longo do eixo transversal da linha de fontes, sendo o comprimento total da fonte, a distância entre o primeiro e o último extremos ativos.

No caso de implantes planares, como os utilizados na maioria dos tratamentos de lesões de pele, para se obter uniformidade da dose, as fontes devem ser arranjadas em um plano paralelo à área a ser tratada e à 0,5cm de distância desta. Mesmo assim, nas proximidades das fontes, a dose é cerca de cinco vezes maior que a dose prescrita.

A dose estabelecida, determinada pelas tabelas de Paterson-Parker, é 10% maior do que a dose mínima; desta forma, a dose máxima não excederá 10% da dose estabelecida para satisfazer os critérios de uniformidade.

As tabelas de Paterson-Parker foram originalmente desenvolvidas para a exposição no ar, utilizando a constante de taxa de exposição do rádio: $\Gamma = 8,4R.cm^2/mg.h$ e não levava em conta a filtração oblíqua pela cápsula de platina que envolve o material radioativo, a qual pode representar erros da ordem de 2% a 4% nos planejamentos de rotina.

As versões mais atualizadas deste sistema utilizam a constante de taxa de exposição: $\Gamma = 8,25R.cm^2/mg.h$, consideram também um fator de conversão de roentgen para rad para cálculo da dose no tecido de $f_t = 0,957$.

Para uma braquiterapia planar ou volumétrica típica, um fator combinado de 0,90 seleciona uma curva de isodose aproximadamente equivalente à dosagem de Paterson-

Parker. Assim as tabelas originais de mgh para 1000R, seriam convertidas para mgh para 900cGy.

A Tabela 3 ilustra a distribuição das cargas em função da área de implantes planares e volumétricos típicos .

Tabela 3 - Exemplos de distribuição de cargas pelo Sistema de Manchester.

Radiomoldagem superficial		Implante volumétrico
Área (cm ²)	Fração da carga na periferia	espessura > 2,5cm
< 25	2/3	75% da carga na superfície
25 a 100	1/2	25% da carga no centro
> 100	1/3	

2.3.3.2 O Sistema de Quimby

Neste sistema /46/, fontes de mesma atividade linear são distribuídas uniformemente, resultando em uma distribuição de dose não uniforme, sendo a dose maior na região central e menor nas margens do implante. Quanto maiores as dimensões do molde radioativo, maior será o gradiente de dose entre o centro e a periferia do volume de tratamento.

As tabelas de Quimby também foram baseadas na integral de Sievert para fontes lineares; no entanto, incluem a localização de pontos no eixo transversal ao longo das fontes, fornecendo assim, a taxa de dose por unidade de atividade em função das duas distâncias (perpendicular e paralela) do centro da fonte.

Para implantes planares, as tabelas fornecem qual a quantidade de mgh necessárias para se liberar uma dose de 1000R no centro do plano de tratamento, estabelecendo-se assim a dose máxima no plano de tratamento. Para implantes volumétricos, a dose estabelecida é a dose mínima dentro do volume implantado.

As tabelas originais de Quimby, assim como as de Manchester, utilizam o valor antigo da constante taxa de exposição do rádio ($\Gamma=8,4R.cm^2/mg.h$) ao invés do aceite atualmente ($\Gamma=8,25R.cm^2/mg.h$). Outras correções também são necessárias, tais como atenuação no tecido, filtração oblíqua e fator de conversão roentgen para cGy.

Em radiomoldagens planares, o sistema de Manchester usa mais mgh do que o Sistema de Quimby, pois neste último, a dose máxima é determinada na superfície do volume tratado, enquanto no primeiro, a especificação é 10% acima do valor mínimo da dose no volume.

Em implantes volumétricos o número de mgh para 1000cGy é maior com o sistema de Quimby, onde a especificação é a dose mínima encontrada na superfície, enquanto que no sistema de Manchester a especificação é a dose mínima efetiva dentro de todo o volume implantado.

Comparações entre os sistemas de Quimby e o de Paterson-Parker, para casos selecionados, apresentaram diferenças fundamentais entre os dois. Desta forma, não se pode utilizar as tabelas de Quimby com o sistema de Paterson-Parker.

2.3.3.3 O Sistema de Paris

A técnica de Paris /44,92/ foi desenvolvida primariamente para a dosimetria de implantes temporários com fontes lineares contínuas (fios flexíveis de irídio-192) com atividades homogêneas e são implantadas em linhas paralelas.

A especificação da dose é baseada sobre uma superfície de isodose, chamada de isodose de referência, entretanto, na prática, o valor desta isodose é fixado em 85% da dose basal, a qual é definida como a dose mínima entre duas fontes ou a média da dose mínima entre várias fontes. O volume de tratamento é aquele englobado pela isodose de 85% e recebe a dose tumoricida mínima.

Assim como no sistema de Quimby, o espaçamento uniforme das fontes faz com que a dose no centro seja maior do que na periferia. A distribuição da dose deve englobar o volume alvo, com a mínima taxa de dose periférica, podendo-se variar esta taxa proporcionalmente à atividade das fontes.

A dosimetria do implante é baseada na distribuição das fontes no plano central, definido como o plano perpendicular que corta em ângulos retos o meio das fontes. O comprimento das fontes deve ser de 20 a 30% maior do que o volume alvo nas duas extremidades.

As taxas de dose são calculadas no plano central e, dessa forma, as distâncias dos pontos de referência aos eixos das fontes devem ser estabelecidas. Para a determinação da taxa de dose, são utilizados tabelas ou gráficos obtidos em função da atividade e comprimento do fio e da distância de cada ponto de dose a cada uma das fontes.

Este Sistema tenta adaptar a configuração do implante à situação clínica, a espessura do alvo é usada para definir a separação entre as fontes, e o comprimento do alvo é usado para definir o comprimento da fonte.

Comparativamente com o Sistema de Manchester, para atividades iguais, o Sistema de Paris fornece uma taxa de dose de referência mais baixa e conseqüentemente maior tempo de tratamento, assumindo doses total iguais, uma vez que a distribuição de dose neste sistema é sobre uma área maior do que a do Sistema de Manchester. Analisando a distribuição de dose em um plano à 0,5cm e paralelo ao plano do implante, em relação ao centro e as extremidades do volume alvo, nota-se uma variação de 140% a 85% da dose de referência com o Sistema de Paris, enquanto esta variação é de 110% a 85% com o Sistema de Manchester /93/ .

2.3.3.4 O Sistema do Memorial Hospital

Este sistema foi desenvolvido no Memorial Sloan Kettering Cancer Center (EUA) e conhecido em 1963 /94/. É uma extensão do sistema de Quimby caracterizado pela distribuição de dose ao redor de fontes pontuais (sementes de irídio-192) de atividades uniformes e espaçadas de 1,0cm.

Baseado nas distribuições de dose geradas por computador, tabelas foram obtidas para fornecer o número de miligramas-horas para liberar 1000cGy em pontos específicos, que representam pontos de ‘dose máxima de referência’ e pontos de ‘dose mínima periférica’, em um plano à 0,5cm do plano das fontes, no caso de implantes planares. Para implantes volumétricos são escolhidos pontos dentro do volume implantado. Estas tabelas usam constantes de taxa de dose próprias e incluem os efeitos da filtração oblíqua e atenuação no tecido.

2.3.3.4.1 - A Técnica de Dimensão Média

Outro método, conhecido como técnica da “dimensão média” /95/, tem sido usado no Memorial Hospital, para implantes permanentes. Em contraste com as outras técnicas de implante, que se preocupam com a obtenção de uma dose tumor mínima sem se preocupar com o volume do tumor, este método baseia-se no princípio de que a tolerância do tecido à radiação depende do volume implantado, ou seja, pequenos volumes toleram altas doses.

De acordo com este método, a atividade total necessária para um implante é diretamente proporcional à média das três dimensões (a,b,c) da região do implante. Em termos matemáticos, $A = K.d$, onde A é a atividade em mCi, d é a média $((a+b+c)/3)$ das três dimensões do implante e K é uma constante empírica de proporcionalidade (K=10 para Rn^{222} e K=5 para o Ir^{192}). Para sementes de I^{125} , $A = 5.d$ para $d < 3,0cm$ e $A = 1,34.d^{2,2}$ para $d \geq 3,0cm$.

Em implantes permanentes utilizando sementes de Au^{198} , cálculos manuais da dose liberada podem ser realizados seguindo as regras do sistema de Manchester. Para o caso do I^{125} recomenda-se o método da dimensão média.

A Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU) tem recomendado /96/ a utilização de um sistema de especificação de dose que se relacione à distribuição da dose no volume alvo, ao invés de dose em um ponto específico. A dose é prescrita como o valor de uma curva de isodose que englobe o volume alvo.

Dentre todos os métodos de cálculo manuais para determinação da dose de radiação e dosimetria de procedimentos braquiterápicos utilizados, o sistema de Manchester é o mais amplamente utilizado.

2.3.4 Dosimetria por computador

Cálculos de dose usando tabelas dão informação quanto a quantidade necessária de radioatividade e o número de horas para o tratamento prescrito. Isto, entretanto, não fornece informações sobre a uniformidade da distribuição de dose. Para informações a cerca da distribuição de dose ao redor do implante, cálculos por computador, em múltiplos planos, ou em 3 dimensões, tornam-se mais úteis /97/.

Os sistemas de dosimetria antigos baseiam-se em implantes idealizados conforme certas regras de distribuição. Na prática real, entretanto, tais distribuições ideais são raramente realizadas. Com um computador, é possível pré-planejar não apenas implantes, mas uma distribuição de isodose completa, correspondendo à distribuição final das fontes. O curto tempo de processamento com os sistemas de computador modernos permite ao radioterapeuta modificar os implantes, se necessário, sobre as bases da distribuição de dose tri-dimensional /98/.

O sistema computadorizado utilizado em muitas instituições americanas segue as seguintes regras: fontes de atividade uniforme são implantadas com separação uniforme (1,0cm a 1,5cm) e englobam totalmente o volume-alvo. Isto produzirá uma região mais

quente na parte central do que na periferia, similarmente aos sistemas de Quimby e de Paris. A especificação da dose é feita na superfície da isodose que engloba o volume implantado; o volume-alvo é planejado e desenhado com margens de segurança suficiente para que as fontes periféricas possam estar localizadas no limite da região alvo, com adequada cobertura do tumor /99/.

Cálculos por computador de uma distribuição de dose em braquiterapia consistem basicamente de cálculos repetidos de dose em um ponto para cada uma das fontes implantadas. A dose total em um dado ponto é determinada pela somatória das contribuições das fontes individuais. Taxas de dose pontuais são calculadas para cada um de uma grade de pontos arranjados em uma matriz cúbica, tal que curvas de isodose podem ser geradas em qualquer plano arbitrário. Os padrões de isodose podem ser magnificados e sobrepostos em uma radiografia do implante para se ver a distribuição em relação à anatomia do paciente /100/.

A reconstrução tri-dimensional da geometria das fontes é usualmente realizada usando-se duas radiografias ortogonais ou desviadas em ângulos pré-definidos. Muitos programas permitem a digitalização das coordenadas das fontes diretamente das radiografias /101/.

Uma das falhas de muitos programas de computador é não permitir ao usuário esboçar o volume alvo ou as estruturas anatômicas próximas ao implante. A especificação da dose em braquiterapia é desta forma, em muitos casos, complicada pela incapacidade de localizar precisamente o volume alvo com respeito à distribuição de dose. O gradiente de dose muito acentuado próximo ao implante e os pontos muito quentes próximos a cada fonte, também complicam a especificação da dose.

Os algoritmos de cálculo de dose requerem coordenadas espaciais para cada uma das fontes radioativas /102/. Alguns algoritmos utilizam apenas as considerações da lei do inverso do quadrado da distância, em um ponto do arranjo das fontes, para somar as doses.

Muitos dos códigos computacionais existentes até 1972, (ex: radcomp, brachy, isodos) foram desenvolvidos em hospitais universitários. Algumas adaptações nos algoritmos de cálculos usados nos computadores comerciais disponíveis para

planejamentos em radioterapia, fizeram com que estes códigos fossem amplamente utilizados em outros hospitais regionais. Os resultados fornecidos pelos vários códigos podem variar de 11% a 15%, para o valor da dose em pontos clínicos, como os pontos A e B de Manchester, para aplicações intra-cavitárias.

Em geral, as análises de vários códigos usados popularmente, os consideram clinicamente aceitáveis, embora esses códigos não utilizem os mesmos fatores de correção ou mesmos métodos de cálculo, ou seja, apresentam soluções diferentes para o mesmo planejamento braquiterápico.

Se os termos da taxa de exposição a uma distância da fonte forem bem especificados, as incertezas totais na dosimetria em regiões de interesse clínico ao redor de fontes são limitadas em cerca de 6,0%.

2.3.4.1 Cálculo de dose

Os primeiros programas de computador, do início da década de 60, limitavam-se em obter tabelas de fatores de espalhamento e fatores de *buildup* para fontes lineares. Mais tarde os programas tornaram-se capazes de calcular distribuições de isodose para pacientes individuais. Atualmente, quase todos os pacotes de software para planejamentos de tratamento possuem dosimetria para braquiterapia /103,104/.

Os fatores básicos envolvidos nos cálculos, como as posições e atividades das fontes, são aplicados em modelos matemáticos /105/, levando-se em conta os parâmetros físicos. A maioria destes programas usa ou a integral de Sievert diretamente ou tabelas de dose pré-calculadas para diferentes tipos de fontes para se obter a distribuição final. Alguns, mas não todos, usam correções de atenuação no tecido.

Para o rádio e outros isótopos de meia-vida longa, as taxas de dose apresentadas na forma de curvas de isodose, podem ser diretamente usadas para calcular a duração do implante. No caso de implantes temporários de isótopos de meia-vida relativamente curta, tais como o Ir^{192} , o computador calcula a dose acumulada, usando correção para o

decaimento durante o período de tratamento. A dose acumulada (D_c) /18/ pode ser determinada pela equação 12 :

$$D_c = D_0 \cdot T_{av} \cdot (1 - e^{-t/T_{av}}) \quad (12)$$

Onde D_0 é a taxa de dose estimada para um tempo aproximado de duração do implante, sem a correção para o decaimento, T_{av} é a vida média do isótopo e t é o intervalo de tempo de duração do implante.

Para implantes permanentes tais como Au^{198} e I^{125} , a dose acumulada durante o decaimento completo pode ser determinada pela equação 13 :

$$D_c = D_0 \cdot T_{av} = 1,44 \cdot D_0 \cdot T_{1/2} \quad (13)$$

Onde $T_{1/2}$ é a meia-vida do isótopo.

2.4 Comparação entre os sistemas dosimétricos de implantes /82/

1) Quanto a dose e a taxa de dose :

Sistema de Manchester : 6000 a 8000R em 6 a 8 dias (1000R/d ; 40R/h)

Sistema de Quimby : 5000 a 6000R em 3 a 4 dias (60 a 70R/h)

Sistema de Paris : 6000 a 7000cGy em 3 a 11 dias (25 a 90cGy/h)

2) Quanto aos pontos de prescrição de dose :

Sistema de Manchester : Dose mínima efetiva é 10% acima da dose mínima absoluta em um plano ou volume .

Sistema de Quimby : **Implantes planares**: no plano bissetor perpendicular ao plano do implante. **Implantes volumétricos**: nos pontos da periferia que recebem a dose mínima, na real região implantada.

Sistema de Paris : Dose de referência: 85% da dose basal. Dose basal: é a média das doses mínimas no plano central.

Sistemas por computador : Superfície de isodose que engloba o volume implantado, no plano central perpendicular às fontes.

3) Quanto à variação de dose :

Sistema de Manchester : Variação máxima de 10% (exceto os pontos localizados em volta das fontes).

Sistema de Quimby : A variação de dose frequentemente atinge 100% com o dobro da dose no centro em relação à periferia.

Sistema de Paris : 15% entre a dose de referência e a dose basal.

4) Quanto à atividade das fontes :

Sistema de Manchester : Fontes de atividades variáveis : 0,66; 0,50; 0,33 mgRa/cm.

Sistema de Quimby : Atividades constantes : 1,0 mgRa/cm inicialmente e, atualmente, 0,20 a 0,70 mgRaEq/cm.

Sistema de Paris : Atividades constantes : 0,6 a 1,8 mgRaEq/cm

Sistemas por computador : Atividades constantes : 0,2 a 0,4 mgRaEq/cm.

5) Quanto à distribuição das fontes :

Sistema de Manchester : Implantes planares : área $\leq 25\text{cm}^2$: 2/3 atividade na periferia; de 25 a 100cm^2 : 1/2 atividade na periferia; $> 100\text{cm}^2$: 1/3 atividade na periferia.

Sistema de Quimby : Distribuição uniforme sobre o plano do implante.

Sistema de Paris : Distribuição uniforme sobre o plano do implante.

Sistemas por computador : Uniforme.

6) Quanto à distância entre as fontes :

Sistema de Manchester : Constante ; recomenda-se 1,0cm.

Sistema de Quimby : Variável mas uniforme (permitindo até 2,0cm de separação, dependendo das dimensões do alvo).

Sistema de Paris : Semelhante ao de Quimby (5 a 20mm).

Sistemas por computador : Constante, entre 1,0 e 1,5cm, dependendo do tamanho do implante.

7) Quanto ao cruzamento nas extremidades :

Sistema de Manchester : Devem ser utilizados para compensar a dose nas extremidades do implante.

Sistema de Quimby : Similar ao de Manchester.

Sistema de Paris : Não é utilizado. Comprimento ativo 20%-40% maior do que o comprimento do alvo.

Sistemas por computador : Não é necessário. Semelhante ao de Paris, (comprimento ativo das fontes de 30% a 40% maior do que o comprimento do alvo) .

2.5 O Sistema MicroShield Versão 4 (MS4)

O MicroShield é um pacote de sistemas computacionais originalmente desenvolvido para realizar projetos de blindagens, cálculos de taxa de exposição à radiação gama de pessoas e materiais e aferição de potência de fontes. Ele tem sido usado também como suporte analítico para os profissionais da área nuclear.

A sua versão 4 (MS4) /38/, foi criada por C. A. Negin e colaboradores, em parceria com a Universidade do Estado de Kansas e apresentada pelo Grove Engineering, Inc em 1992, incorpora melhorias e sugestões dos usuários das versões anteriores /106,107/, novos padrões de referência e unidades internacionais e aumenta o número de situações físicas que podem ser simuladas.

A vantagem de se utilizar uma ferramenta como o MS4 é a redução do tempo de cálculo nas simulações. Para isto o pacote MS4 consiste de vários códigos executáveis e arquivos auxiliares.

Os códigos executáveis criam, recuperam e executam os cálculos, bem como configuram o hardware do usuário e fornecem operações auxiliares, tais como gráficos e banco de dados com parâmetros físicos do problema a ser analisado.

Os arquivos auxiliares contém dados necessários para os códigos executáveis e exemplos de materiais simuladores (ar, água, concreto, ...).

O MS4 incrementa as versões anteriores fornecendo uma biblioteca de nuclídeos e coeficientes de materiais mais compreensivos, a linguagem de programação usada é altamente estruturada no padrão ANSI com boa precisão numérica.

A primeira consideração em cálculos de blindagem da radiação é a geometria do problema. A geometria inclui a distância e a orientação entre a fonte e o ponto de dose, dimensões da região da fonte, e as dimensões, localizações e orientações das blindagens. O MS4 possui soluções algorítmicas para catorze geometrias, tornando-o flexível nas suas aplicações.

Conforme se diminui a distância "r", o termo de geometria na equação da taxa de fluência ($1/r^2$) aproxima-se do infinito, isto limita o uso do modelo do kernel pontual em pontos de dose muito próximos à fonte. É preciso escolher uma ordem de quadratura ideal para o caso em análise, se o ponto de dose é muito próximo da fonte, os resultados podem oscilar significativamente com pequenas variações da distância se a ordem de quadratura for pequena.

A biblioteca de nuclídeos, bem como os dados para os coeficientes de atenuação e fatores de *buildup* foram fornecidos pelo Radiation Shielding Information Center. O sistema utiliza a interpolação *cubic spline* entre os valores destes coeficientes fornecidos pela American Nuclear Society e tabulados no ANS 6.4.3 (1991). O acesso direto nas tabelas dos dados dos fatores de *buildup* evita a necessidade de escolha de correlações intermediárias ajustadas para estes fatores.

Os efeitos das contribuições dos espalhamentos dos fótons no ponto de dose são calculados usando-se fatores de *buildup* para exposição. A medida da atenuação da blindagem é dada em números de livre caminho médio (MFP's) obtido traçando uma linha trajetória entre o ponto de dose e o centro da fonte. Como o modelamento do *buildup* é aproximado, os efeitos de espalhamento são a maior fonte de incerteza nos cálculos da taxa de exposição. Os efeitos do espalhamento sobre os resultados podem ser verificados calculando a taxa de dose com e sem *buildup* e comparando as respostas.

A atenuação e o *buildup* (espalhamento) da radiação entre a fonte e o ponto de dose são afetados por todos os materiais envolvidos. Os materiais das blindagens determinam a atenuação da radiação e as características de *buildup* usadas no cálculo da taxa de dose. O MS4 possui uma biblioteca de materiais característicos que pode ser usada para se formular um material específico. Os materiais podem ser *mixados* para constituírem uma blindagem alimentando o sistema com as densidades parciais dos materiais constituintes.

Durante o processo de integração, os fatores de *buildup* são calculados baseados nos materiais entre a fonte *kernel* e o ponto de dose. A linha de visão distante de cada uma das fontes *kernel* através das blindagens entre elas e o ponto de dose são calculadas por relações trigonométricas. A atenuação no livre caminho médio é determinada e usada para cálculo dos fatores de *buildup*. A taxa de fluência não colidida é simultaneamente calculada assumindo *buildup* = 1.

O sistema trabalha na faixa de energia de fótons entre 15keV e 15MeV dividida em 25 grupos específicos.

O resultado fundamental da integração do kernel pontual é a taxa de fluência de fótons (fótons/cm²/s) no ponto de dose para cada energia no caso em análise. Multiplicando-se esta pela energia do fóton obtém-se a taxa de fluência de energia (MeV/cm²/s). Ambas unidades não são utilizadas diretamente para comparação com experimentos ou avaliação da exposição. Para tanto é preciso convertê-las em unidades de exposição ou absorção de energia no ar, ou dose equivalente. O MS4 utiliza tabelas de conversão publicadas no ICRP 51, e assim fornece os resultados em: MeV/cm²/s para a taxa de fluência de energia de fótons, mR/h para a taxa de exposição no ar, tal como pode ser medida por um instrumento de radiação, mGy/h para a taxa de absorção de energia no ar, e as demais grandezas calculadas usam todas as unidades de medida apresentadas no ICRP51.

A potência da fonte radioativa pode ser informada pela atividade do nuclídeo ou pelas energias dos fótons. A atividade pode ser informada com o valor total ou em unidades de concentração da fonte; o MS4 assume que a atividade é uniformemente

distribuída. Para se verificar os efeitos de fontes heterogêneas, deve-se rodar os casos alterando a distribuição da atividade e em seguida compor os resultados individuais.

As diferenças entre os resultados fornecidos pelo MicroShield 4, suas versões anteriores e outros códigos de referência, podem ser atribuídas parcialmente às diferenças nos métodos (*kernel* pontual pela regra de Simpson, *kernel* pontual por quadratura Gaussiana, e teoria de transporte). As diferenças nos coeficientes de atenuação e nos fatores de *buildup*, também podem gerar divergências nos resultados.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

As folhas de ouro foram adquiridas da empresa DEGUSSA S.A. através da sua representante Joint Metal Comércio e Representação Ltda, com sede na cidade de Guarulhos-SP. Também utilizou-se duas amostras de folhas de ouro importadas da empresa Goodfellow Metals Ltd. /108/, comumente utilizadas nos experimentos de análises nucleares, a fim de comparação com o produto nacional. Nos estudos com fontes pontuais, utilizou-se sementes de ouro adquiridas da empresa Amershan International plc (England) e de uso freqüente no tratamento de tumores intra-bucais. A ativação das amostras foi realizada no reator nuclear IEAR-1 do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

Para intercomparação com fontes pontuais (sementes) de ouro-198 e análises da linearidade da resposta dos dosímetros, utilizou-se uma micro-fonte de alta taxa de dose (H.D.R.) de Iridio-192, que possui energia média de 397keV muito próxima à do Au-198. O equipamento possui calibração bem determinada /109,110/ e é de uso rotineiro nos planejamentos de braquiterapia no Hospital do Câncer de São Paulo.

As simulações computacionais da distribuição da taxa de dose das amostras irradiadas foram efetuadas com o Sistema MicroShield Versão 4 (MS4) /38/ utilizado pela Divisão de Física de Reatores do IPEN para cálculos de blindagens e taxas de dose.

Nas análises da densidade óptica (D.O.) com filmes radiográficos /111/, utilizou-se filmes especiais de uso em controle de qualidade de equipamentos de radioterapia (Kodak X-Omat V), as leituras da D.O. foram feitas em dois densitômetros ópticos, um densitômetro marca MACBETH modelo TD528 série 1234 (90W-115V-60Hz) e outro densitômetro marca MRA modelo CQ-01 número 01-110 com precisão de 0,02D.O. em D.O. =3,00.

Nos estudos com dosímetros termoluminescentes (TLD), utilizou-se TLD's do tipo $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, fornecidos pelo Laboratório de Dosimetria do IPEN /112/, selecionados em função da resposta similar dentro de $\pm 3\%$. As leituras das medidas /113,114/ dos TLD's

foram realizadas no equipamento marca HARSHAW modelo 5500 (Thermoluminescence Dosimetry Reader) /115/ também disponível naquele laboratório. Os TLD's são pré-aquecidos à temperatura de 150°C, em seguida as leituras da luminescência são realizadas a uma taxa de aquecimento de 12°C/segundo até atingir a temperatura de 300°C. O tratamento térmico pré-irradiação (após a leitura, para outra exposição) se fez à 300° C por uma hora em estufa elétrica.

Os moldes radioativos utilizados para os tratamentos dos tumores estudados foram confeccionados na Central de Radioterapia da Santa Casa de Araçatuba. O material superficializador de dose (*bolus*), substância de densidade equivalente a da água e que se sobrepõe entre a pele a ser tratada e o material radioativo, a fim de se garantir que a região de dose máxima se estabeleça na superfície da lesão, foi adquirido da empresa MED-TEC (modelo MT-CB-405S) e possui 4,0mm de espessura.

Neste trabalho, representamos as unidades de atividade medida em Curie (Ci), embora saibamos que a unidade atual recomendada pelo Sistema Internacional de Unidades é o Bequerel (Bq). Isto foi feito porque as tabelas de cálculo de dose dos sistemas de planejamento manual mais utilizados nos procedimentos de braquiterapia, ainda referem-se às unidades antigas, e preferimos manter o padrão daqueles sistemas a fim de facilitar as comparações com os cálculos realizados neste trabalho. A idéia é facilitar a análise do leitor quanto às diferenças dos cálculos de dose por nós realizados e os valores obtidos com os outros sistemas de cálculo de dose de domínio geral dos profissionais da área.

Também realçamos que a grande maioria dos profissionais, tanto da área clínica da radioterapia, quanto de operação do reator, ainda referem-se às antigas unidades. O leitor pode facilmente transformar os valores aqui apresentados em Ci para Bq utilizando o fator de conversão : $1\text{Ci} = 3,70 \times 10^{10}\text{Bq}$.

3.1 Análise da composição química das folhas de ouro

As folhas de ouro, utilizadas neste trabalho, foram submetidas a análises da composição química pela técnica de fluorescência de raios-X e verificação da homogeneidade da distribuição do ouro por microscopia eletrônica de varredura, nos laboratórios da Coordenação de Caracterização de Materiais do IPEN, divisão MEQ.

A Tabela 4 mostra as concentrações médias de impurezas (Fe, Ir, Ni e Cu) encontradas nas análises. Nota-se que a folha nacional apresenta concentração de impurezas levemente menor que a importada. Conforme especificado pelo fabricante, a composição química estudada confirma uma pureza metálica do ouro da ordem de 99,9% .

Tabela 4 - Concentrações médias de impurezas nas folhas de ouro utilizadas

Folha	Fe ($\mu\text{g/g}$)	Ir ($\mu\text{g/g}$)	Ni ($\mu\text{g/g}$)	Cu ($\mu\text{g/g}$)	% impureza
Nacional	612,0	466,0	302,0	107,0	0,15
Importada	723,0	576,0	407,0	544,0	0,22

Podemos dizer que a composição química das folhas de ouro, produzidas no mercado nacional, apresenta a pureza desejada e boa qualidade comparada com o material importado.

3.2 Verificação da homogeneidade da ativação das amostras de ouro

A viabilidade da ativação das folhas de ouro no reator IEA-R1 foi estudada verificando as condições ideais de irradiação. As primeiras amostras foram irradiadas na posição n.58 do núcleo do reator, utilizando-se o dispositivo giratório TEI-01. A Tabela 5 ilustra as características das primeiras irradiações.

A verificação da homogeneidade da ativação se fez inicialmente medindo a massa total e a atividade total da 1ª folha. Em seguida a folha foi cortada em 96 pedaços

quadrados de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$. Mediu-se a massa e a atividade de cada um dos pedaços cortados, utilizando-se uma balança de precisão e um curiômetro marca Capintec CRC-12 localizados na Divisão T.E. do IPEN.

Tabela 5 - Características das folhas irradiadas

Folha	espessura	dimensões (cm)	massa (g)	prateleira do TEI-01	fluxo ⁽¹⁾ neutrons	potência do reator	tempo irradiação
1 ^a	0,013mm	4,0x6,0	0,60	6	2×10^{10}	20 kW	1 hora
2 ^a	0,013mm	4,0x6,0	0,58	6	1×10^{13}	5 MW	10 min.
3 ^a	0,013mm	4,0x6,0	0,58	5	2×10^{10}	20kW	30 min.
4 ^a	0,013mm	4,0x6,0	0,58	6	2×10^{10}	20kW	30 min.
5 ^a	0,013mm	4,0x6,0	0,58	7	2×10^{10}	20kW	30 min.

(1) = Fluxo em nêutrons/cm².s.

Analisando as medidas de cada pedaço individualmente, a concentração média foi de $(3,45 \pm 0,4) \mu\text{Ci/g}$. Analisando por tiras (conjunto de 12 pedaços) a concentração média foi de $(3,91 \pm 0,5) \mu\text{Ci/g}$, sendo que, conforme esperado, os maiores desvios se dão nas tiras da periferia da folha.

A 2^a folha foi sucessivamente cortada em partes iguais até o tamanho de $1,0 \times 1,0 \text{ cm}^2$. Mediu-se a massa e a atividade de cada um dos 24 pedaços cortados. A concentração média foi de $(13,43 \pm 0,3) \text{ mCi/g}$.

Outras duas folhas foram irradiadas (3^a e 4^a) com o intuito de se utilizar outro processo de verificação da homogeneidade da ativação: o sistema de varredura por detector de NaI do laboratório de medidas nucleares da UCRI. Mediu-se a massa total e a atividade total de cada folha; em seguida, a folha A (3^a folha irradiada) foi cortada em 4 tiras verticais de 1,0cm de largura por 6,0 cm de comprimento cada e a folha B (4^a folha irradiada) foi cortada em 6 tiras horizontais de 1,0cm de largura e 4,0cm de comprimento cada. No processo de retalhação das folhas verificou-se uma perda média de massa de cerca de 4,0%. A concentração média da folha A foi de $(105,95 \pm 7,2) \text{ mCi/g}$ e a da folha B $(109,88 \pm 1,0) \text{ mCi/g}$.

As tiras foram colocadas uma a uma, individualmente, sobre uma vareta combustível “fria” do reator nuclear IPEN/MB-01, que serviu como apoio e suporte para o mecanismo de varredura. As tiras foram scaneadas de 10mm em 10mm e as leituras de contagem do foto-pico (411,87 keV) foram registradas a cada 100 segundos (um tempo necessário para se ter uma leitura acima de 10 mil contagens).

A folha A apresentou uma contagem líquida média em toda a sua extensão de (11900 ± 600) contagens e a folha B (11400 ± 500) contagens, novamente se observa uma melhor homogeneidade nas tiras centrais da folha.

Os resultados destes testes mostram que em geral a dispersão média da atividade ficou abaixo de 5%, o que é preconizado na literatura /20,67/, para a uniformidade da atividade em fios, embora não se tenha normalizações para o caso de o material radioativo estar distribuído na forma de folhas.

Medidas de espectrometria foram realizadas em cada um dos pedaços de todas as folhas irradiadas (96 pedaços da 1ª folha cortada, 24 pedaços da 2ª folha e nas tiras da 3ª e 4ª folha). Nesta etapa utilizou-se o sistema de espectrometria gama (detetor Germânio hiperpuro) do laboratório de medidas nucleares da UCRI. Na análise dos espectros verificou-se somente a presença dos picos correspondentes às energias do ouro-198, confirmando a não contaminação das amostras.

Em geral, as análises das concentrações (mCi/g) por tiras paralelas mostraram que a ativação é bastante homogênea. O mesmo se observa nas medidas com o sistema de varredura.

3.3 Determinação teórica da taxa de dose equivalente

O cálculo da taxa de dose para um molde radioativo com folha de ouro irradiada nas mesmas condições das utilizadas neste trabalho foi simulado com o sistema MS4. A preocupação era verificar a relação ideal entre a área de ativação e a atividade adequadas para se minimizar os efeitos de heterogeneidade na liberação da dose de radiação absorvida na pele do paciente.

3.3.1 Distribuição da taxa de dose equivalente para discos

Moldes na forma de discos de ouro-198 foram simulados com raios variando de 0,5 a 2,76cm. A dose absorvida foi calculada para diferentes distâncias dos moldes ($0,5 \leq x \leq 3,0$ cm) e isotropicamente a partir do centro até a periferia dos discos. Como era de se esperar os valores da taxa de dose são simétricos em relação aos eixos verticais (y) e horizontais (z).

Cálculos realizados para diferentes concentrações mostraram que aumentando a concentração do material radioativo no disco, o gradiente de dose equivalente calculado ao longo do molde permanece o mesmo. Verifica-se também uma variação na taxa de dose de cerca de 35% entre o centro e a periferia do molde o que não é recomendado na prática clínica. Esta variação é tão maior quanto maior forem as dimensões do disco irradiado.

A Figura 3 ilustra a distribuição de dose calculada com o MS4, para uma profundidade (h) de 0,5cm abaixo do plano de discos de ouro-198 com 1,0mCi de atividade e raios variando de 0,5cm a 3,0cm.

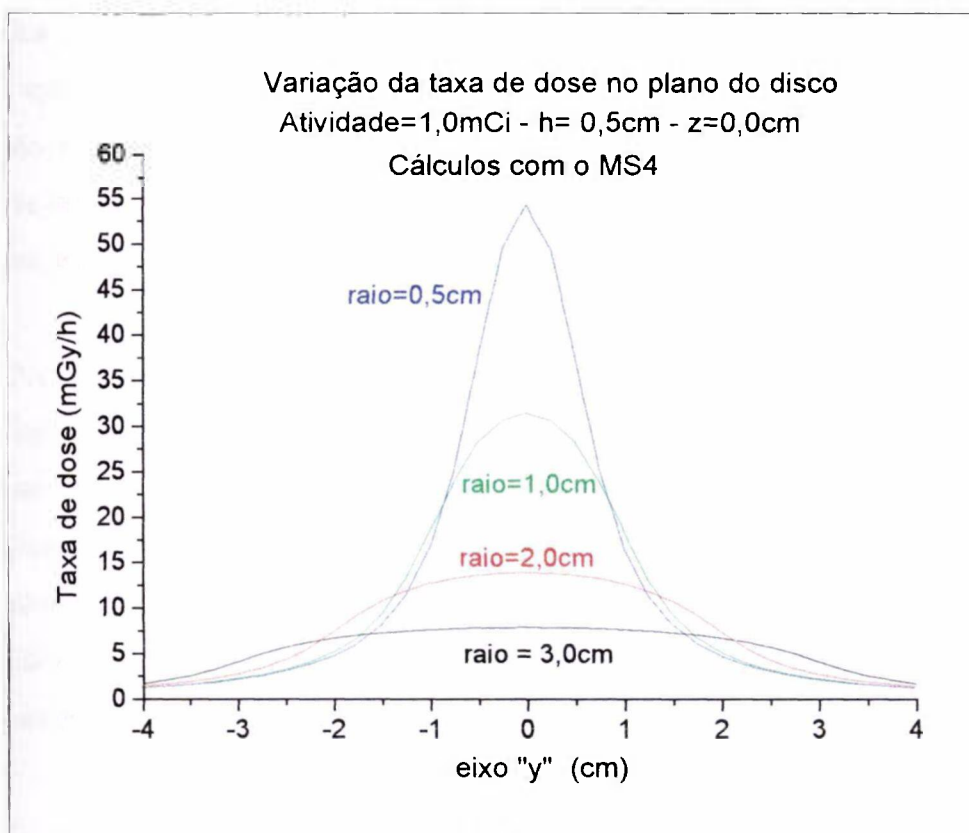


Figura 3 - Distribuição da Taxa de Dose - Cálculos com o MS4

3.3.2 Simulação para moldes radioativos em anéis concêntricos

Em pesquisa junto aos hospitais especializados, verificou-se que as necessidades clínicas e operacionais da braquiterapia com moldes para tumores de pele, face a variada morfologia tumoral das lesões, requerem que a distribuição do material radioativo proporcione uma melhor homogeneidade na distribuição da dose de radiação ao longo do molde, minimizando os gradientes de dose próximo à sua periferia.

A nossa proposta foi então estudar a confecção de moldes, onde o radioisótopo fosse distribuído em anéis concêntricos, com diferentes raios e concentrações de material radioativo (mCi/g).

Novamente, a confirmação teórica da proposta de distribuição do material radioativo em anéis concêntricos foi verificada com simulações em cálculos com o Sistema

MS4. Nos cálculos para anéis, considerou-se o princípio da superposição, ou seja, os valores apresentados para a dose absorvida em determinado ponto foram obtidos subtraindo-se os valores calculados com um disco cheio (com o material distribuído por toda a sua extensão) de raio R_2 dos valores calculados para um disco de raio R_1 maior que o primeiro, e assim sucessivamente quando se desejava uma quantidade maior de anéis.

Por exemplo, a Figura 4 mostra um molde constituído de 3 anéis concêntricos. O anel maior possui raio externo $R_{1_{ext}} = 2,76\text{cm}$ e raio interno $R_{1_{int}} = 2,00\text{cm}$. Para se determinar a taxa de dose oriunda deste anel, procedeu-se da seguinte forma :

- Calculou-se a taxa de dose produzida por um disco de raio $R_1 = 2,76\text{cm}$;
- calculou-se a taxa de dose produzida por um outro disco de raio $R_2 = 2,00\text{cm}$;
- subtraiu-se a taxa de dose calculada no item b daquela calculada no item a, o resultado corresponde à taxa de dose produzida pelo anel ativo.

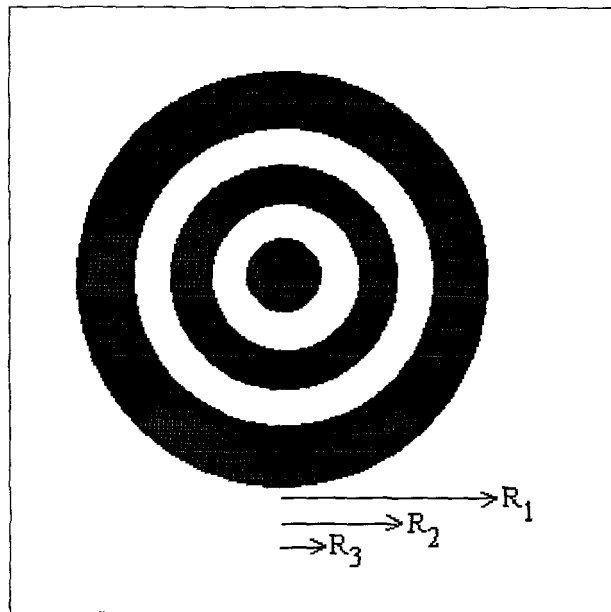


Figura 4 - Representação da distribuição em anéis concêntricos

Esta metodologia foi aplicada para os outros raios determinando os anéis menores e os cálculos foram realizados para os eixos y e z variando de 0 a $2,76\text{cm}$ e para diferentes distâncias ($0,5 \leq x \leq 3,0\text{cm}$) do centro do molde.

A taxa de dose ao longo do molde será o resultado da soma dos valores encontrados para cada um dos anéis calculados.

Vários moldes foram simulados, com dimensões variando de 1,0 a 30cm², mais utilizadas na prática da braquiterapia. A dose absorvida foi calculada para diferentes distâncias dos moldes ($0,5 \leq x \leq 3,0$ cm). Analisou-se a distribuição da dose no plano do molde e nas distâncias calculadas. Estudou-se a quantidade de anéis necessária em função da área total do molde, bem como a relação entre anéis ativos e anéis frios que proporcione uma distribuição de dose mais homogênea possível.

A Tabela 6 apresenta a taxa de dose (mGy/h) obtida com o MS4 para os vários discos utilizados na confecção dos anéis concêntricos. Os cálculos foram realizados para uma distância de tratamento $h=0,5$ cm e 1,0mCi de atividade, para se obter as taxas de dose para uma outra atividade, multiplica-se o valor da atividade desejada pela taxa de dose apresentada na tabela.

Tabela 6 - Taxas de Dose calculadas com o MS4

eixo "y" (cm)	raio=3,0cm mGy/h	raio=2,5cm mGy/h	raio=2,0cm mGy/h	raio=1,5cm mGy/h	raio=1,0cm mGy/h	raio=0,5cm mGy/h	raio=0,25cm mGy/h
0	7,847	10,2	13,85	20,02	31,48	54,23	69,84
0,5	7,789	10,08	13,58	19,21	28,24	37,65	39,02
1	7,606	9,699	12,65	16,41	18,4	16,58	15,88
1,5	7,266	8,959	10,74	10,99	9,26	8,148	7,902
2	6,691	7,617	7,388	6,025	5,142	4,725	4,632
2,5	5,705	5,349	4,287	3,604	3,242	3,063	3,022
3	4,074	3,233	2,697	2,389	2,23	2,142	2,121
3,5	2,541	2,11	1,864	1,716	1,627	1,58	1,568

- Ativ. = 1,0mCi - dist "h" = 0,5cm - eixo z = 0,0cm

Na Figura 5 observa-se uma melhor distribuição da dose equivalente quando se utiliza diferentes concentrações radioativas para os vários anéis, sendo que os anéis mais externos devem possuir mais concentração do que os mais internos, desprezando o último centímetro na periferia do molde, a maior variação na taxa de dose entre o centro e a extremidade é menor que 8,0%, resultado bastante satisfatório para as aplicações em braquiterapia.

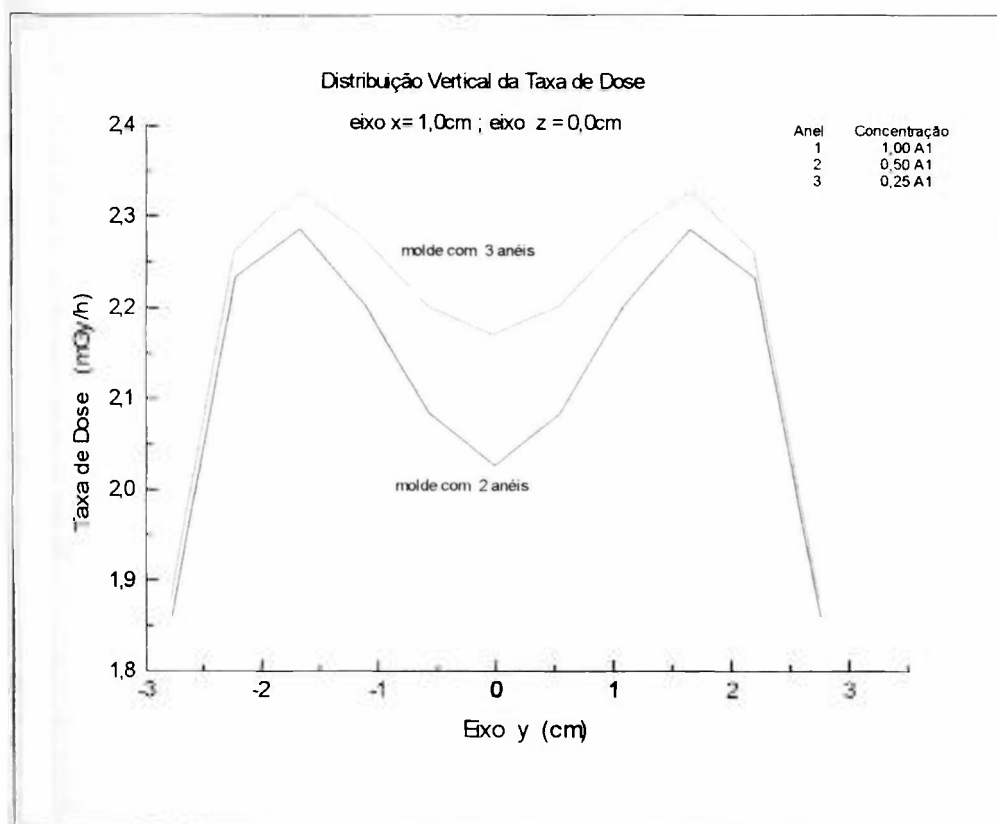


Figura 5 - Distribuição da Taxa de Dose para Anéis - Cálculos com o MS4

Algumas combinações de anéis com dimensões e concentrações de atividades (mCi/cm^2), indicadas para os casos de braquiterapia, foram estudadas e estão ilustradas nas Tabelas 7 a 11.

Tabela 7 - Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos

Disco	1	2	3	4	5	MOLDE	
Raio (cm)	3,00	2,50	1,50	1,00	0,25		
Área (cm^2)	28,27	19,63	7,07	3,14	0,20		
Ativ. (mCi)	225,0	153,29	29,33	13,04	1,70	89,70	
Conc. (mCi/cm^2)	7,96	7,81	4,15	4,15	8,66		
eixo "y" (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	E %
0	1765,83	1559,80	586,93	410,48	118,72	501,19	
0,5	1752,97	1541,61	563,33	368,23	66,33	472,79	5,67
1,0	1711,54	1484,26	481,35	239,93	27,00	495,71	1,09
1,5	1634,39	1370,80	322,42	120,78	13,43	478,66	4,50
2,0	1505,81	1165,30	176,70	67,05	7,87	458,03	8,61
2,5	1283,65	818,37	105,71	42,28	5,14	533,85	-6,52
3,0	916,77	494,66	70,38	29,07	3,60	467,03	6,82
3,5	571,61	322,87	50,34	21,23	2,67	280,51	44,03

Configuração 1 : Anel 1 (mais externo) = disco 1 - disco 2 → Concentração = C

Anel 2 (intermediário) = disco 3 - disco 4 → Concentração = 0,5.C

Disco central = disco 5 → Concentração = C

Tabela 8 - Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos

Disco	1	2	3	4	MOLDE	
Raio (cm)	2,50	2,00	1,00	0,50		
Área (cm ²)	19,63	12,57	3,14	0,78		
Ativ. (mCi)	159,00	102,00	16,00	4,00	69,00	
Conc.(mCi/cm ²)	8,10	8,11	5,09	5,12		
eixo "y" (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	E %
0	1621,22	1412,92	503,68	216,95	495,03	
0,5	1601,72	1380,75	451,77	150,66	522,08	-5,46
1,0	1541,59	1287,30	294,35	66,33	482,32	2,57
1,5	1423,40	1093,05	148,22	32,60	445,97	9,91
2,0	1210,88	751,59	82,27	18,90	522,66	-5,58
2,5	850,00	436,07	51,87	12,25	453,55	8,38
3,0	513,80	274,37	35,67	8,57	266,54	46,16
3,5	335,37	189,63	26,04	6,32	165,46	66,58
Configuração 2 :						
	Anel 1 (externo) = disco 1 - disco 2 → Concentração = C					
	Anel 2 (interno) = disco 3 - disco 4 → Concentração = 0,63.C					

Tabela 9 - Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos

Disco	1	2	3	4	MOLDE	
Raio (cm)	2,00	1,50	1,00	0,50		
Área (cm ²)	12,57	7,07	3,14	0,78		
Ativ. (mCi)	139,48	78,46	20,00	5,00	76,00	
Conc.(mCi/cm ²)	11,10	11,10	6,37	6,37		
eixo "y" (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	E %
0	1932,10	1570,54	629,60	271,19	719,98	
0,5	1893,60	1506,87	563,90	188,18	762,45	-5,90
1,0	1765,44	1287,78	367,41	82,84	762,23	-5,87
1,5	1499,04	862,44	185,00	40,72	780,89	-8,46
2,0	1030,75	472,69	102,68	23,61	637,14	11,51
2,5	598,03	282,76	64,75	15,30	364,72	49,34
3,0	376,27	188,19	44,52	10,70	221,91	69,18
3,5	260,06	134,66	32,50	7,89	150,01	79,16
Configuração 3 :						
	Anel 1 (externo) = disco 1 - disco 2 → Concentração = C					
	Anel 2 (interno) = disco 3 - disco 4 → Concentração = 0,57.C					

Tabela 10 - Taxa de dose equivalente para moldes em anéis concêntricos

Disco	1	2	3	4	MOLDE	
Raio (cm)	2,50	2,00	1,00	0,50		
Área (cm ²)	19,63	12,57	3,14	0,78		
Ativ. (mCi)	237,33	151,92	24,00	6,00	103,00	
Conc.(mCi/cm ²)	12,09	12,09	7,64	7,64		
eixo "y" (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	E %
0	2419,90	2105,53	755,53	325,43	744,47	
0,5	2394,96	2064,55	677,66	226,00	782,07	-5,05
1,0	2305,04	1924,82	441,53	99,49	722,27	2,98
1,5	2128,32	1634,37	222,32	48,90	667,38	10,36
2,0	1810,56	1123,81	123,40	28,35	781,80	-5,01
2,5	1270,95	652,02	77,81	18,38	678,36	8,88
3,0	768,25	410,24	53,51	12,85	398,67	46,45
3,5	501,46	283,54	39,06	9,48	247,50	66,76
Configuração 4 :						
	Anel 1 (externo) = disco 1 - disco 2 → Concentração = C					
	Anel 2 (interno) = disco 3 - disco 4 → Concentração = 0,63.C					

Tabela 11 - Configurações de moldes planares em anéis concêntricos

	anel externo		anel intermediário		disco central
	raio 1	raio 2	raio 3	raio 4	raio5
Molde 5	3,0cm	2,0cm	1,50cm	1,00cm	0,25cm
>≠ 8,50%	conc. = 0,25.C		conc. = 0,25.C		conc. = 0,50.C
Molde 6	3,00cm	2,50cm	2,00cm	1,50cm	0,50cm
>≠ 10,50%	conc. = 0,41.C		conc. = 0,32.C		conc. = 0,27.C
Molde 7	2,00cm	1,50cm	1,00cm	0,50cm	
>≠ 11,00%	conc. = 0,80.C		conc. = 0,20.C		
Molde 8	1,50cm	1,00cm	0,25cm		
>≠ 10,50%	conc. = 0,95.C		conc. = 0,05.C		

A Tabela 12 ilustra as características dos moldes radioativos planares confeccionados com as configurações de anéis concêntricos estudadas.

Tabela 12 - Moldes calculados com o MS4

Molde	r ₀ (cGy/h)	A ₀ (mCi)	r ₁ (cm)	r ₂ (cm)	r ₃ (cm)	r ₄ (cm)	r ₅ (cm)	Área 1 (cm ²)	Área 2 (cm ²)	Área 3 (cm ²)	C1 (mCi/cm ²)	C2 (mCi/cm ²)	C3 (mCi/cm ²)	A1 (mCi)	A2 (mCi)	A3 (mCi)	> var.
1	48,00	84,21	3,00	2,50	1,50	1,00	0,20	8,64	3,93	0,20	8,30	4,15	8,50	72,00	16,29	1,70	8,60
2	48,00	64,00	2,50	2,00	1,00	0,50		7,07	2,36		8,11	5,09		57,00	12,00		9,90
3	77,00	76,24	2,00	1,50	1,00	0,50		5,50	2,36		11,10	6,37		61,00	15,00		11,50
4	77,00	102,70	2,50	2,00	1,00	0,50		7,07	2,36		12,09	7,64		85,00	18,00		10,40
5	77,00	76,24	2,00	1,50	1,00	0,50		5,50	2,36		11,10	6,37		61,00	15,00		11,50
6	77,00	102,70	2,50	2,00	1,00	0,50		7,07	2,36		12,09	7,64		85,00	18,00		10,40
7	76,00	53,40	1,50	1,00	0,25			3,93	0,20		13,04	13,35		51,26	2,67		10,50
8	115,00	113,86	2,00	1,50	1,00	0,50		5,50	2,36		16,91	8,90		93,00	21,00		11,20

r₀ = taxa de dose inicial do molder₁ = raio externo do anel externor₃ = raio externo do anel intermediárior₅ = raio do disco central

Área 2 = área do anel intermediário

C₁ = concentração do anel externoC₃ = concentração do disco centralA₂ = atividade inicial do anel intermediário

> var. = maior variação, na taxa de dose, em relação ao centro do molde.

A₀ = atividade total inicial do molder₂ = raio interno do anel externor₄ = raio interno do anel intermediário

Área 1 = área do anel externo

Área 3 = área do disco central

C₂ = concentração do anel intermediárioA₁ = atividade inicial do anel externoA₃ = atividade inicial do disco central

3.3.3 Ativação de anéis e discos de ouro-198

Os discos foram cortados a partir de folhas retangulares de espessura 0,0125mm, utilizando-se anéis metálicos confeccionados nos diâmetros desejados. Foram então colocados em portas amostras acondicionados no mecanismo giratório TEI-01 e imersos no núcleo do reator IEAR-1. As características de cada disco estão ilustradas na Tabela 13.

Tabela 13 - Características dos discos irradiados

Porta amostra	prateleira	disco	raio (cm)	volume (cm ³)	massa (g)	Atividade desejada (mCi)	tempo de irradiação
1	3	1	2,76	0,0299	0,578	200	12 min.
2	4	2	2,00	0,0157	0,303	105	12 min
3	5	3	1,50	0,0088	0,171	118	24 min
3	5	4	1,00	0,0039	0,076	50	23 min
4	6	5	0,50	0,00098	0,019	50	90 min

Para cálculo da atividade desejada após a ativação, substituiu-se as respectivas constantes indicadas na equação 4, onde obtém-se :

$$A(t) = 8,906 \times 10^{-7} \cdot M \cdot \Phi \cdot t \text{ (des/seg)} \quad (14)$$

Geralmente, o que se precisa fornecer aos operadores do reator é o tempo necessário de ativação para uma atividade desejada (em mCi), e então, podemos reescrever a última expressão da forma:

$$t = (A(\text{mCi}) / M \cdot \Phi) \cdot 4,15 \times 10^{13} \text{ (segundos)} \quad (15)$$

Após a irradiação, mediu-se as massas e as atividades dos discos, utilizando-se uma balança de precisão e um curiômetro respectivamente. As atividades foram novamente medidas antes de se confeccionar os primeiros moldes.

Estudando as regras de distribuição do Sistema de Manchester para cálculos de braquiterapia, 8 novos moldes foram simulados com o MS4. Após a simulação teórica, 17 anéis foram irradiados para a confecção dos moldes. As dimensões e atividades dos anéis foram escolhidas visando representar a maioria dos moldes utilizados na prática da braquiterapia em tumores de pele.

A tabela 14 ilustra as características dos anéis irradiados e mostra os valores de atividades (mCi) ideais e desejados para uma boa homogeneidade da distribuição de dose; entretanto manipulações nos mecanismos de irradiação têm resultado em incertezas da ordem de 5,0% a 20% nos valores das atividades obtidas. Desta forma, deve-se medir as atividades pós irradiação e armazenar os moldes, aguardando seu decaimento, até que se tenha a taxa de dose inicial desejada para o tratamento.

Tabela 14 - Características dos anéis irradiados

	Raio ext	Raio int.	Área	Conc.	Ativ.	Espess.	Massa	
Anel	(cm)	(cm)	(cm ²)	(mCi/cm ²)	(mCi)	(cm)	(g)	Molde
1	3,00	2,50	8,64	8,00	74,00	0,00125	0,1862	1
2	1,50	1,00	3,93	4,00	16,00	0,00125	0,0880	1
3	0,25	---	0,20	8,00	1,60	0,00125	0,0056	1
4	2,50	2,00	7,06	8,00	56,00	0,00125	0,1704	2
5	1,00	0,50	2,34	5,00	12,00	0,00125	0,0524	2
6	2,00	1,50	5,50	11,00	61,00	0,00125	0,1161	3
7	1,00	0,50	2,34	6,40	15,00	0,00125	0,0535	3
8	2,50	2,00	7,06	12,00	85,00	0,010	1,6191	4
9	1,00	0,50	2,34	7,60	18,00	0,00125	0,0534	4
10	2,00	1,50	5,50	11,00	61,00	0,00125	0,1119	5
11	1,00	0,50	2,34	6,40	15,00	0,00125	0,0548	5
12	2,50	2,00	7,06	12,00	85,00	0,00125	0,1747	6
13	1,00	0,50	2,34	7,60	18,00	0,00125	0,0540	6
14	1,50	1,00	3,93	13,00	51,00	0,00125	0,0889	7
15	0,25	---	0,20	13,50	2,70	0,00125	0,0056	7
16	2,00	1,50	5,50	17,00	93,00	0,010	1,0670	8
17	1,00	0,50	2,34	9,00	21,00	0,010	0,4891	8

Os valores apresentados para as massas dos anéis são os valores medidos, os quais apresentam um erro médio de 6,0 a 12,0% em relação às massas calculadas teoricamente.

O principal critério considerado para assumir que uma dada configuração de anéis no molde é satisfatória foi a homogeneidade na distribuição de dose no plano do molde, na qual o gradiente máximo de dose em qualquer ponto em relação ao centro deve ser inferior a 10% /116/. Os moldes confeccionados apresentaram variações entre 6,0 a 10,0%

3.4 Verificação experimental da distribuição da taxa de dose por medidas de densidade óptica

Os filmes foram expostos aos moldes radioativos confeccionados para se analisar a distribuição da dose de radiação no plano do molde, através de medidas da densidade óptica (D.O.) das imagens radiográficas obtidas.

3.4.1 Análise da linearidade da D.O. em função da dose de radiação.

A linearidade da densidade óptica em função da dose de radiação (curva dose-resposta) para os filmes utilizados, foi analisada com fontes pontuais (uma semente de ouro-198 e uma micro fonte de irídio-192) e com moldes planares em anéis concêntricos com diferentes dimensões.

3.4.1.1 Análise da linearidade com molde planar

O filme foi exposto a um molde com 3 anéis concêntricos de ouro-198, constituído de 1 anel maior com 3,0cm de raio externo e 2,5cm de raio interno, 1 anel intermediário com 1,5cm de raio externo e 1,0cm de raio interno e um disco central de 0,25cm de raio.

Entre o filme e o molde sobrepõem-se uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura para simular a região de equilíbrio eletrônico.

O tempo de exposição foi escalonado para se obter um intervalo de dose de radiação absorvida, calculada com o Sistema de Manchester, na faixa de linearidade do filme. As leituras foram obtidas para o centro do molde e para o ponto de máximo valor de D.O., o comportamento das curvas de densidade óptica em função da dose absorvida em ambos os casos são similares.

A Figura 6 ilustra a curva dose-resposta para o filme exposto ao molde com 3 anéis.

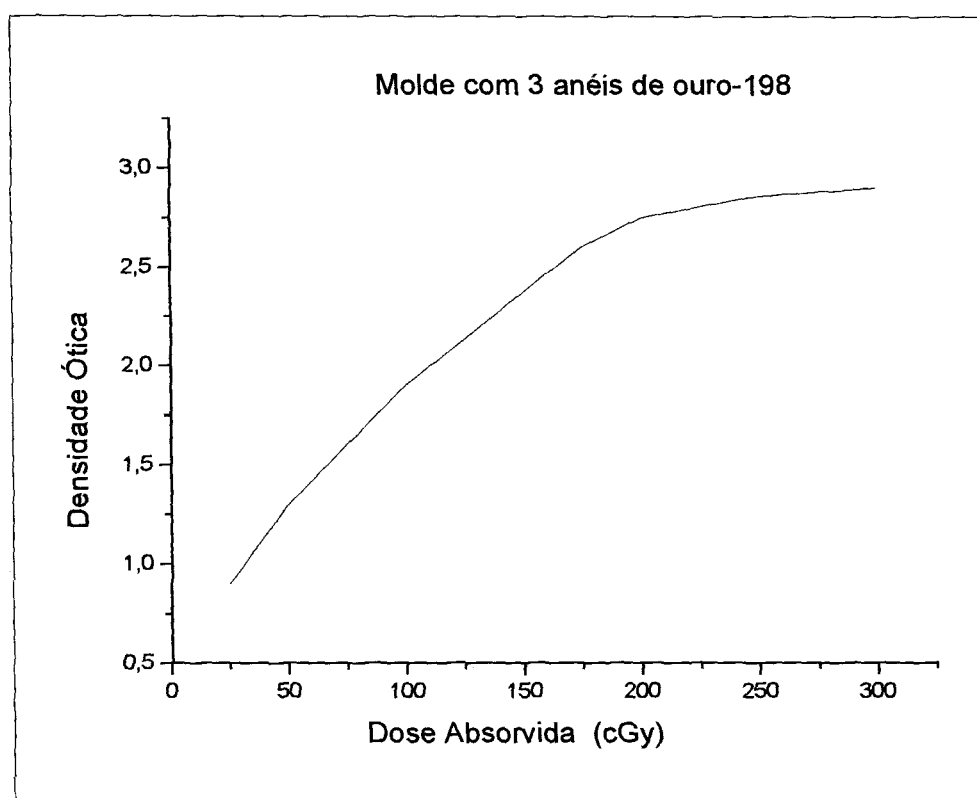


Figura 6 - Densidade óptica em função da dose absorvida no centro do molde de ouro-198

A análise da linearidade da resposta do filme radiográfico também foi realizada para outros dois moldes planares: um molde em disco (raio=1,0cm) e outro molde com 20 sementes (raio do molde = 1,0cm).

Analisando as curvas experimentais (dose-resposta) na faixa considerada linear, para as diferentes distribuições do material radioativo estudadas, pode-se obter uma relação

matemática entre a dose de radiação absorvida no filme e a densidade óptica para cada uma delas :

Distribuição em anéis concêntricos :

$$\text{DOSE} = -62,946 + 89,076.(DO) \quad (16)$$

Molde com 1 disco (raio = 1,0cm) :

$$\text{DOSE} = -74,971 + 88,580.(DO) \quad (17)$$

Molde com 20 sementes (raio = 1,0cm) :

$$\text{DOSE} = -69,255 + 103,655.(DO) \quad (18)$$

O erro médio estimado no valor da dose fornecido pelas expressões acima é de cerca de 4,5% (determinado entre o valor experimental da curva e o calculado pela equação).

Conforme se observa na Figura 6, e confirmado nas curvas para as outras distribuições estudadas, a densidade óptica apresenta boa linearidade, para o filme Kodak X-OMAT V, em função da dose de radiação, na faixa entre 50cGy a 150cGy, devendo os testes subsequentes serem realizados neste intervalo.

3.4.1.2 Intercomparação com fonte de Irídio-192

A fim de se confirmar a metodologia aqui aplicada, os resultados obtidos para o molde de ouro-198 foram comparados com os obtidos para uma micro fonte de Ir-192 de alta taxa de dose (H.D.R.), com 1,0mm de diâmetro e 3,5mm de comprimento ativo.

O filme foi posicionado a uma distância que variou de 7,0 a 5,0 cm do centro da fonte, para se reproduzir uma exposição típica de uma fonte puntual. Utilizando o Sistema de planejamento braquiterápico do Microselectron Nucletron /117/, programou-se uma única parada coincidindo com o centro do filme. Novamente uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura foi sobreposta entre o filme e a fonte para simular região de equilíbrio eletrônico.

As doses de radiação foram determinadas em função do tempo de parada da fonte e escalonadas para se obter uma boa resolução nas leituras da densidade óptica e melhor análise na parte reta da curva de calibração.

A Figura 7 ilustra a curva obtida para a micro fonte de Ir-192. As leituras da D.O. correspondem à irradiação do centro (0,0) da fonte. Nota-se uma região de linearidade na faixa de 25 cGy a aproximadamente 150 cGy. Da curva experimental pode-se obter uma relação matemática entre a dose de radiação absorvida no filme e a densidade óptica: $Dose = 31,587 - 26,899.(D.O.) + 46,875.(D.O.)^2$. O erro médio no valor da dose fornecido pela expressão matemática é de cerca de 5,0%.

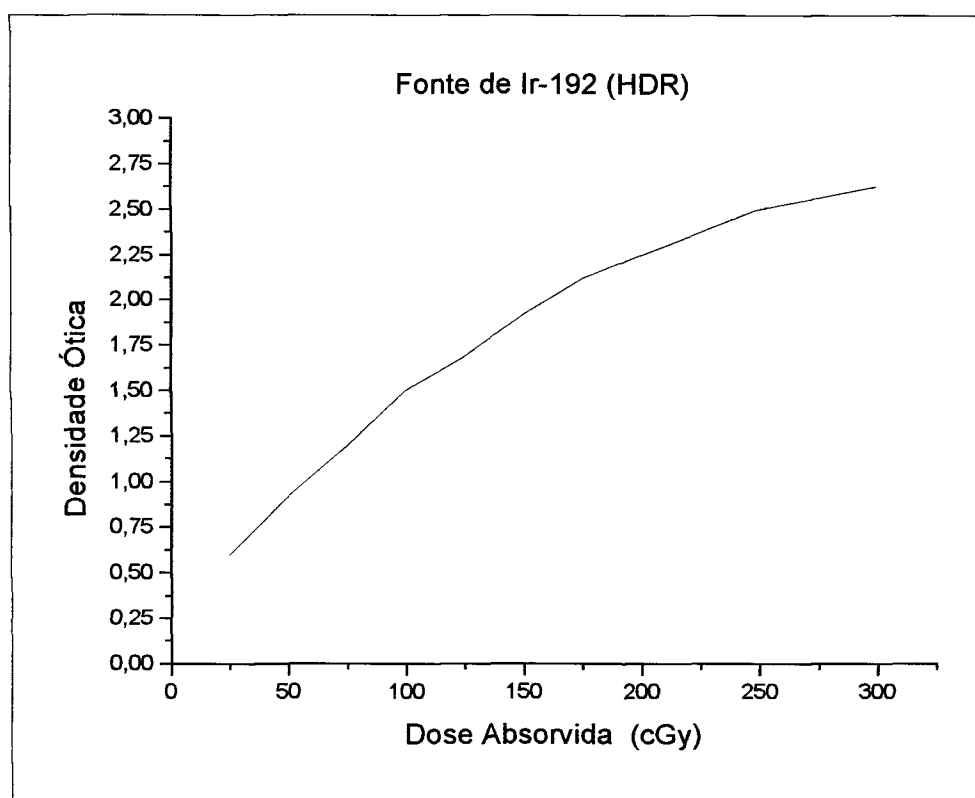


Figura 7 - Densidade óptica em função da dose absorvida - fonte de HDR de Ir-192

Na Figura 8 nota-se uma semelhança nas curvas de dose-resposta para ambos os radioisótopos estudados, ilustrando a consistência entre o método de determinação de dose para o molde de ouro e aquele calculado pelo Sistema de HDR.

A Figura 9 ilustra a variação da densidade óptica em função da dose de radiação calculada na direção paralela ao eixo da fonte de irídio-192.

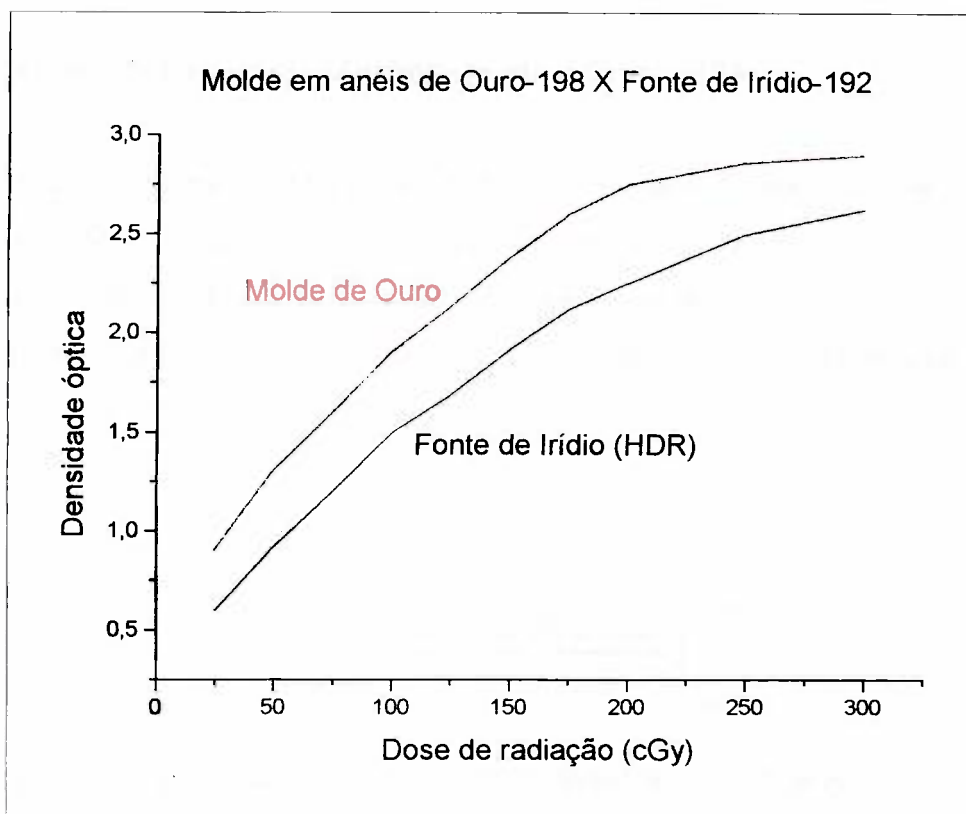


Figura 8 - Dose absorvida em função da densidade óptica no centro do molde de ouro-198
Comparação com os resultados para a fonte de Ir-192

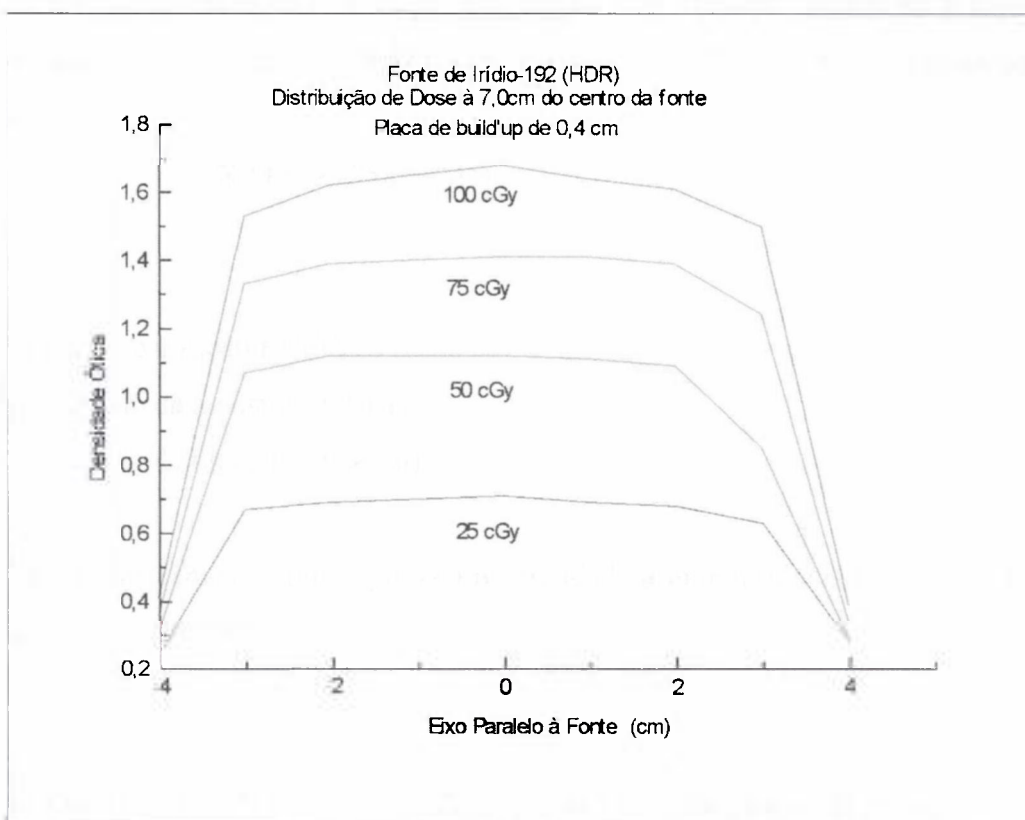


Figura 9 - Variação da densidade óptica ao longo do eixo paralelo à fonte de Ir-192

3.4.1.3 Análise da linearidade com fonte puntual de ouro-198

Para se verificar o comportamento do filme à uma fonte puntual, uma semente de ouro-198 (2,8mm de comprimento, 0,8mm de diâmetro e aproximadamente 6,0mg de ouro), com 17,40mCi de atividade foi colocada sobre uma base de isopor e esta sobre uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura que foi sobreposta ao filme (Esquema na Figura 10).

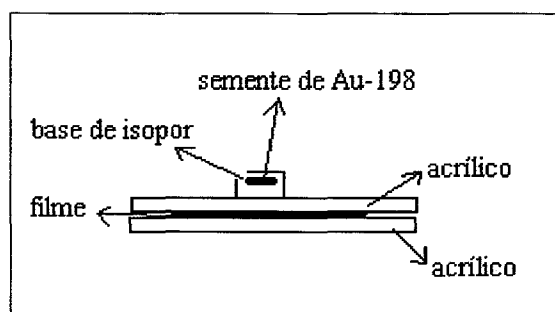


Figura 10 – Esquema de exposição de fonte puntual de Au-198 (análise com filme)

Para cálculo do tempo de exposição em função da dose, utilizou-se a equação 1. Substituindo os valores de $\Gamma_{Ra} = 0,825 \text{ R.m}^2/\text{h}$ e $\Gamma_{Au} = 0,238 \text{ R.m}^2/\text{h.Ci}$, naquela equação, tem-se :

$$X / t = 0,288 (A / d^2) \quad (19)$$

Onde :

X / t = taxa de exposição (R/h) ;

A = atividade da amostra (mCi) ;

d = distância da fonte ao filme (m).

Para uma semente com 17,40mCi de atividade a uma distância de 8,0mm do filme, teremos : $X / t = 78,3 \text{ R/h} \Leftrightarrow 1,30 \text{ R/min}$.

Usando o fator de conversão de Roentgen para Gray recomendado pelo protocolo de dosimetria TG-43 /87/ ($f = 0,876 \text{ cGy/R}$), a taxa de dose produzida por um molde com uma única semente será : $D = 1,14 \text{ cGy/min}$.

Foram feitas 3 exposições para as doses de 25cGy, 50 cGy e 75cGy.

A fim de comparação com o Sistema de Manchester, a taxa de dose liberada por um molde de ouro-198, de menor área possível, à 0,5cm de profundidade é de 9,0cGy/h.mCi.

Novamente utilizando o protocolo TG-43 tem-se a expressão:

$$D = (A.t.\Gamma.f) / d^2 \quad (20)$$

Os termos da expressão já foram definidos na seção anterior.

Substituindo os valores das constantes tem-se :

$$D / t = \{ [A(\text{mCi}).(t(\text{seg})/3600).2,38 (\text{R. cm}^2/\text{h.mCi}).0876(\text{cGy/R})] / d^2 (\text{cm}) \} =$$

$$D / t = 5,79 \times 10^{-4} . A(\text{mCi}) / d^2 (\text{cm}) ; \text{ para } d = 0,5\text{cm} , \text{ obtém-se : } D / t = 8,34 \text{ cGy/h.mCi}$$

Comparando os resultados por ambos os métodos de cálculo tem-se uma diferença de cerca de 7,3%.

A Figura 11 compara a curva de dose-resposta obtida para uma micro-fonte de Ir-192 com a obtida para uma semente de Au-198 (DOSE = -36,757 + 89,134.(DO)).

As curvas obtidas para ambos os isótopos estudados (Au-198 e Ir-192) mostram que a resposta do filme utilizado para as análises da densidade óptica é linear em função da dose de radiação na faixa de 25cGy a 125cGy.

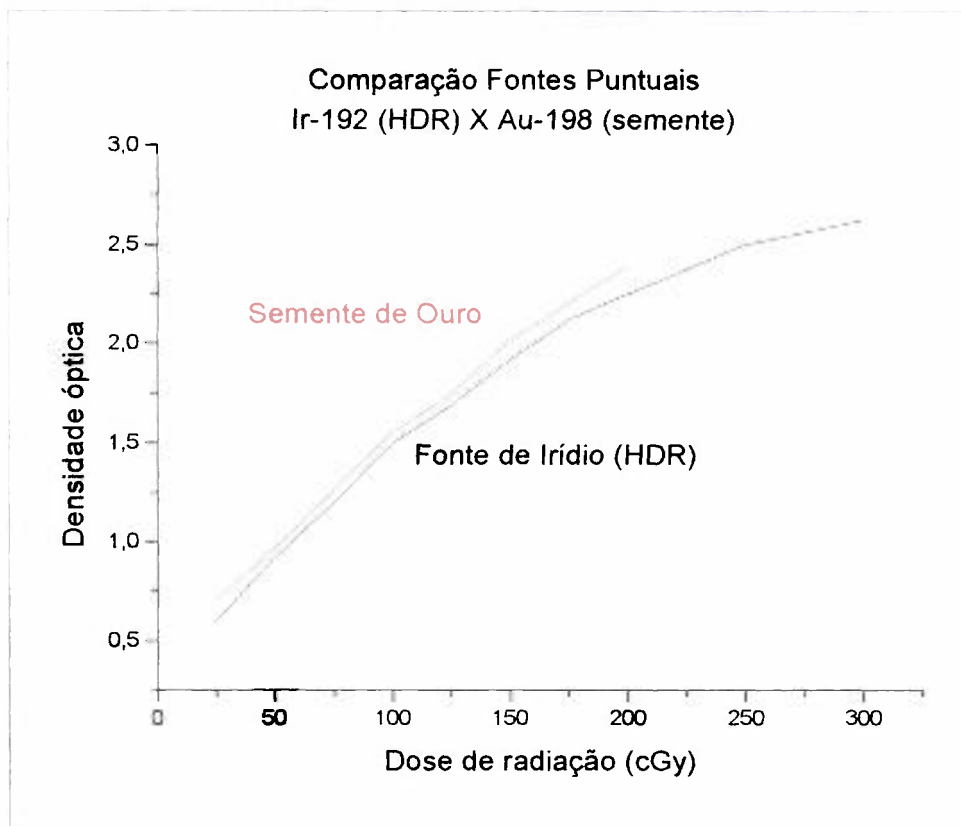


Figura 11 – Comparação das curvas de dose-resposta para fontes pontuais

3.4.2 Distribuição da dose no plano do molde radioativo

A distribuição da dose de radiação produzida pelas amostras irradiadas foi analisada pelas medidas da densidade óptica com moldes confeccionados em várias geometrias e atividades.

A influência da distribuição do material radioativo no perfil da dose no plano do molde foi verificada comparando-se os resultados para um molde em disco único com um molde em sementes pontuais.

As características das amostras estão ilustradas na Tabela 15.

Tabela 15 : Características das amostras irradiadas e atividades obtidas .

Amostra	Molde	diam. ext. (cm)	diâm. int. (cm)	Tempo ativ. (min)	Ativ. ¹ (mCi)	Ativ. ² (mCi)	Erro %
Anel maior	1	3,00	2,50	31,0	1584,0	730,0	25,0
Anel menor	1	1,50	1,0	15,0	392,0	216,0	15,0
Disco central	1	0,25	-----	31,0	42,0	17,90	31,0
Sementes	2			216,0	37,0	23,0	
Disco	3	1,00	-----	24,0	544,0	305,0	16,0

1 = atividade após a ativação – calculada por decaimento após medida experimental;

2 = atividade medida após 45 horas de decaimento;

Erro % = corresponde a diferença entre o valor das atividades calculado e o medido.

O valor da atividade para sementes refere à média dos valores lidos para todas as sementes.

Os moldes foram montados com o material radioativo sobreposto à uma base de isopor de 4,0mm de espessura. O filme foi exposto aos moldes, entre o filme e o molde sobrepôs-se uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura simulando a região de equilíbrio eletrônico.

O tempo de exposição foi escalonado para se obter um intervalo de dose de radiação absorvida na faixa de linearidade do filme. Após a revelação dos filmes, a densidade óptica das imagens do enegrecimento produzidas conforme os diferentes tempos de radiação, foram lidas de 0,5cm em 0,5cm a partir do centro.

A dose de radiação emitida pelos moldes foi calculada seguindo-se os preceitos do Sistema de Manchester, sendo dependente da área do molde e profundidade de tratamento. Assim, para o molde em anéis com raio externo de 3,0cm, a dose de radiação emitida à 0,5cm de profundidade é de 0,57cGy/h.mCi(Au), e para o molde com 1 disco e com 20 sementes, ambos com raio de 1,0cm, a taxa de dose é de 2,20cGy/h.mCi(Au).

A Tabela 16 ilustra o escalonamento das doses em função dos tempos de exposição.

Tabela 16 - Tempos de exposição dos moldes radioativos de Au-198

	Molde com 3 anéis	Molde com 1 disco	Molde com 20 sementes
	Raio externo = 3,0cm	Raio externo = 1,0cm	Raio externo = 1,0cm
	Ativid. Inic. = 947,53mCi	Ativid. Inic. = 287,00mCi	Ativid. Inic. = 352,00mCi
Dose	Taxa dose=9,00cGy/min	Taxa dose=10,52cGy/min	Taxa dose=12,91cGy/min
cGy	Tempo exposição do filme	Tempo exposição do filme	Tempo exposição do filme
25	2'48"	2'22"	1'56"
50	5'33"	4'45"	3'52"
75	8'20"	7'08"	5'48"
100	11'10"	9'30"	7'45"
125	13'50"	11'53"	9'41"
150	16'40"	14'15"	11'37"
175	19'20"	16'38"	13'34"
200	22'13"	19'00"	15'30"

3.4.2.1 Molde com 3 anéis concêntricos

As características dos anéis que compunham o molde estão listadas na Tabela 17, a última coluna refere-se ao valor teórico ideal da atividade.

A Figura 12 ilustra o perfil da densidade óptica (proporcional à distribuição da dose de radiação no plano do molde) em função da dose de radiação (proporcional ao tempo de exposição do filme ao molde) para o molde com 3 anéis concêntricos.

Tabela 17 : Características dos anéis concêntricos

Anel	Raio ext. (cm)	Raio int. (cm)	Área (cm ²)	Espessura (cm)	Massa (g)	Ativi (mCi)
maior	3,00	2,50	8,64	0,010	1,579	590,0
menor	1,50	1,00	3,93	0,010	0,808	140,0
Disco central	0,25	-----	0,20	0,010	0,042	14,0

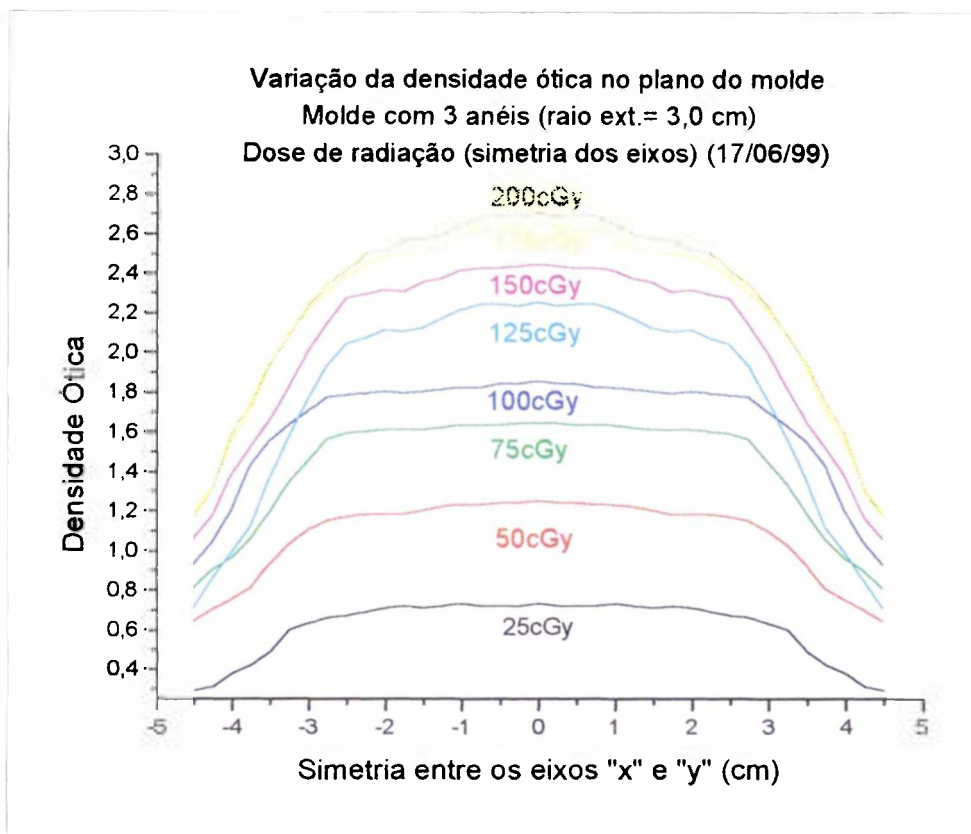


Figura 12 - Densidade ótica em função da dose de radiação–molde com anéis concêntricos

Nota-se que a variação da densidade ótica no plano do molde (-3,0cm a +3,0cm) é inferior à 10% como já fora mostrado pelos cálculos com o Sistema MS4 para simulações em anéis concêntricos. O perfil da distribuição da dose no plano do molde é bastante homogêneo (planura da curva), caindo rapidamente a medida que se afasta da extremidade radioativa do molde, como é o desejado nos procedimentos braquiterápicos.

3.4.2.2 Molde com 1 disco de raio = 1,0cm

As características do disco irradiado estão listadas na Tabela 18.

Tabela 18 – Características do disco irradiado

	Raio ext.	Área	Espessura	Massa	Ativi	Tempo
	(cm)	(cm ²)	(cm)	(g)	(mCi)	(min)
disco	1,00	3,14	0,010	0,700	193,0	24,00

A Figura 13, mostra a distribuição da densidade óptica no plano do molde em função da dose de radiação.

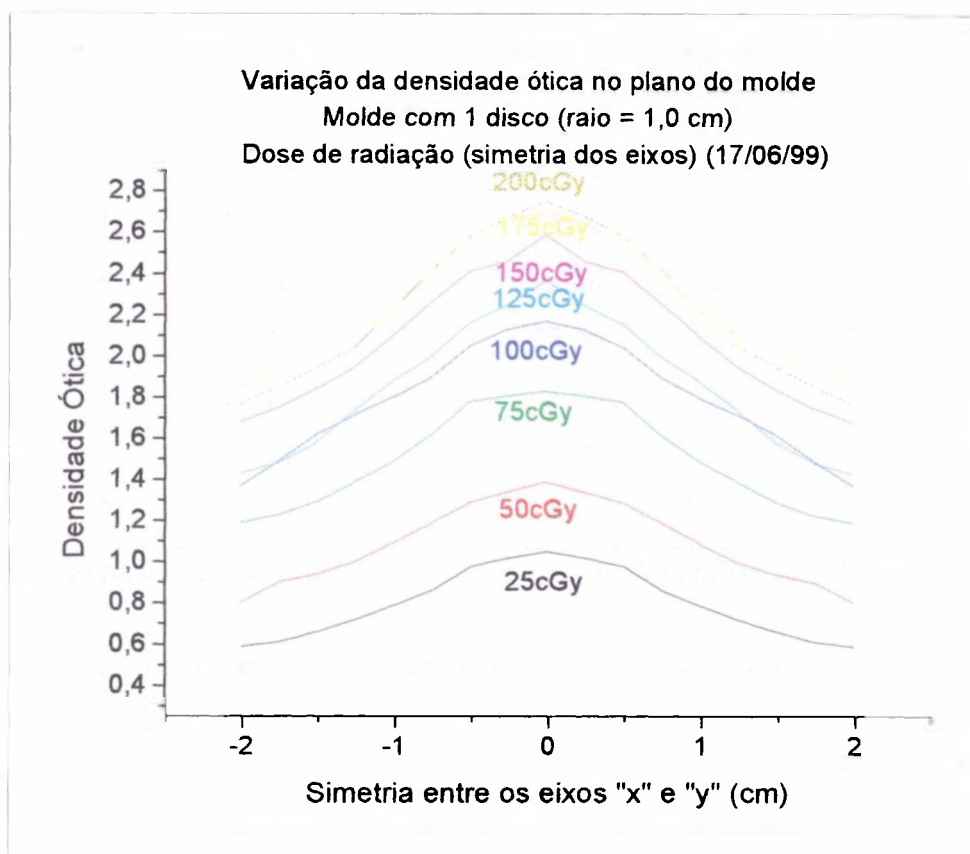


Figura 13 – Densidade óptica em função da dose de radiação – molde com 1 disco

3.4.2.3 Molde com sementes de Au-198

As sementes de ouro utilizadas possuem 2,8mm de comprimento e 0,8mm de diâmetro, a massa aproximada de ouro é de 6,0mg por semente. Na confecção do molde seguiu-se as regras de distribuição do Sistema de Manchester. A distância de tratamento (h) considerada foi de $h=0,5\text{cm}$, o diâmetro do molde é de $D = 2,0\text{cm}$, assim, a razão $D/h = 4,0$, o que implica que 5% do material radioativo (sementes) deverá ser colocado no centro do molde e o resto distribuído na sua periferia. Desta forma, uma semente foi colocada no centro e 19 distribuídas na periferia. É importante notar também que o espaço entre as sementes não deve exceder o comprimento delas. O raio externo do molde com sementes é de 1,0cm, para que se tenha a mesma área ativa que a do molde com disco estudado na seção 3.4.2.2.

Os valores das atividades das sementes individuais estão apresentados na Tabela 19.

Tabela 19: Atividades medidas das sementes após ativação

Semente	Ativ.(mCi)	Semente	Ativ.(mCi)	Semente	Ativ.(mCi)
1	21,50	9	22,30	17	22,50
2	22,30	10	22,00	18	22,60
3	22,40	11	23,30	19	23,30
4	23,00	12	22,20	20	22,40
5	24,00	13	22,00	21	22,70
6	23,10	14	23,70	22	22,80
7	22,80	15	22,80	23	22,10
8	22,70	16	23,30	Média	22,69

Desvio padrão das leituras das atividade : $\sigma = 0,576$; $\sigma/M = 2,54\%$.

A Figura 14, mostra a distribuição da densidade óptica no plano do molde em função da dose de radiação.

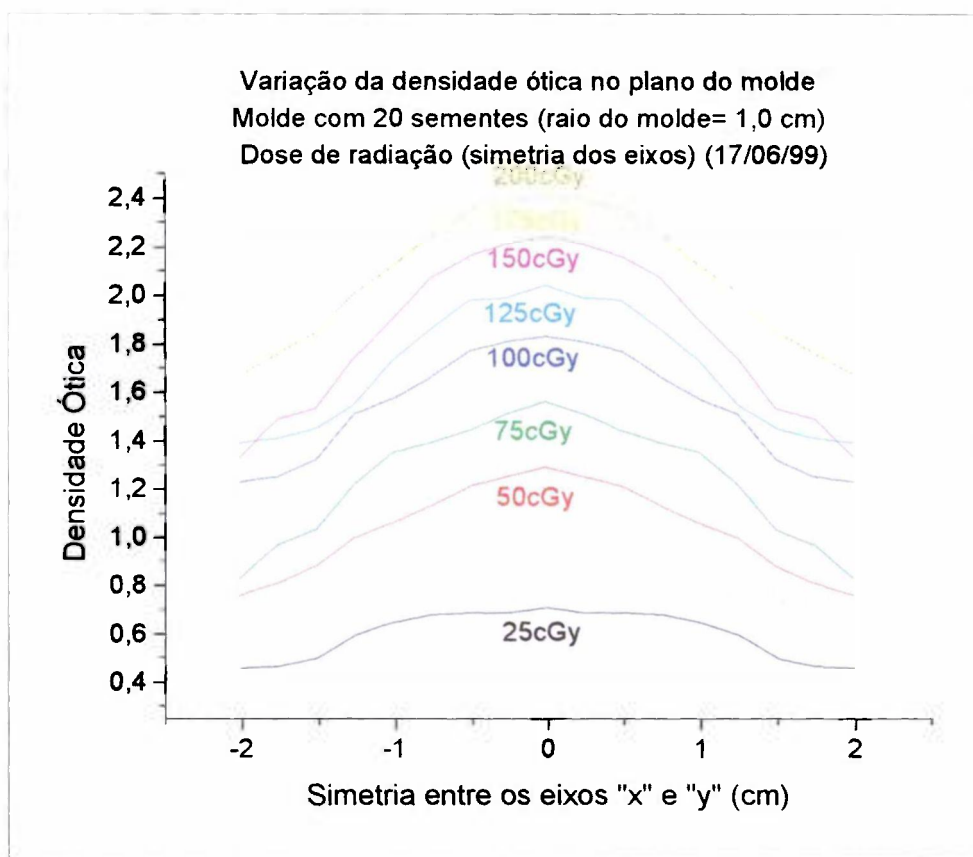


Figura 14 – Densidade óptica em função da dose de radiação – simetria

3.4.2.4 Comparação entre o molde com disco e o molde com sementes de Au-198

Outros dois moldes radioativos similares aos das seções 3.4.2.2 e 3.4.2.3 (um molde em disco único e outro com 20 sementes) foram confeccionados. O filme foi exposto aos moldes e a densidade óptica das imagens foi lida de 0,25cm em 0,25cm a partir do centro.

A Figura 15 compara a variação da densidade óptica em função da dose de radiação obtida com o molde em disco com a obtida com o molde com sementes, analisando-se a linearidade da resposta do filme utilizado para ambas as fontes radioativas.

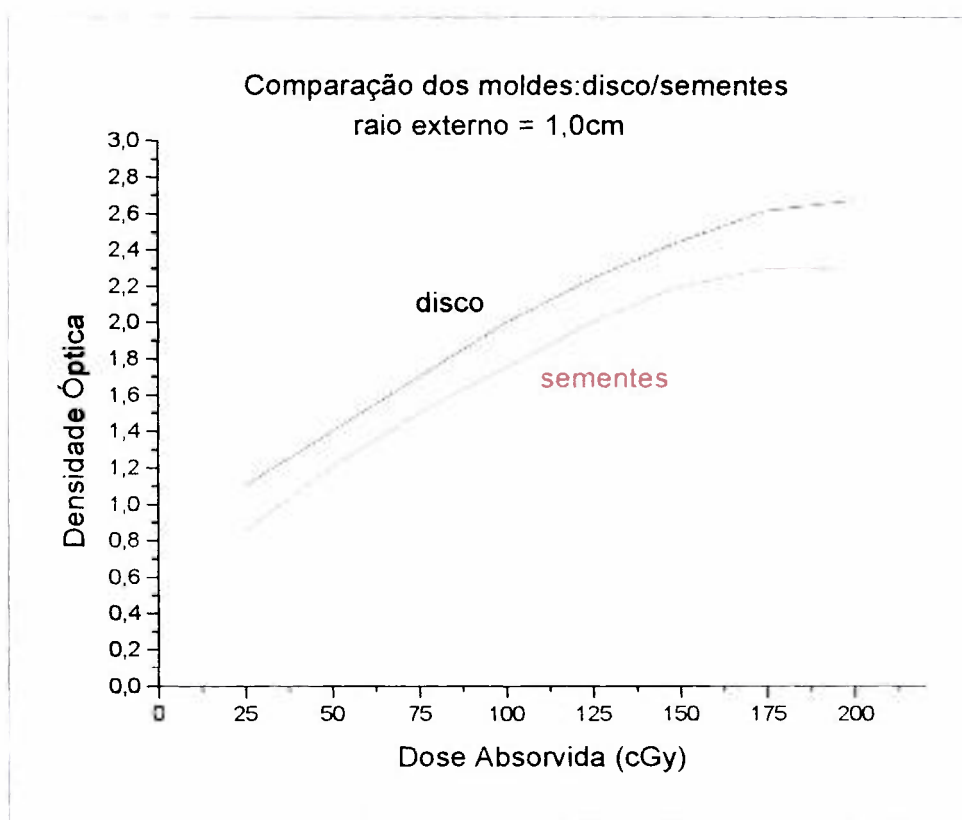


Figura 15- Comparação da curva dose-resposta para fontes em disco e em sementes

Nota-se uma semelhança na inclinação das curvas. Os valores apresentados com o molde em disco são sistematicamente maiores que os valores apresentados para o molde com sementes. Acredita-se que isto se dê devido à metodologia de cálculo da dose absorvida calculada pelo Sistema de Manchester, cuja utilização está respaldada nas experiências com o material radioativo disperso segundo regras de distribuição para fontes

puntuais e cilíndricas. Conforme verificado nos cálculos da distribuição da taxa de dose (Sistema MS4) para fontes em disco, o valor da taxa de dose no centro é cerca de 40% maior que o da periferia do disco, fato que também pode representar uma distribuição de dose global maior que quando se tem uma distribuição heterogênea de fontes puntuais como se verifica nos implantes com sementes.

A Figura 16 compara a distribuição da dose absorvida no plano dos moldes com disco e com sementes, para uma dose de radiação de 100cGy. Para todas as outras doses de radiação estudadas (25cGy a 200cGy), o comportamento da D.O. é semelhante ao ilustrado na figura.

Os valores da dose de radiação absorvida foram calculados mediante a equação matemática obtida analisando a faixa linear das curvas da Figura 15 ($DOSE = -77,235 + 90,6801.(DO)$ para o molde com disco e $DOSE = -58,606 + 92,277.(DO)$ para o molde com sementes).

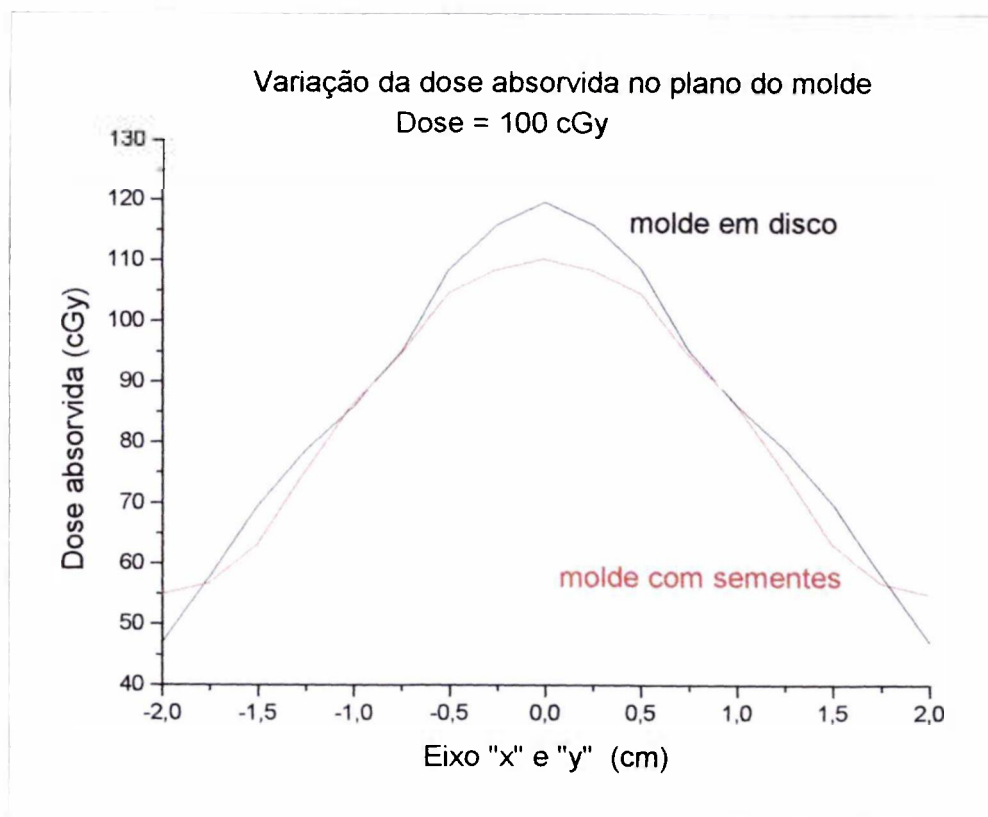


Figura 16 - Distribuição da dose absorvida no plano do molde (discoXsementes) – 100cGy

Verifica-se que os valores da dose absorvida no centro dos moldes são significativamente maiores (cerca de 11,0%) para o molde com o disco. As curvas se sobrepõem próximo à extremidade ativa (-1,0cm a +1,0cm) do molde.

3.5 Verificação experimental da distribuição da taxa de dose com dosímetros TLD's

Os dosímetros termoluminescentes foram expostos aos moldes radioativos confeccionados, e as leituras de suas exposições em nanoCoulombs (nC) foram utilizadas para se analisar a distribuição da dose de radiação no plano do molde.

Primeiramente analisou-se a linearidade da resposta dos TLD's para a energia do ouro-198 em função da dose de radiação utilizada nos testes.

3.5.1 Análise da linearidade da resposta dos TLD's em função da dose

O comportamento da curva dose-resposta foi estudado com fontes pontuais (uma semente de ouro-198 e uma micro-fonte de irídio-192), e com dois moldes planares de ouro-198: um molde em disco e outro com 20 sementes.

3.5.1.1 Análise da linearidade com fonte puntual de ouro-198

Para se verificar o comportamento dos TLD's a uma fonte puntual, uma semente de ouro-198 foi irradiada com 19,20mCi de atividade e colocada sobre uma base de isopor e esta, sobre uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura que foi sobreposta ao TLD (esquema na Figura 17).

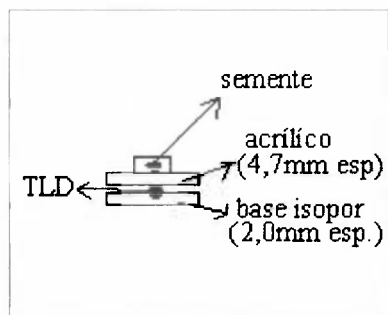


Figura 17 - Esquema de exposição de fonte puntual (análise com TLD's)

Os tempos de exposição foram determinados em função da dose de radiação desejada, conforme a equação 20.

A Figura 18 ilustra o comportamento dos TLD's em função da dose de radiação obtida para uma semente de Au-198. Nota-se que estes dosímetros apresentam resposta linear na faixa de dose de radiação estudada. A curva em vermelho representa a curva matemática ajustada.

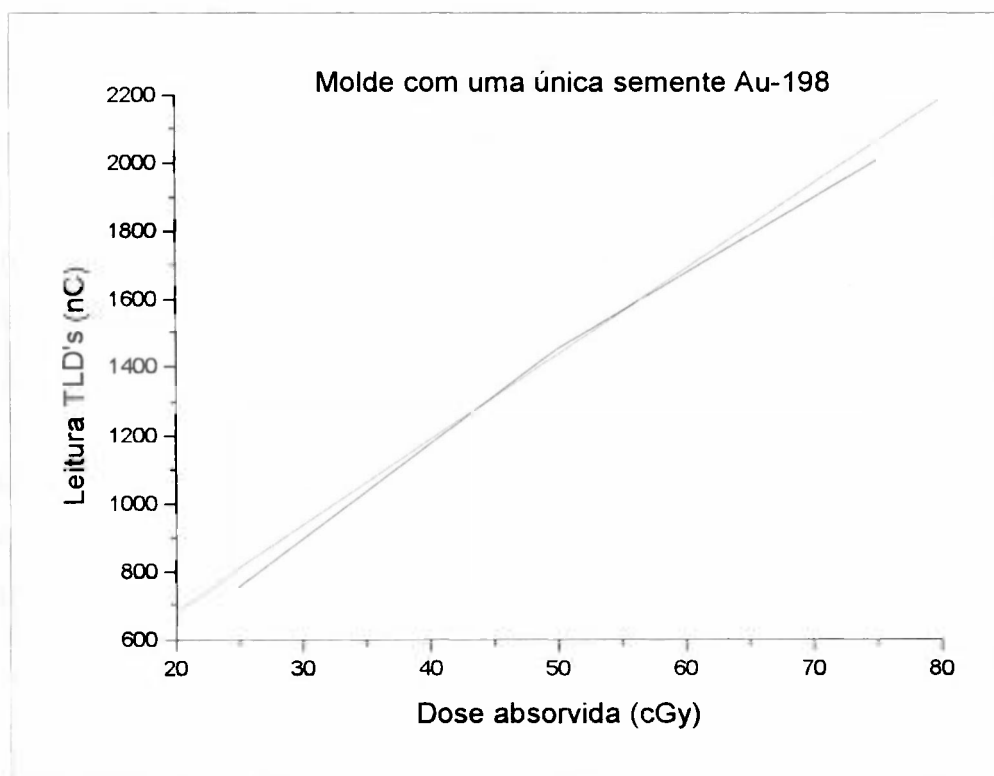


Figura 18 - Curva dose-resposta para os TLD's – fonte puntual de Au-198

3.5.1.2 – Intercomparação com micro-fonte de Ir-192

Os TLD's foram posicionados, um a um, a 5,0cm de distância do centro da fonte de Ir-192. Utilizou-se a opção de programação manual do equipamento de alta taxa de dose da Microselectron Nucletron /118/, planejando uma única parada da fonte, o posicionamento dos dosímetros foi tal que o seu centro estivesse alinhado com o centro da fonte. Uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura foi sobreposta entre o dosímetro e a fonte.

As doses de radiação foram determinadas em função do tempo de parada da fonte. O cálculo do tempo de exposição em função da dose pode ser determinado pela equação 21.

$$D_{\text{cal}} = [A_{\text{tív}} \cdot t \cdot \Gamma \cdot f] / d^2 \quad (21)$$

Onde :

$A_{\text{tív}}$ = Atividade da fonte (no nosso caso = 6,0Ci);

t = tempo de exposição (em horas);

$\Gamma = 4,66$ [(R/h). (cm²/mCi)] = constante de taxa de exposição do Ir-192;

$f = 0,876$ [cGy/R] = fator de conversão para micro-fonte de Ir-192;

d = distância entre o centro da fonte e o centro do dosímetro (no nosso caso = 5,0cm).

Os valores das constantes acima foram apresentados durante o Congresso de Física da Braquiterapia (junho/99) e são os atualmente utilizados pelo Departamento de Radioterapia do Montefiore Medical Center do Albert Einstein College of Medicine, após revisão do protocolo TG-43 /87/ de dosimetria de fontes de alta taxa de dose.

Substituindo as constantes na expressão acima teremos :

$$D_{\text{cal}} = 24492,96 \cdot (t / d^2) \quad (22)$$

ou ainda

$$D_{\text{cal}} = [1,134 \cdot A \text{ (Ci)} \cdot t \text{ (seg)}] / d^2 \quad (23)$$

A Tabela 20 identifica os dosímetros com as respectivas doses de radiação. Os tempos de exposição apresentados na tabela foram fornecidos pelo sistema de planejamento do equipamento de alta taxa de dose da Nucletron /118/, e obtidos para uma fonte no tecido a 5,0cm de distância do ponto de cálculo. Desta forma os valores divergem em torno de 10% se calculados pela equação 20, a qual determina a dose no ar, com as respectivas constantes.

A Figura 19 ilustra a variação das leituras dos TLD's (nC) em função da dose de radiação (curva dose-resposta). A reta em vermelho representa o ajuste matemático. Nota-se, assim como verificado para as sementes de Au-198, que a resposta dos TLD's é linear para a faixa de dose de radiação analisada neste trabalho.

Tabela 20 - TLD's expostos à micro-fonte de Ir-192

(cGy)	TLD n°.	Tempo exp.	Leitura média	Desvio(σ)
25	0,1,2	83,1 seg	2071,22 nC	212,35 nC
50	3,4,5	166,2 seg	4120,58 nC	496,12 nC
75	6,7,8	249,2 seg	6102,17 nC	744,80 nC
100	9,10,11	332,3 seg	7687,60 nC	636,28 nC
125	12,13,14	415,4 seg	9158,52 nC	546,75 nC
150	15,16	498,4 seg	12079,45 nC	373,17 nC
175	17,18	581,6 seg	12984,91 nC	85,49 nC
200	19,20	664,6 seg	14727,77 nC	443,82 nC
225	21,22	747,7 seg	16819,89 nC	1483,35 nC
250	23,24	830,8 seg	19928,58 nC	245,31 nC
275	25	913,9 seg	23565,14 nC	-----
300	26	997,0 seg	24843,26 nC	-----
0	27,28	0 seg	5,028 nC	4,28 nC

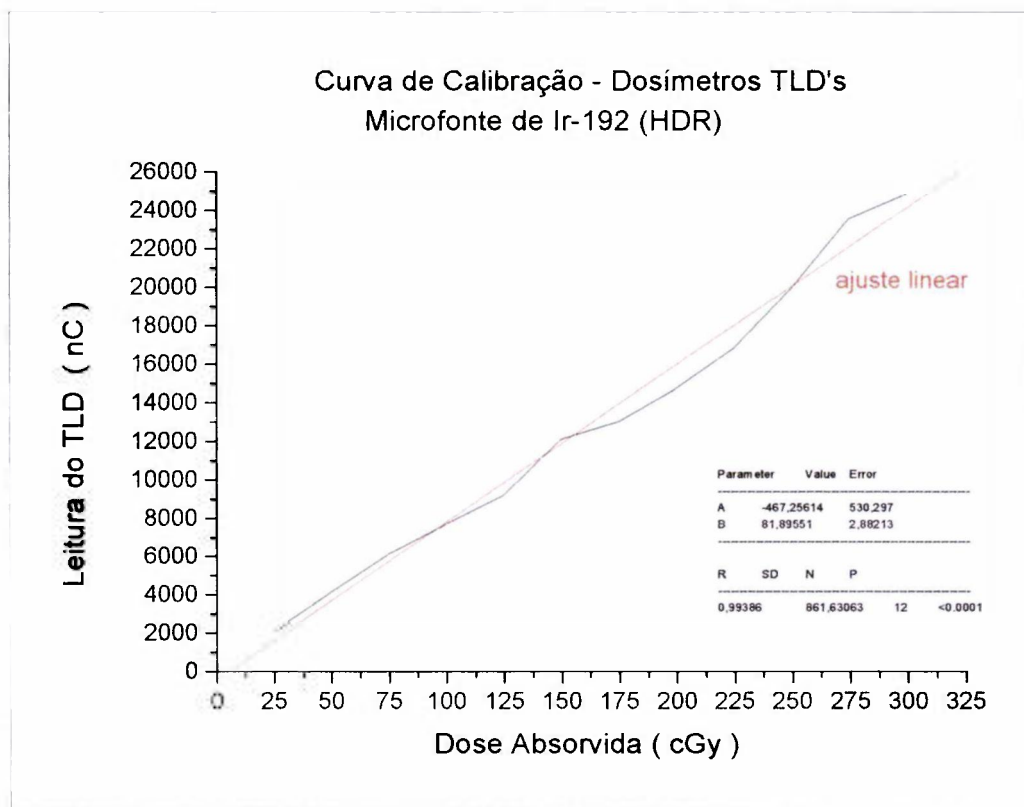


Figura 19 – Curva dose-resposta para os TLD's – fonte puntual de Ir-192

3.5.2 Distribuição da dose no plano do molde radioativo

Os dosímetros TLD's foram dispostos em uma base de isopor de alta densidade na qual foram feitos rebaixos em círculo de mesmas dimensões que as dos TLD's, para acomodação destes.

3.5.2.1 Molde com 1 disco de raio = 1,0cm

Um disco de ouro-197, características na Tabela 21, foi ativado para confecção de um molde radioativo similar ao realizado na seção 3.4.2.2.

O cálculo do tempo de ativação foi realizado conforme explicado na seção 3.3.3; no entanto, desta vez descontou-se 5,0 minutos para se considerar o período de manipulação do equipamento de irradiação. Desta forma, se o tempo de ativação necessário para se

conseguir a atividade desejada e calculado foi de 19 minutos, o tempo efetivo de permanência do fluxo de nêutrons solicitado aos operadores do reator foi de 14,0 minutos.

Tabela 21 – Características do disco irradiado

Raio	Área	Espessura	Massa	Tempo	Ativ. ¹	Ativ. ²	Ativ. ³
(cm)	(cm ²)	(cm)	(g)	(min)	(mCi)	(mCi)	(mCi)
1,00	3,14	0,010	0,700	14,00	193,0	265,0	163,0

1 = atividade solicitada;

2 = atividade na saída do reator (cálculo por decaimento);

3 = atividade medida após 45 horas de decaimento;

Foram utilizados 9 TLD's dispostos lado a lado sobre uma base de isopor de 4,0mm de espessura. O molde com o disco foi colocado diretamente sobre os dosímetros (não se utilizou placa de *buildup*), desta forma a distância entre as fontes radioativas e os dosímetros é de aproximadamente 4,0mm. O tempo de exposição foi calculado para uma dose absorvida de 100cGy (17'02"). Em seguida outros 4 TLD's foram expostos com diferentes tempos para se verificar o escalonamento da dose no centro do molde e confirmar a linearidade da resposta. A Tabela 22 mostra a média entre os valores (+) e (-) das leituras de cada eixo no plano do molde.

Tabela 22 - Média entre os valores (+) e (-) de cada eixo .

TLD			TLD			Eixos "y" e "x"	
n.	y (cm)	"nC"	n.	x (cm)	"nC"	(cm)	"nC"
17	-1,20	73495,770	13	-1,20	61781,890	-1,20	67638,830
16	-0,60	323109,782	12	-0,60	301064,672	-0,6	312087,227
9	0,00	396278,094				0	396278,094
14	0,60	323109,782	10	0,60	301064,672	0,6	312087,227
15	1,20	73495,770	11	1,20	61781,890	1,2	67638,830

A Figura 20 mostra a curva dose-resposta dos TLD's expostos ao molde com o disco de ouro-198, novamente verifica-se a linearidade entre as leituras (nC) e a dose de radiação. A Figura 21 ilustra a variação da dose absorvida no plano do molde com disco. Os valores da dose absorvida foram calculados através da equação linear ($DOSE = 4,606 + 0,000313.(nC)$) obtida da curva da Figura 20. Nota-se um crescimento acentuado das leituras no centro do disco.

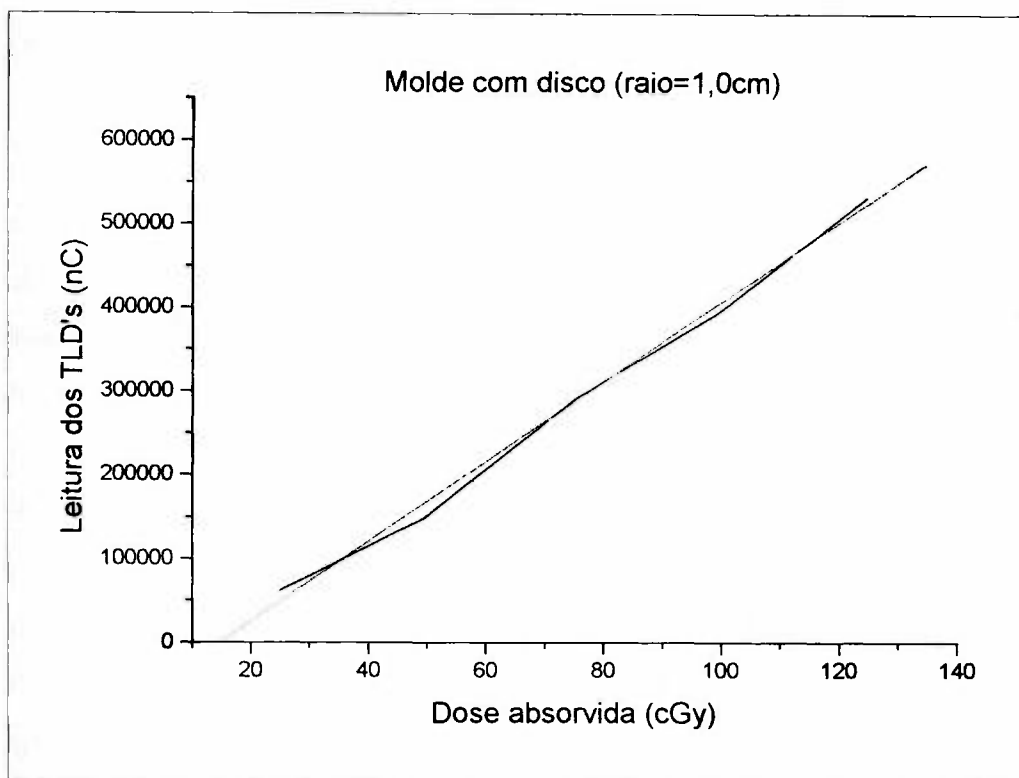


Figura 20 - Curva dose-resposta para os TLD's expostos ao disco de Au-198

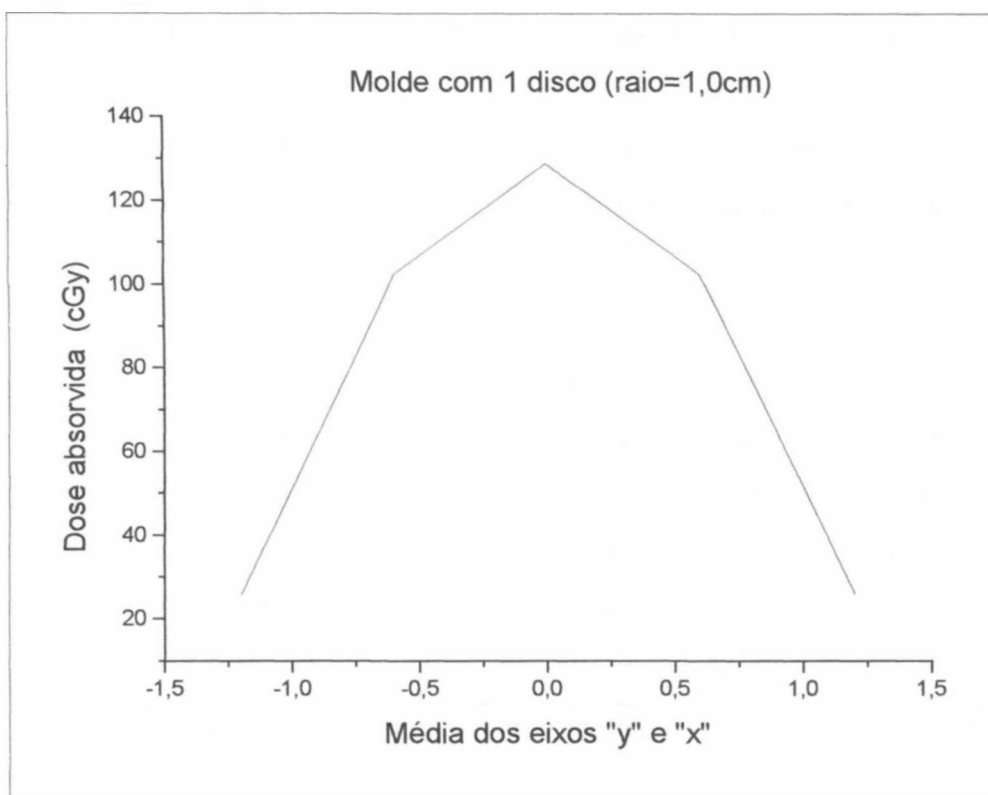


Figura 21 - Distribuição da dose absorvida no molde com 1 disco

3.5.2.2 Molde com sementes de Au-198

Similarmente ao realizado na seção 3.4.2.3, um molde com 20 sementes de Au-198 foi confeccionado seguindo as regras de distribuição do Sistema de Manchester ilustrado naquela seção. A Tabela 23 apresenta as características das sementes irradiadas. O cálculo do tempo de ativação foi realizado conforme explicado na seção 3.3.3, descontando-se 5,0 minutos para se considerar o período de manipulação do equipamento de irradiação.

Tabela 23 – Características das sementes irradiadas

comprimento	diâmetro	Tempo ativ.	Ativ. ¹	Ativ. ²	Ativ. ³
(cm)	(cm)	(min)	(mCi)	(mCi)	(mCi)
0,28	0,08	168,0	15,0	32,0	19,71

1 = atividade solicitada (por semente) ;

2 = atividade na saída do reator (cálculo por decaimento);

3 = atividade medida após 45 horas de decaimento.

A Tabela 24 mostra os valores das atividades das sementes irradiadas.

Tabela 24 - Atividades das sementes irradiadas

Semente	Ativ.(mCi)	Semente	Ativ.(mCi)	Semente	Ativ.(mCi)
1	19,30	9	20,60	17	19,50
2	19,30	10	18,80	18	20,00
3	19,10	11	20,10	19	19,20
4	19,00	12	20,30	20	19,00
5	20,60	13	20,10	21	19,70
6	19,20	14	20,70	22	19,90
7	20,50	15	19,90		
8	19,10	16	19,70	Média	19,71

O desvio padrão foi de $\sigma = 0,58$, e o erro percentual médio foi de $\sigma/M = 2,96\%$.

As sementes foram distribuídas em uma base de isopor de 4,0mm de espessura. Foram utilizados 9 TLD's dispostos lado a lado sobre um base de isopor de 4,0mm de espessura, o molde foi colocado diretamente sobre os dosímetros. O tempo de exposição foi

calculado para uma dose absorvida de 100cGy (6'50"). Em seguida outros 4 TLD's foram expostos com diferentes tempos para se verificar o escalonamento da dose e confirmar a linearidade da resposta.

A Tabela 25 apresenta a média entre os valores (+) e (-) de cada eixo.

Tabela 25 - Média entre os valores (+) e (-) de cada eixo (dose = 100cGy).

TLD			TLD			Eixos "y" e "x"	
n.	y (cm)	"nC"	n.	x (cm)	"nC"	(cm)	"nC"
8	-1,20	6090,232	4	-1,20	6321,323	-1,20	6205,778
7	-0,60	8066,871	3	-0,60	8962,152	-0,60	8514,512
0	0,00	7687,909				0,0	7687,909
5	0,60	8066,871	1	0,60	8962,152	0,60	8514,512
6	1,20	6090,232	2	1,20	6321,323	1,20	6205,778

A Figura 22 mostra a curva dose-resposta dos TLD's expostos ao molde com sementes de ouro-198, novamente verifica-se a linearidade entre as leituras (nC) e a dose de radiação.

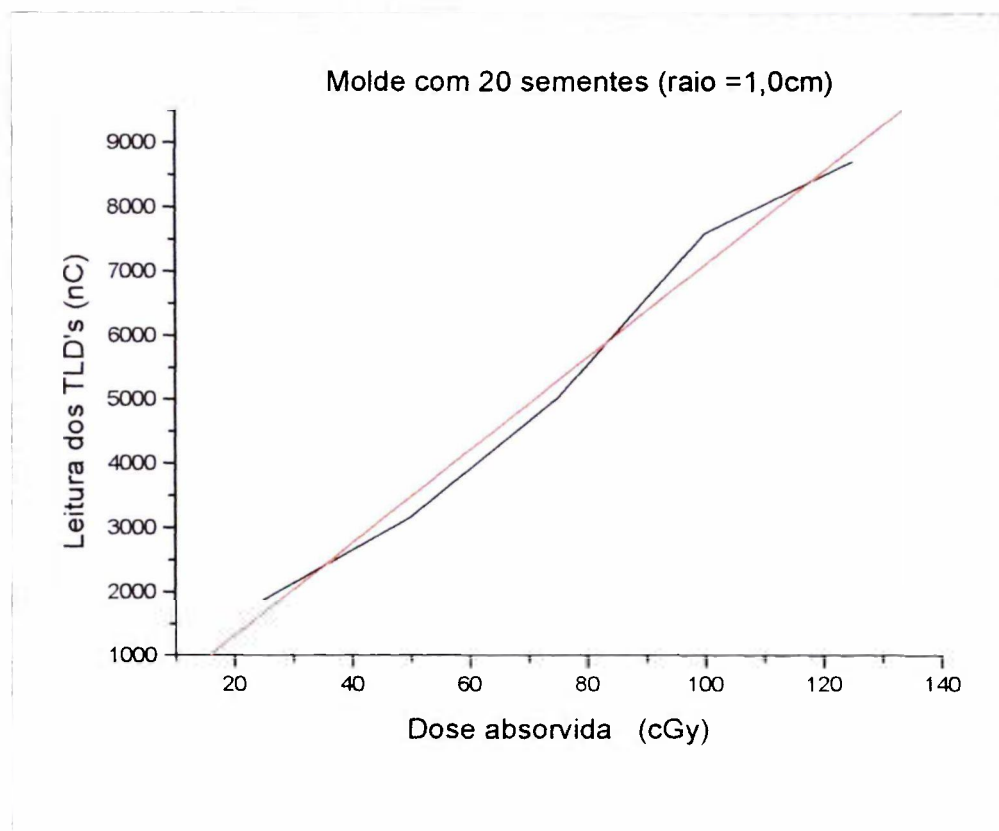


Figura 22 – Curva dose-resposta para os TLD's expostos ao molde com sementes

A Figura 23 ilustra a variação da dose absorvida no plano do molde com sementes. Os valores da dose absorvida foram calculados através da equação linear ($DOSE = 3,458 + 0,014.(nC)$) obtida da curva da Figura 22.

Nota-se um decréscimo acentuado das leituras no centro do molde.

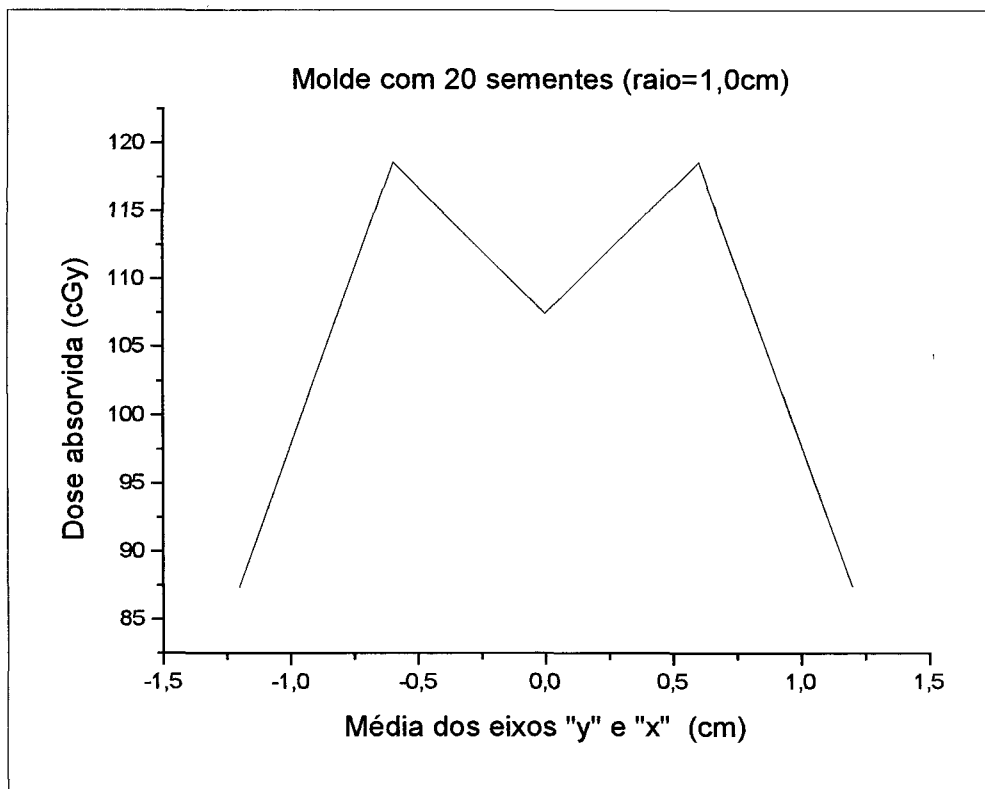


Figura 23 – Distribuição da dose absorvida no plano do molde com sementes

A Tabela 26 compara os valores das leituras dos TLD's, no centro dos moldes, das amostras irradiadas.

Tabela 26 – Leituras dos TLD's para o centro dos moldes .

Dose	25cGy	50 cGy	75 cGy	100 cGy	125 cGy
Molde	Leitura dos TLD's (" nC ")				
1 disco	61.436,777	150.555,266	224.161,578	396.278,10	533.321,500
20 sementes	1.882,259	3.164,227	5.026,507	7.587,91	8.701,758
Semente única	750,534	1537,460	2003,377		

3.5.2.3 Molde com 3 anéis concêntricos

Um molde com 3 anéis de ouro-198, características mostradas na Tabela 27, foi sobreposto a uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura e esta sobre a base de isopor com os dosímetros. Foram utilizados 27 dosímetros distribuídos simetricamente nos dois eixos vertical e horizontal no plano do molde (Figura 24).

Tabela 27 – Características dos anéis irradiados para análise com TLD's

Anel	Raio ext. (cm)	Raio int. (cm)	Área (cm ²)	Espessura (cm)	Massa (g)	Ativi (mCi)
maior	3,00	2,50	8,64	0,010	1,579	666,01
menor	1,50	1,00	3,93	0,010	0,808	200,06
Disco central	0,25	-----	0,20	0,010	0,042	19,39
Total	3,00	----	28,27		2,429	885,46

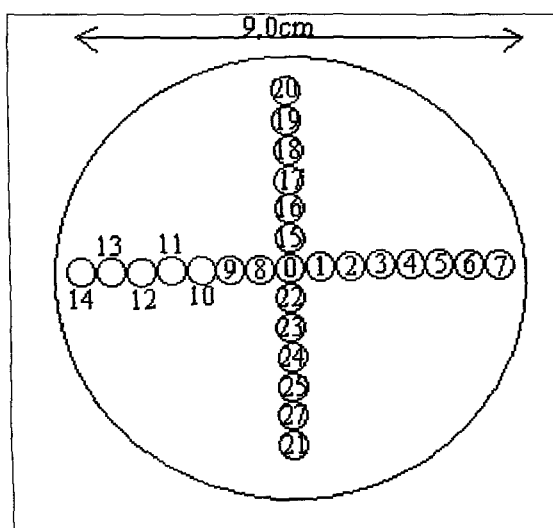


Figura 24 – Arranjo experimental dos TLD's na base de isopor

Para se evitar a interferência mútua dos dosímetros devido às dimensões dos mesmos (aproximadamente 4,0mm de diâmetro), a exposição se deu em 2 etapas. Na primeira foram dispostos 7 dosímetros em cada eixo intercalados de forma que ficasse um espaço equivalente ao diâmetro de um TLD entre cada um deles. Na segunda etapa outros 14 dosímetros foram novamente dispostos intercaladamente, em ambos os eixos, nos

espaços não expostos na primeira etapa. Os dosímetros 26 e 28 não foram irradiados, e desta forma suas leituras deveriam marcar o índice de radiação natural do local dos testes.

O tempo de exposição, 11min e 53s, foi calculado para se liberar uma dose absorvida de 100cGy, considerando o método de cálculo pelo Sistema de Manchester.

A Tabela 28 apresenta os valores das leituras dos TLD's calculando-se a média entre os valores (+) e (-) de cada eixo do plano do molde.

Tabela 28 – Média entre os valores (+) e (-) dos eixos do plano do molde

TLD			TLD		
n.	y (cm)	"nC"	n.	x (cm)	"nC"
			14	-4,30	1668,567
27	-3,50	2642,664	13	-3,70	1993,702
21	-3,00	3426,204	12	-3,00	2606,086
25	-2,40	3952,647	11	-2,50	3373,281
24	-1,75	3809,929	10	-1,75	4401,797
23	-1,25	4051,990	9	-1,25	4043,397
22	-0,70	3975,865	8	-0,70	4228,323
0	0,00	4317,526	0	0,00	4317,526
15	0,70	3975,865	1	0,75	4228,323
16	1,25	4051,990	2	1,25	4043,397
17	1,75	3809,929	3	1,75	4401,797
18	2,40	3952,647	4	2,50	3373,281
19	3,00	3426,204	5	3,00	2606,086
20	3,70		6	3,70	1993,702
			7	4,30	1668,567

A Figura 25 apresenta a média simétrica, entre os eixos "x" e "y", das leituras dos dosímetros. Verifica-se que a exposição (nC) dos TLD's é bastante homogênea (plana) ao longo do plano do molde (+3,0cm a -3,0cm).

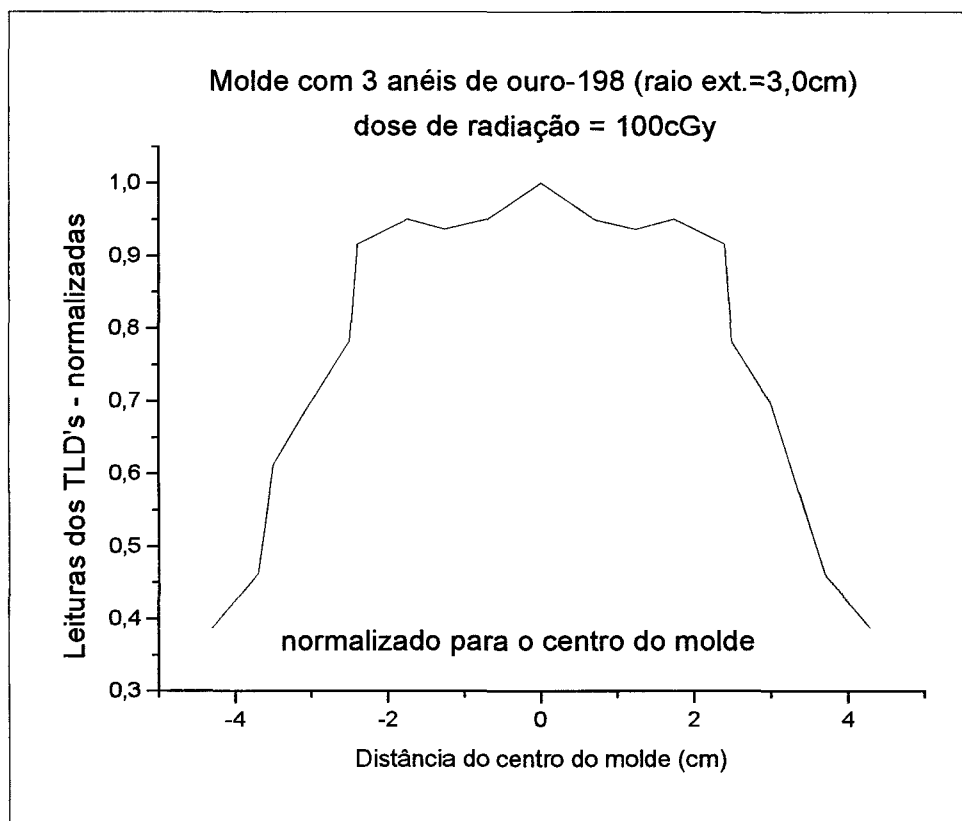


Figura 25 – Média simétrica das leituras dos TLD's – molde com 3 anéis

3.6 Confeção e utilização dos moldes radioativos de Au-198 estudados

O material radioativo foi sobreposto em uma camada de material superficializador de dose. Com isto garante-se que a região de dose máxima se estabeleça na superfície da lesão. O conjunto é então envelopado com fina camada de plástico e fixado na lesão com fita auto adesiva.

Quando a região anatômica a ser tratada permitir, uma lâmina de chumbo de espessura igual a 3,5mm (1 CSR) pode ser colocada sobre o material radioativo (Figura 26) reduzindo a exposição produzida pelo molde na face contrária à lesão. Esta lâmina também tem a função de dar maior resistência física ao molde.

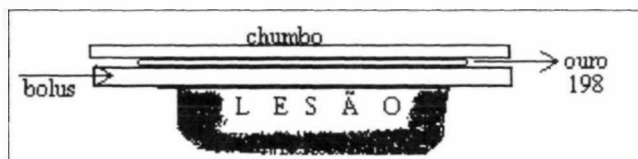


Figura 26 - Representação esquemática do molde planar confeccionado

Para tumores intra-bucais, o material radioativo é fixado em próteses radíferas confeccionadas em acrílico, obedecendo os requisitos das próteses buco-maxilo-faciais /119,120/. Na base acrílica faz-se uma depressão circular que será totalmente preenchida pelo material radioativo. A Figura 27 ilustra a prótese radífera confeccionada para tratamento de um tumor de palato /121/, a distribuição da dose de radiação (1800cGy) é esboçada na periferia do disco.

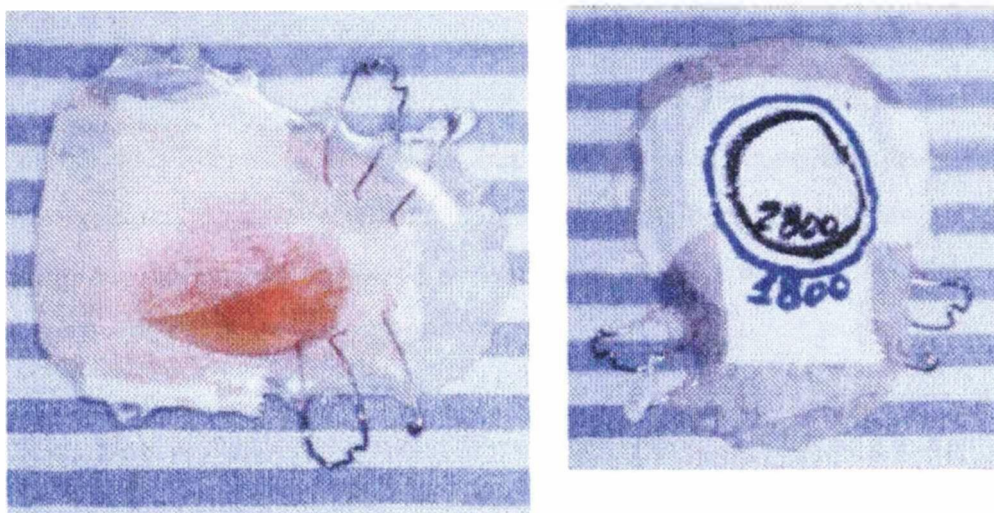


Figura 27 – Molde em prótese radífera com disco de Au-198 para tumores intra-bucais

O manuseio dos moldes se mostrou bastante prático, e nenhum fato inesperado impediu a confecção de qualquer um deles. Atenção especial deve ser dada no momento de se medir as atividades dos discos irradiados antes da montagem dos moldes. Esta medida deve ser comparada com o valor obtido na saída do reator pelo cálculo do decaimento radioativo. A rotina deve ser cautelosa para se evitar qualquer tipo de contaminação.

3.6.1 Cálculo da dose de radiação liberada nos moldes

Os cálculos da dose de radiação absorvida em braquiterapia com baixa taxa de dose são tradicionalmente realizados utilizando o conceito de miligramas-hora de radioequivalente (mghRaEq) e as regras de distribuição do material radioativo definidas na literatura convencional. No entanto, a maioria das tabelas de cálculos baseiam-se em radioisótopos de meia-vida geralmente longa, ficando aqueles elementos de meia-vida curta mais indicados para implantes permanentes.

No caso de confecção de moldes temporários com elementos de meia-vida relativamente curta, como é o caso do ouro-198, é necessário considerar o decaimento radioativo durante o intervalo de tempo de aplicação do molde.

Em alguns casos é conveniente conhecer a dose de radiação recebida em intervalos de tempos sucessivos, de hora em hora, ou quando o tratamento é intermitente. Desta forma, utilizando o Microsoft Excel /122/, implementou-se as equações e dados das tabelas que fornecem a relação entre a quantidade de miligramas-horas necessárias para liberação da dose em braquiterapia em função da área e da profundidade da lesão levando em conta o decaimento radioativo deste radioisótopo.

Com isto, as tabelas elaboradas (Apêndice 3) podem facilitar a rotina quanto à determinação da atividade (mCi) necessária para a liberação da dose de radiação preconizada. Nesse sentido, o radioterapeuta, conhecendo apenas a área da lesão, pode determinar diretamente pela tabela a atividade total do molde a qual deverá ser informada à equipe de operadores do reator para procederem a ativação dos anéis de ouro.

A Tabela 29 ilustra as características dos tratamentos realizados com os moldes confeccionados neste trabalho, realçando as regiões anatômicas tratadas e as taxas de dose iniciais.

Tabela 29 - Lesões tratadas com os moldes de Ouro-198

Caso	Lesão Tipo	Local	Molde Tipo	Área (cm ²)	Ativ. (mCi)	Taxa Dose		tempo tratam.	Dose (cGy)		TDF total	Seguimento (meses)	
						Inicial (cGy/h)	Final (cGy/h)		Braqui	Tele		Tempo	Situação da lesão
1 (vet1)	CEC	Pata de cão	1 disco	24,0	27,00	59,80	(r=1,0cm)	55 horas	2500	2000	93	25,0m	cicatrizada
2 (1088)	CBC	Face	1 disco	12,5	19,80	43,80	(r=1,0cm)	54 horas	1800	3000	70	7,0m	cicatrizada (óbito 09/98=74a)
3 (1088)	CBC	Face	1 disco	12,5	76,90	170,0	(r=1,0cm)	54 horas	7000	3000	186	7,0m	cicatrizada (" ")
4 (1088)	CBC	Mão	1 disco	7,0	29,70	66,00	(r=1,0cm)	54 horas	2700	3000	92	7,0m	cicatrizada (" ")
5 (1126)	CEC	Lábio	7 discos	6,0	12,65	28,00	(r=1,0cm)	159 hora	1400	3000	70	24,0m	cicatrizada
6 (1137)	CBC	Nariz	1 disco	3,0	13,30	29,00	(r=1,0cm)	48 horas	1100	4400 ^(a)	85	11,0m	cicatrizada (óbito = 67 a)
7 (1192)	CMEp	Palato duro	1 disco	7,0	35,42	78,40	(r=1,0cm)	49 horas	2800	3000 ^(b)	132	23,0m	cicatrizada
8 (vet1)	CEC	Orelha de gato	1 disco + 1 anel	7,0	27,50	60,90	(r=1,0cm)	72 horas	3100	-----	55	5,0m	desaparecido
9 (1175)	CEC	Dorso de pé	2 anéis	19,6	208,0	155,0	(r=2,5cm)	7,7 horas	1150	4500	99	22,0m	cicatrizada
10 (1175)	CEC	Dorso de pé	2 anéis + 1 disco	28,0	192,0	109,0	(r=3,0cm)	16,5 horas	1700	4500	107	22,0m	cicatrizada
11 (876)	CBC	Braço	2 anéis	12,5	203,0	205,0	(r=2,0cm)	13,5 horas	2200	3000	118	22,0m	cicatrizada
12 (675)	CBC	Temporal	2 anéis	19,6	213,0	160,0	(r=2,5cm)	16 horas	2400	3000	105	10,0m	cicatrizada (óbito 07/99=93a)
13 (675)	CBC	Face	2 anéis	12,5	199,0	201,0	(r=2,0cm)	40 horas	4300 ^(c)	-----	97	10,0m	cicatrizada (óbito 07/99=93a)
14 (1209)	CBC	Canto olho	2 anéis	19,6	274,0	206,0	(r=2,5cm)	10,3 horas	2000	3000	102	22,0m	cicatrizada
15 (1123)	CBC	Frontal	1 anel + 1 disco	7,0	118,0	166,0	(r=1,5cm)	10,8 horas	1700	3200 ^(b)	101	3,5m	cicatrizada (óbito 01/99=81a)
16 (1028)	CBC	Retro auricular	2 anéis	12,5	232,0	234,0	(r=1,5cm)	14,5 horas	3200	1200 ^(b)	100	21,0m	cicatrizada
17 (876)	CBC	Nasal	1 anel + 1 disco	7,0	70,43	99,0	(r=1,5cm)	55,5 horas	4900 ^(d)	-----	100	22,0m	cicatrizada
18 (675)	CBC	Frontal	2 anéis	19,6	166,0	124,0	(r=2,5cm)	32 horas	3499	-----	82	10,0m	cicatrizada (óbito 07/99=93a)
19 (vet1)	CEC	Pata de cão	1 anel + 1 disco	7,0	41,0	57,0	(r=2,5cm)	168 horas	4500	-----	71	21,0m	cicatrizada
20 (442)	CBC	Face	2 anéis	12,5	70,0	71,0	(r=2,0cm)	47 horas	2600	2800 ^(b)	102	21,0m	cicatrizada

(a) braquiterapia com fios de irídio-192 (3 tempos de 50 horas de tratamento cada em 21 dias).

(b) 1 tempo de braquiterapia com tubos de cério.

(c) 2 tempos de braquiterapia com anéis de ouro (intervalo de 5 dias).

(d) 2 tempos de braquiterapia com anéis de ouro (intervalo de 20 dias).

Follow up até 25/08/2000.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados dos estudos com os moldes radioativos de folhas de ouro-198 são analisados primeiramente do ponto de vista de validação metodológica com as simulações teóricas da distribuição da taxa de dose de radiação no plano do molde.

A resposta terapêutica nas aplicações clínicas e o custo dos moldes confeccionados, também são analisados e avaliados como indicadores da eficiência e viabilidade do uso deste material radioativo em braquiterapia.

4.1 Análise da Distribuição da Taxa de Dose no Plano do Molde Radioativo

Conforme verificado no capítulo 3, as curvas de calibração, obtidas para fontes pontuais (micro fonte de Ir-192 e uma semente de Au-198) possuem comportamentos similares tanto para a análise em filme radiográfico quanto para as medidas com os dosímetros termoluminescentes. Também se notou que a curva de calibração do filme X-OMAT V apresenta linearidade na faixa de 25 a 125 cGy, tanto para a energia do Ir-192 como para a do Au-198. A concordância entre os resultados da D.O. para ambos os isótopos, indica que este método pode ser utilizado para estimar a dose de radiação produzida pelos moldes confeccionados neste trabalho.

Os valores da taxa de dose (mGy/h) calculados com o MS4 para diferentes geometrias de fontes de ouro-198 são comparados com medidas experimentais da densidade óptica obtidas com filmes radiográficos (dosimetria fotográfica) e leituras em nC de dosímetros TLD's (dosimetria termoluminescente).

Em alguns casos é conveniente obter os valores de dose de radiação normalizados pela atividade, uma vez que o MS4 fornece taxa de dose (mGy/h), e os resultados são dependentes da atividade (mCi) que, no caso do ouro-198, decai à uma taxa de 1,07% por hora.

4.1.1 Comparação entre a densidade óptica e os cálculos com o MS4

A Figura 28 mostra que a distribuição da taxa de dose (mGy/h) calculada com o MS4, no plano de um molde em disco com 2,0cm de raio (1,0cGy/h.mCiAu), é semelhante à variação da densidade óptica lida no filme exposto, o que indica a excelente previsão dos cálculos com o MS4.

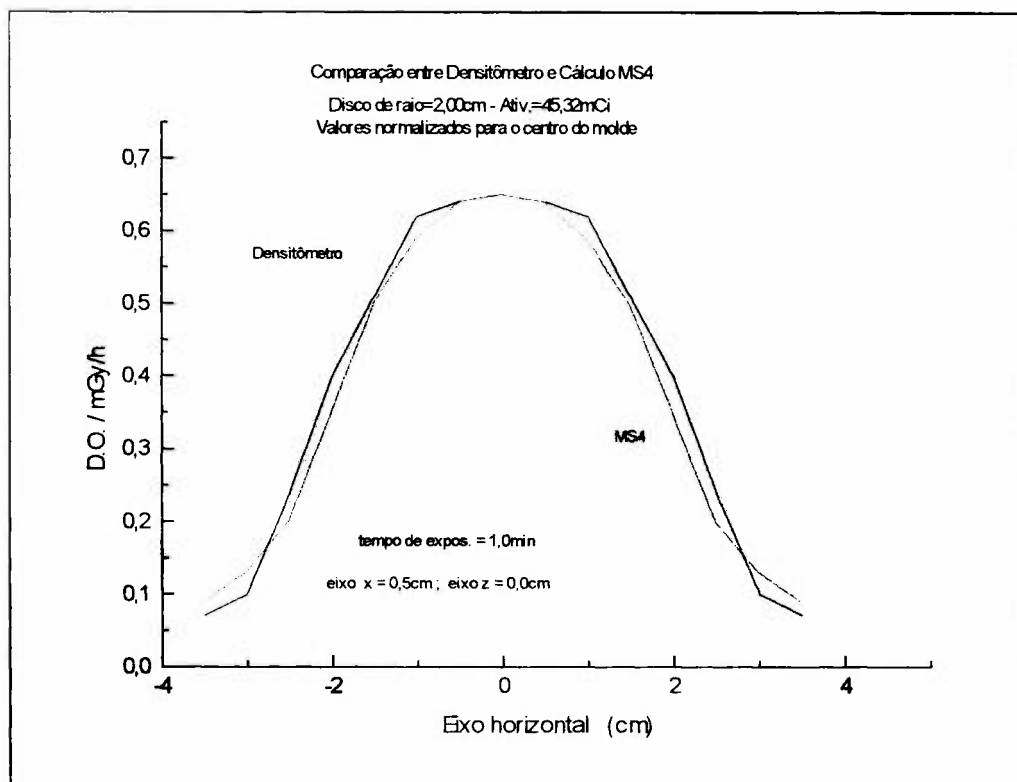


Figura 28 - Densidade Óptica X MS4 (molde em disco único)

A Figura 29 analisa a variação da dose de radiação no plano de um molde em disco de raio 1,0cm, comparando os valores calculados com o MS4, com aqueles obtidos pelas leituras da densidade óptica dos moldes confeccionados com disco único e com sementes, caracterizados na Tabela 16 do capítulo 3.

O molde com 3 anéis concêntricos (características nas Tabelas 16 e 17 do capítulo 3) é analisado na Figura 30. Compara-se os valores da dose de radiação calculados com o MS4 com os valores obtidos aplicando a curva de calibração, para o molde em anéis, extraída das leituras da D.O.

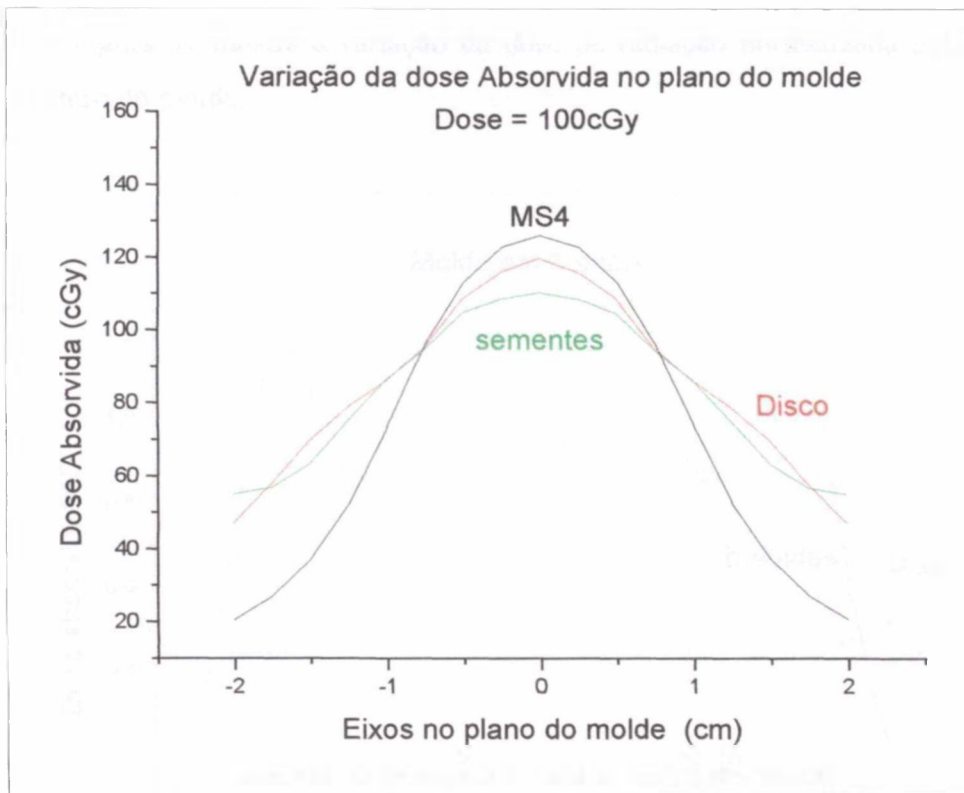


Figura 29 - Variação da taxa de dose no plano do molde

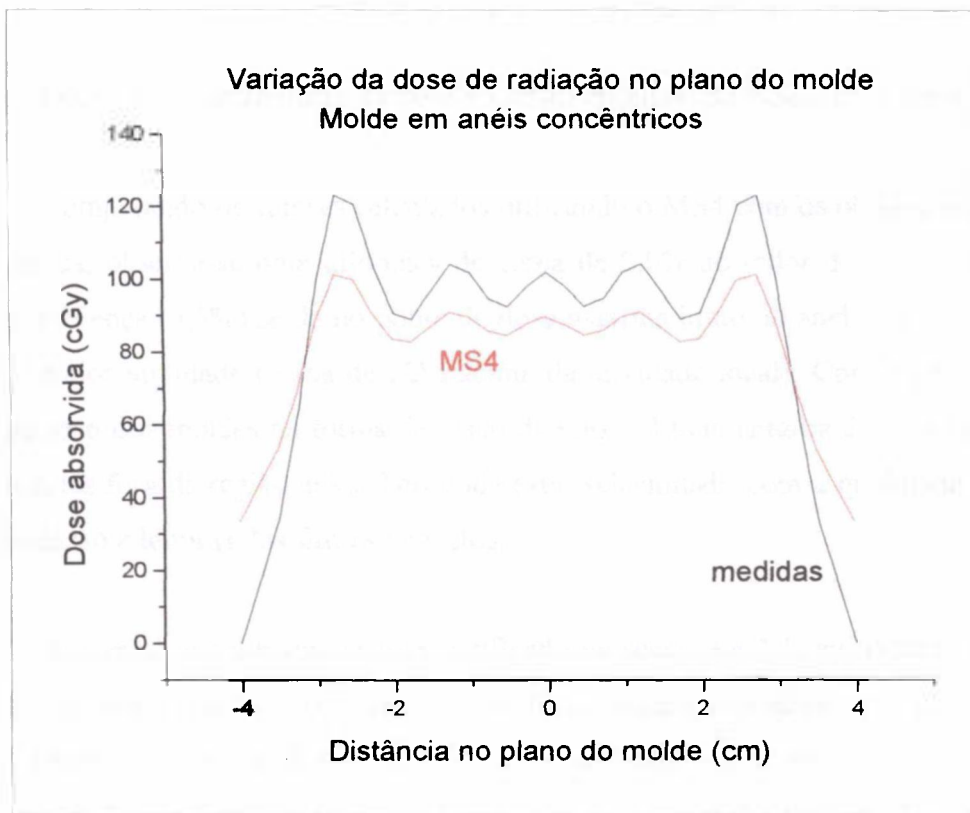


Figura 30 - Variação da dose absorvida no plano do molde em anéis

A Figura 31 mostra a variação da dose de radiação normalizada pela atividade e para o centro do molde.

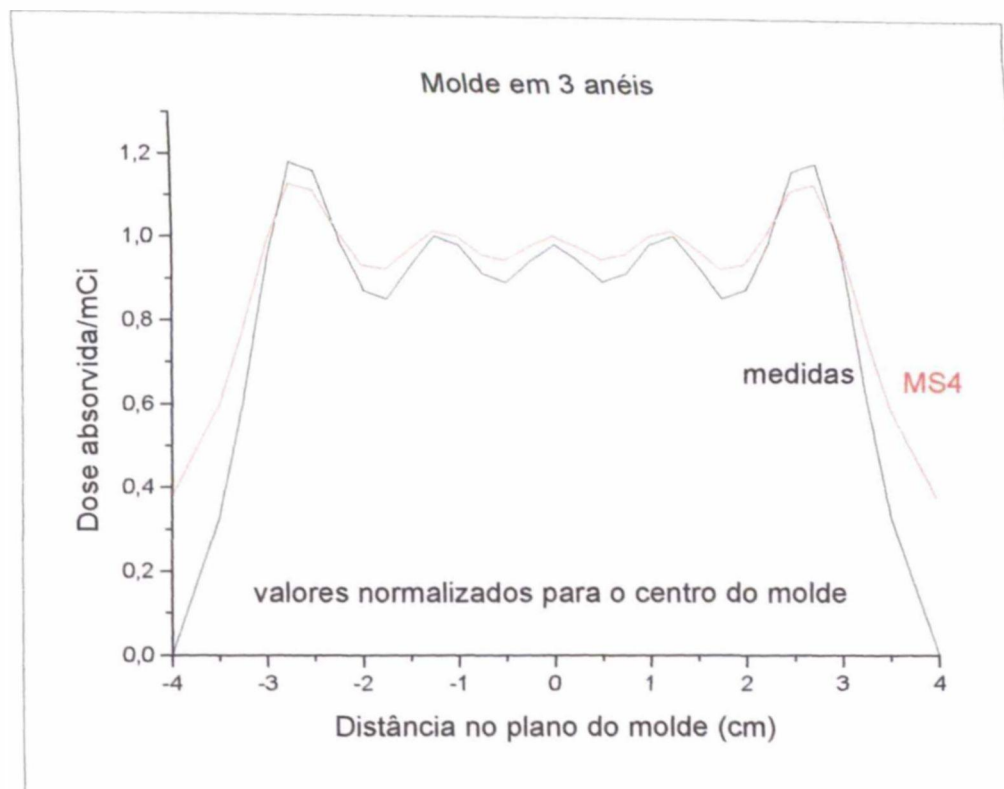


Figura 31 - Distribuição da dose ao longo do plano do molde de 3 anéis

Comparando os valores calculados utilizando o MS4 com os obtidos por dosimetria fotográfica, observa-se uma diferença de cerca de 2,0% ao redor do centro do molde. A maior diferença (5,5%) se dá no ponto de dose máxima junto ao anel mais externo, o qual possui maior atividade (cerca de 22% acima da atividade ideal). Conforme observado na comparação dos moldes na forma de disco de raio = 1,0cm (Figura 29), os resultados são divergentes fora da região ativa. Isto pode estar relacionado com a qualidade no processo de revelação e leituras dos filmes expostos.

Em geral, e conforme já fora verificado na seção 3.4.2.1, em relação ao gradiente de dose no plano dos moldes, a variação média em toda a área ativa é de aproximadamente 8,0% (quando se tem a distribuição ideal de atividade entre anéis), os pontos de dose máxima estão presentes junto ao anel mais externo, o que era previsto face as incertezas ocorridas na determinação da massa e conseqüentemente na atividade deste anel. Os

resultados confirmam que quanto menor forem as incertezas na ativação dos anéis mais homogênea será a distribuição de dose no plano do molde.

Os resultados também mostraram-se bastante simétricos em relação ao plano do molde, indicando uma boa homogeneização da ativação, o que é desejado para se conseguir uma distribuição de dose homogênea na área de tratamento.

4.1.2 Comparação entre os cálculos com o MS4 e as leituras obtidas com os TLD's

A comparação entre os valores teóricos calculados com o MS4 e os experimentais obtidos pelas leituras dos TLD's está ilustrada nas Figuras 32 e 33. As características dos moldes estão apresentadas na Tabela 21 da seção 3.5.2.1 e Tabela 27 da seção 3.5.2.3. Os resultados foram normalizados para o centro do molde.

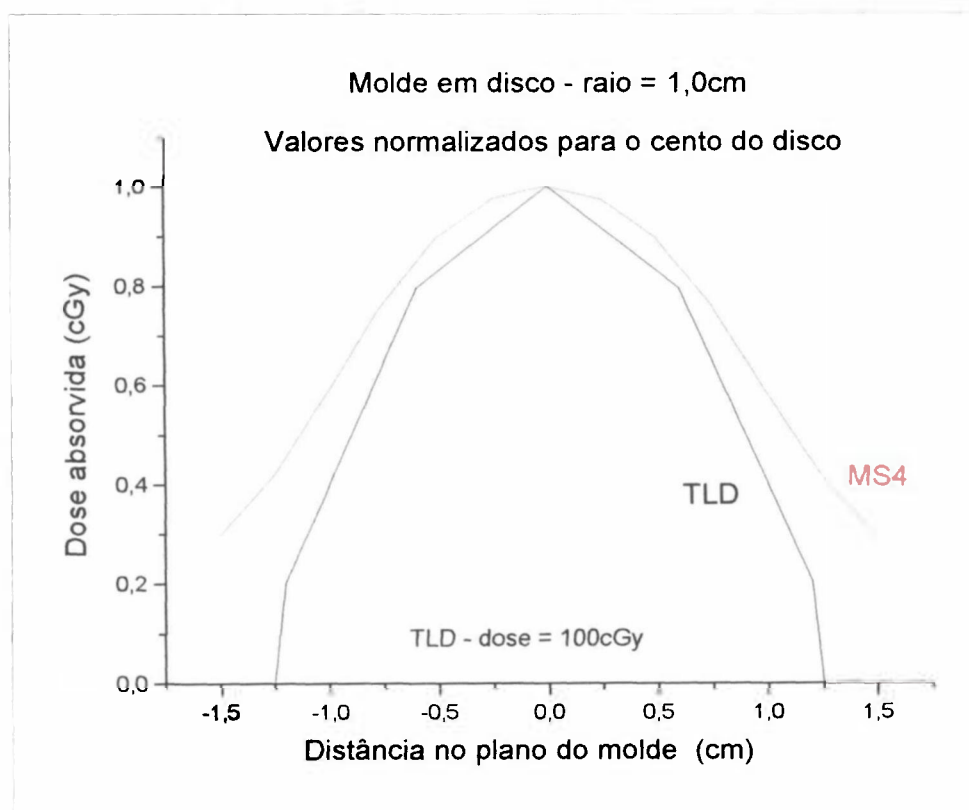


Figura 32 - Leitura dos TLD's X MS4 (molde em disco único)

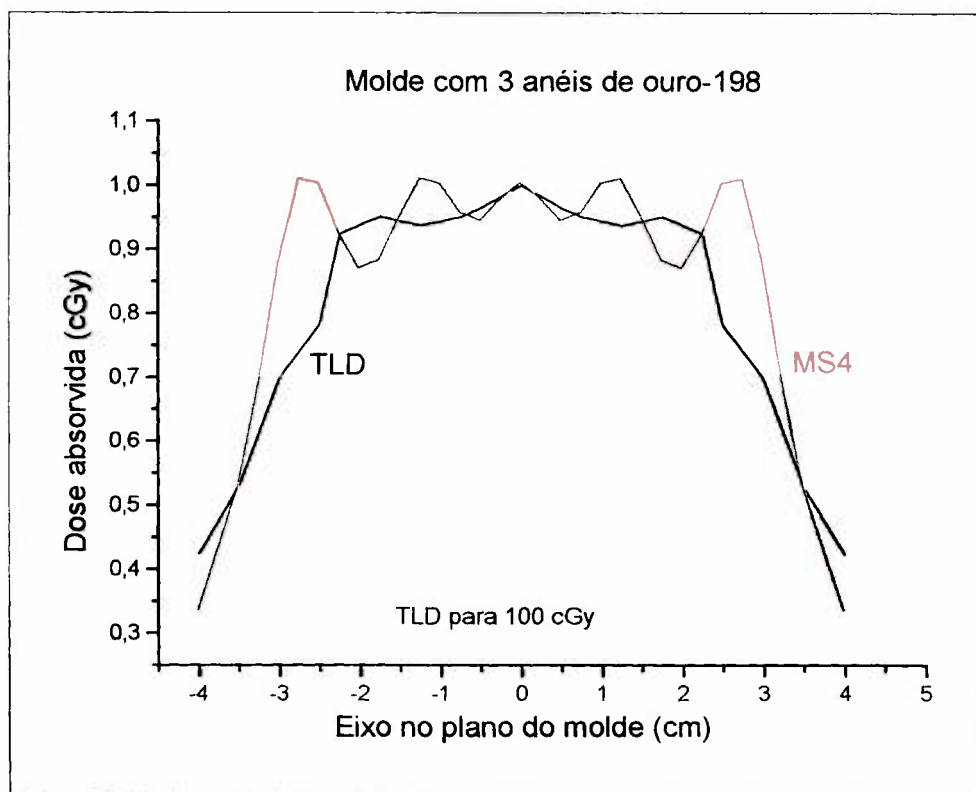


Figura 33 - Leitura dos TLD's X MS4 (molde em anéis concêntricos)

Devido às dimensões dos TLD's (diâmetro de aproximadamente 4,0mm), os resultados teóricos e experimentais, divergem na periferia do disco. Uma resposta mais pontual exigiria dosímetros mais estreitos.

Nota-se que os resultados são concordantes (dentro de $\pm 6,0\%$) na região ativa, e que os valores obtidos com os TLD's estão subestimados em relação aos calculados com o MS4.

4.2 Comparação entre o MS4 e os planejamentos com o Sistema de Manchester

Os valores das taxas de dose para os vários moldes em anéis concêntricos simulados com o MS4 foram comparados com os valores calculados pelo Sistema de Manchester. Neste último, considerou-se as regras de distribuição do material radioativo e a geometria recomendada pelas tabelas de cálculos utilizadas nos planejamentos manuais de braquiterapia.

A tabela 30 ilustra os valores das atividades dos anéis utilizados para confecção do molde, bem como a taxa de dose calculada no plano do molde por ambos os Sistemas MS4 e Manchester. As colunas referentes à atividade e à taxa de dose ideal representam os valores que forneceriam uma distribuição de dose homogênea em toda a extensão do molde. Os valores das atividades reais referem-se aqueles obtidos após a irradiação pelo reator.

A análise dos resultados obtidos para os moldes estudados neste trabalho e que correspondem às dimensões mais utilizadas em braquiterapia em tumores de pele, mostraram que os valores da taxa de dose média calculados pelo MS4, para distribuições ideais de atividades, em geral são cerca de 6,0% menores que os calculados pelo Método de Manchester. Para os valores correspondentes às taxas de dose máximas, as diferenças entre os dois métodos são inferiores à 2,5%. Resultados satisfatórios para o propósito do nosso trabalho.

Tabela 30 - Características dos anéis utilizados e Taxa de Dose do molde confeccionado.

Molde	A		Atividade (mCi)		Taxa de Dose (cGy/min) no molde		
	raio ext.	raio int.	Ideal	Real	Ideal	Real	
1	3,00cm	2,50cm	295,0	800,0	MS4 (*)	3,31	8,01
2	1,50cm	1,00cm	70,0	141,0	Manchester	3,53	9,06
3	0,25cm	-----	7,0	12,20	Diferença %	6,3 %	11,5 %
Total			372,0	953,2			
Molde	B		Atividade (mCi)		Taxa de Dose (cGy/min) no molde		
	raio ext.	raio int.	Ideal	Real	Ideal	Real	
1	3,00cm	2,50cm	590,0	666,0	MS4 (*)	6,62	8,20
2	1,50cm	1,00cm	140,0	200,0	Manchester	7,07	8,40
3	0,25cm	-----	14,0	19,39	Diferença %	6,3 %	2,4 %
Total			744,0	885,4			

(*) valores correspondentes à média entre o centro e a periferia do molde (0 a 3,0cm).

Outras intercomparações /54,82,93/ de sistemas de planejamento dosimétrico, apresentam resultados concordantes com a nossa análise, destacando a importância da interpretação dos algoritmos de cálculos utilizados.

Quando se refere à forma de distribuição do material radioativo, comparando o molde com 1 disco com o molde com sementes, nota-se que o molde com disco apresenta valores de D.O. (testes com filmes radiográficos) e valores de nC (testes com dosímetros termoluminescentes) maiores que os valores apresentados com o molde em sementes. Este fato pode estar relacionado com a metodologia de cálculo da dose absorvida considerada pelo Sistema de Manchester utilizado no nosso trabalho, o qual estabelece regras de distribuição do material radioativo na forma de sementes, tubos e agulhas, porém não ilustra a distribuição na forma de discos ou anéis. Todavia, como já era previsto, o molde com sementes (seguindo as regras de distribuição explicadas na seção 3.4.2.3) apresenta um perfil de dose mais plano do que o molde com 1 disco. Isto também está previsto com os cálculos teóricos com o MS4 que mostram uma variação de até 40% entre os valores da taxa de dose no centro para os valores na periferia do disco.

4.3 Avaliação Clínica dos Pacientes Tratados

Todos os pacientes tratados com os moldes radioativos em disco e anéis de ouro-198, foram acompanhados pela equipe médica da Central de Radioterapia da Santa Casa de Araçatuba. As reações pós tratamento e sintomas relatados pelos pacientes foram anotados em prontuários médicos individuais. A evolução clínica até o momento (média de 23 meses de seguimento - até 25/08/00) mostra cicatrização total de todas as lesões tratadas e acompanhadas, sem nenhum relato de reações indesejáveis.

Alguns pacientes foram tratados por outras lesões, com outros moldes radioativos com céσιο-137. Nestes casos, nota-se que os efeitos cosméticos nas áreas tratadas com os moldes em ouro-198 são melhores que aqueles cujo tratamento se deu com os moldes com Cs-137 (não se verificou discromia acentuada nas áreas tratadas).

Comparando lesões tratadas com os moldes de ouro-198 com lesões que foram tratadas com teleterapia com unidade de cobalto-60, nota-se que aquelas tratadas com os moldes de Au-198 apresentam um processo de cicatrização mais rápido e homogêneo. Os moldes braquiterápicos também propiciaram melhor preservação estética das estruturas circunvizinhas às lesões em alguns casos.

A seguir, ilustra-se alguns casos de lesões tratadas com os moldes confeccionados.

CASO 1 – Atuação em medicina veterinária :

As Figuras 34 a 38 mostram a seqüência dos procedimentos realizados na braquiterapia e a evolução clínica para o tratamento de um carcinoma escamo celular cutâneo na face anterior da pata de um cão.

A Figura 34 ilustra a lesão inicial (antes do tratamento). O exame dermatológico revelou a presença de uma lesão exulcerativa única, eritematosa e alopecica em área de aproximadamente 20cm² e bordas elevadas.

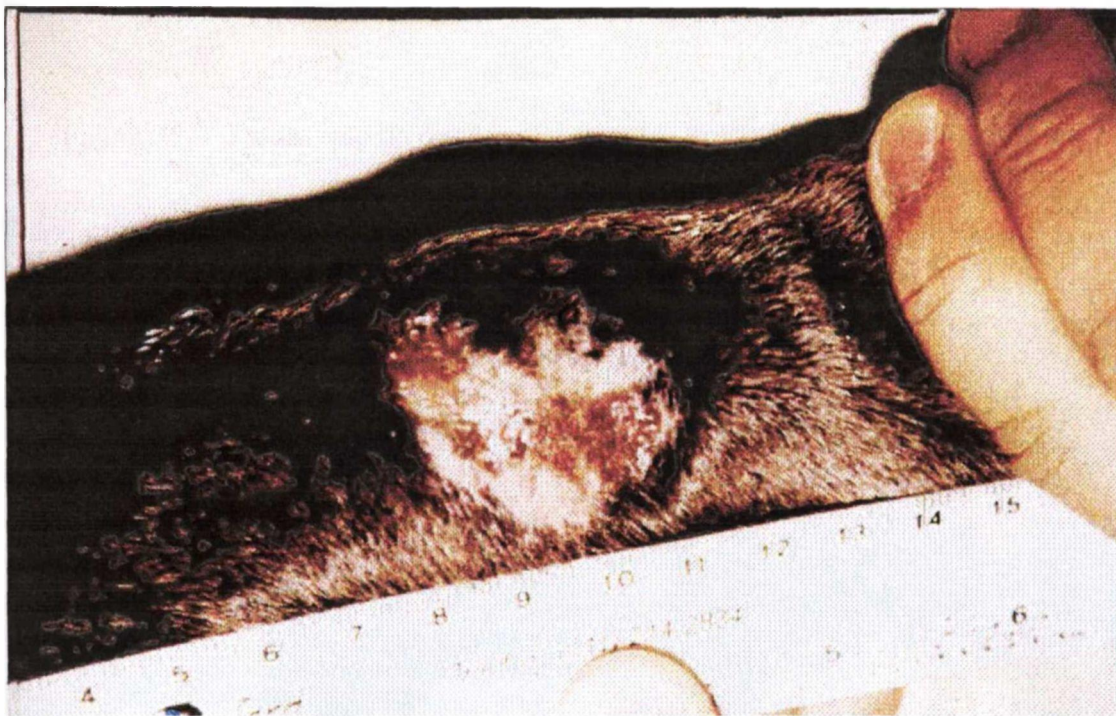


Figura 34 - Imagem fotográfica de CEC em membro anterior direito de cão

A Figura 35 destaca a colocação de *bolus* envolvendo toda a lesão.

A Figura 36 ilustra o animal com o molde radioativo já fixado com fitas auto aderentes sobre a pata doente. Destaca-se a monitoração da taxa de dose na superfície do molde. Verifica-se que o procedimento braquiterápico realizado não prejudica a deambulação do animal.



Figura 35 - Preparação da região a ser tratada - colocação de bolus sobre a lesão

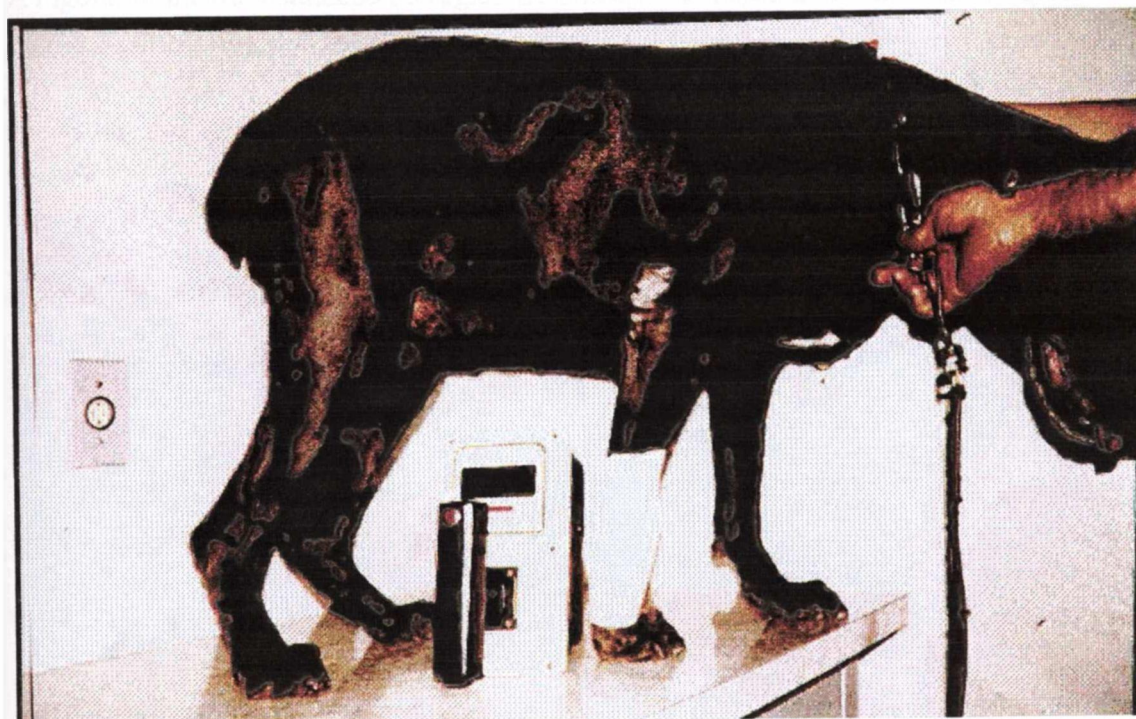


Figura 36 - Fixação do molde radioativo sobre a lesão

A Figura 37 ilustra a situação da área tratada logo após a braquiterapia. Nota-se alopecia local e discromia da lesão, reações agudas típicas do tratamento.



Figura 37 - Situação da lesão logo após a retirada do molde radioativo

A Figura 38 ilustra a situação da região tratada após 8 meses do término da braquiterapia.

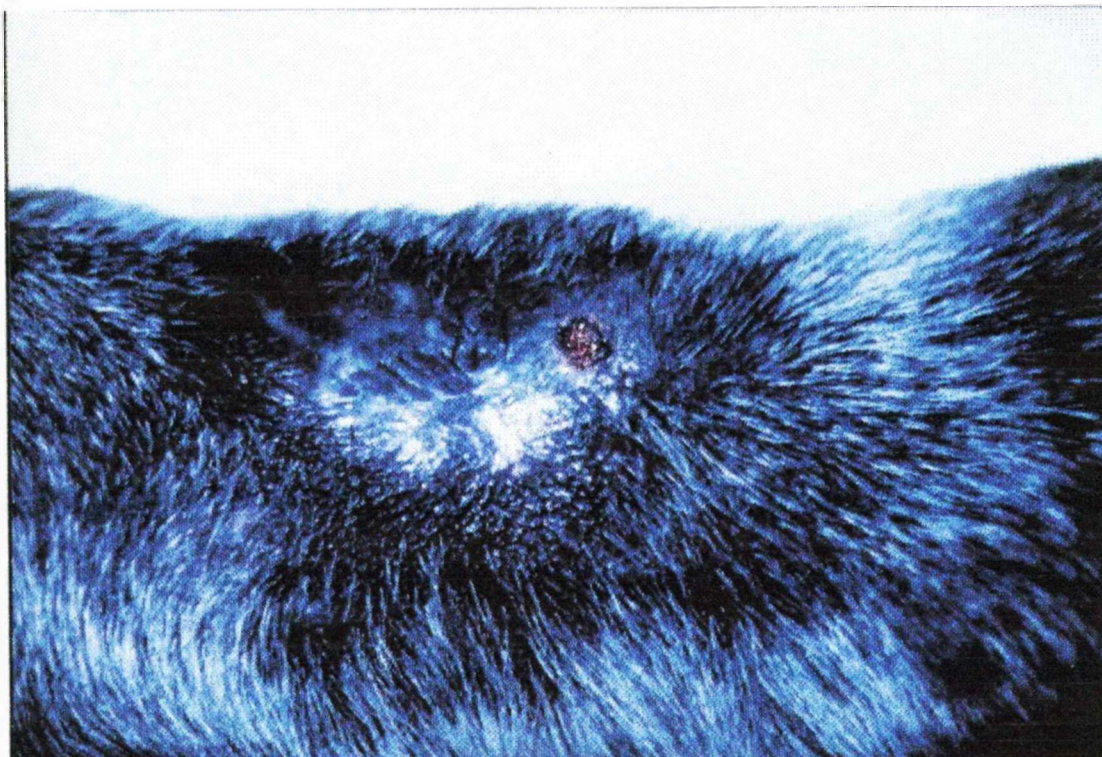


Figura 38 - Situação da região tratada após 8 meses da braquiterapia

Nota-se cicatrização total da lesão e crescimento piloso, com excelente resultado cosmético. Observa-se pequena ferida oriunda de biópsia de controle, que não revelou a presença de células neoplásicas.

No caso apresentado, a remissão completa da lesão ocorreu 1 mês após o término do tratamento. Embora a clínica veterinária apresente maiores dificuldades que a manipulação de pacientes humanos, o animal tolerou muito bem a braquiterapia. O sucesso do tratamento propiciou a conservação do membro doente, evitando a exérese cirúrgica.

A técnica da braquiterapia com moldes radioativos com folhas de ouro-198 mostrou-se exequível também na rotina veterinária, o que estimulou sua prática como modelo experimental para estudos em outras lesões

CASO 2 – Lesão de cavidade oral :

A Figura 39 ilustra uma região de palato duro tratada com prótese radífera com disco de ouro-198. Nota-se uma pequena área de mucosite característica do tratamento com radiações.

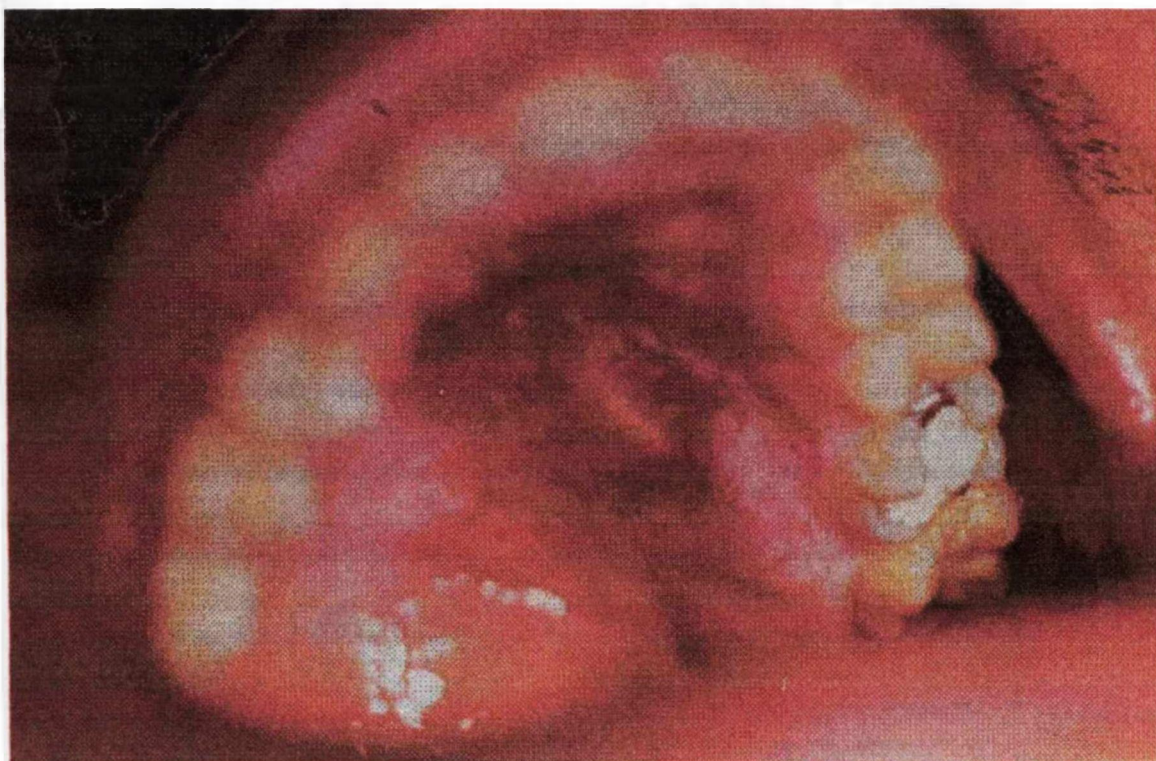


Figura 39 – Região de palato duro tratada com prótese radífera com disco de Au-198

O uso do material radioativo na forma de disco propiciou maior uniformidade da distribuição da dose do que se observa com os implantes com sementes. Comparada com as próteses radíferas que utilizam tubos de céσιο-137, a prótese com disco de ouro-198 possui menor espessura, o que é melhor tolerado para o paciente.

CASO 3 – Lesão cutânea de extremidade :

Lesões de extremidade são tratadas preferencialmente por cirurgia. Em geral realiza-se a remoção da lesão com margem de segurança e enxerto de pele. Pacientes idosos apresentam freqüentemente alterações de ordem clínica, que impedem o ato operatório. A radioterapia externa é cercada de risco elevado de necrose pela proximidade do plano osteo-tendíneo. A braquiterapia constitui opção útil, pela menor liberação de dose aos planos profundos.

A Figura 40 mostra uma lesão do tipo CBC (carcinoma baso-celular) em dorso do pé. O tumor foi tratado com molde radioativo confeccionado com 3 anéis concêntricos de ouro-198.



Figura 40 – Lesão do tipo CBC em dorso de pé

A Figura 41 ilustra o procedimento de fixação do molde sobre a lesão.



Figura 41 – Fixação do molde radiativo sobre lesão em dorso de pé

Na Figura 42 observa-se a região tratada após a realização da braquiterapia, nota-se a cicatrização total da lesão e a preservação cosmética das áreas circunvizinhas à lesão original.



Figura 42 – Visualização da região tratada após a braquiterapia em dorso de pé

CASO 4 – Lesões múltiplas de face :

A Figura 43 ilustra o caso de um paciente com múltiplas lesões de face. Todas as lesões foram tratadas com moldes individuais de anéis de ouro-198.

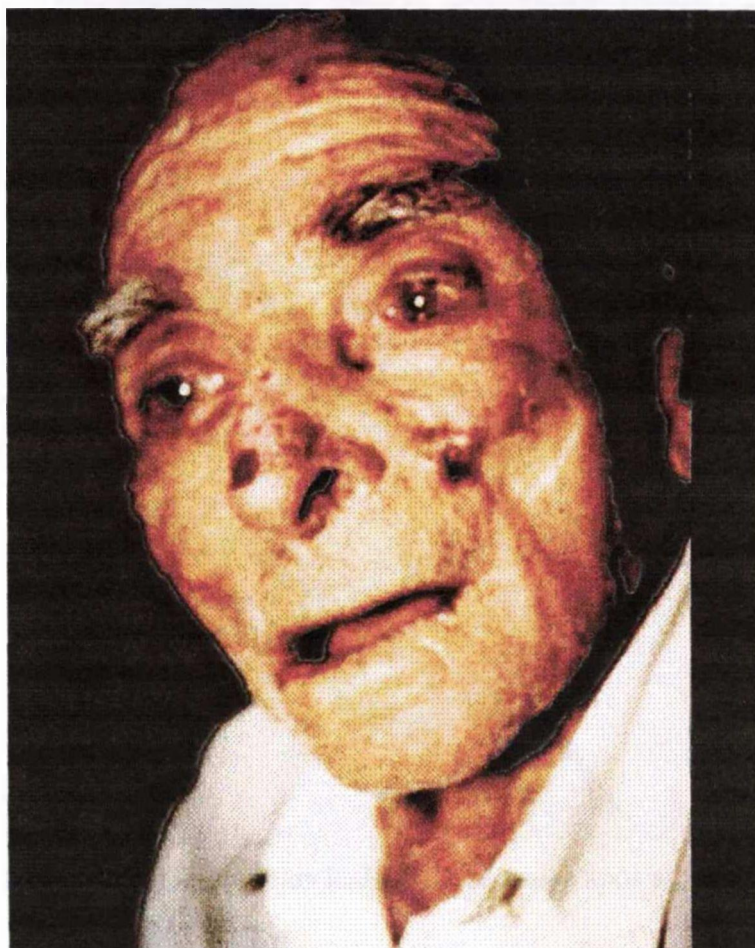


Figura 43 – Paciente com múltiplas lesões de face

A Figura 44 destaca uma das lesões duas semanas após a retirada do molde. Nota-se a remissão parcial do tumor inicial.

A Figura 45 ilustra o aspecto da face tratada após 60 dias da realização da braquiterapia. Observa-se a remissão total do tumor .



Figura 44 – Destaque da lesão duas semanas após a braquiterapia

As observações clínicas após a braquiterapia com moldes radioativos de folhas de ouro-198, mostraram resultados terapêuticos similares àqueles obtidos com moldes e implantes radioativos comumente realizados na rotina dos grandes centros especializados, e na maioria dos casos, os resultados estético-cosméticos foram equivalentes.

A grande maioria dos pacientes analisados neste estudo eram de idade avançada, e a remoção dos tumores via cirurgia contra-indicada pelos especialistas. Apesar da idade e do estado geral, toleraram muito bem a braquiterapia.

O sucesso da técnica braquiterápica desenvolvida aparece então como mais uma opção terapêutica para aqueles doentes sem condições cirúrgicas.

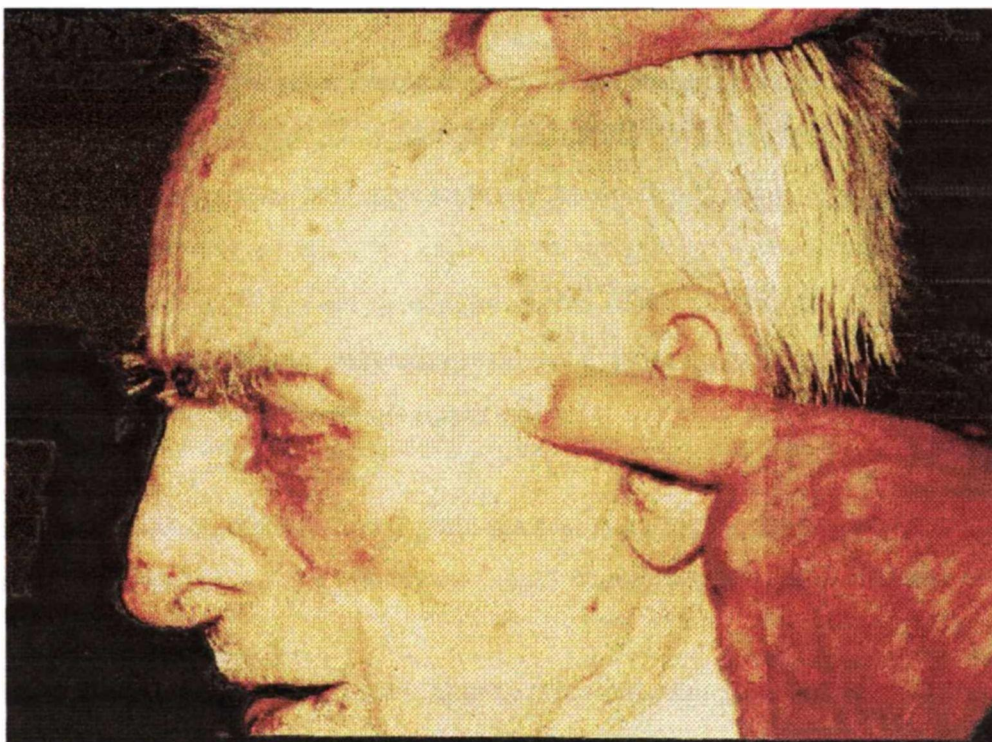


Figura 45 – Destaque da lesão dois meses após a braquiterapia

4.4 Avaliação dos Custos dos Procedimentos com Moldes de Folhas de Ouro-198.

O uso das folhas de ouro fornecidas no mercado nacional elimina os custos e os transtornos com os processos de importação.

O custo de uma folha de 10,0cm X 10,0cm X 0,01cm (19,3 gramas) adquirida da empresa DEGUSSA S.A. na cidade de Guarulhos é de cerca de US\$ 700,00 (US\$36,00/grama). Com esta folha pode-se confeccionar cerca de 5 moldes de 20,0cm² cada, dimensões razoavelmente grandes para os procedimentos de braquiterapia. Moldes menores podem ser confeccionados em maior quantidade para uma mesma dimensão de folha. Um molde de braquiterapia, com 20,0cm² de área, utilizando sementes de ouro, exigiria aproximadamente 45 sementes, que custam em torno de US\$15,00 cada, o que representaria um custo de aquisição de US\$675,00. Desta forma, com o custo de 1 molde em sementes pode-se confeccionar praticamente 5 moldes em anéis de ouro.

Os serviços de irradiação realizados no IPEN custam em torno de US\$ 90,00. O restante do material utilizado na confecção do molde (base acrílica ou isopor, bolus, camada de chumbo, fitas adesivas) representa menos que US\$45,00.

Os valores estão citados em moeda americana (dólar americano) devido à constante variação da cotação cambial no mercado brasileiro, e a fim de podermos comparar com os custos da aquisição de outros materiais importados.

Como a folha de ouro nacional pode ser reativada várias vezes, dependendo do seu estado após a manipulação e uso clínico, seu custo final fica ainda mais reduzido.

Esta análise econômica também aponta a braquiterapia com moldes radioativos de folhas de ouro-198, como uma boa opção para aqueles serviços que não dispõem de equipamentos de raios-X de baixa energia, ou feixes de elétrons, tradicionalmente utilizados para o tratamento de tumores de pele.

4.5 – Discussões

Pode-se ressaltar que, os moldes confeccionados em folhas de ouro e aplicados neste trabalho, ilustrados na Tabela 29, apresentam algumas vantagens em relação ao uso de sementes, tais como maior facilidade de aquisição do material radioativo e melhor homogeneidade na distribuição de dose. Também se verifica que o tempo de exposição à radiação da equipe envolvida é menor quando se utiliza os moldes em folhas de ouro, face às dificuldades na distribuição e fixação das sementes nas lesões estudadas.

A irradiação de folhas de ouro no reator IEA-R1 mostrou-se plenamente possível não apresentando grandes dificuldades. A versatilidade do processo de irradiação viabiliza a confecção de moldes radioativos de dimensões das comumente usadas em braquiterapia.

Medidas de densidade óptica são rotinas bastante simples e ilustram qualitativamente a homogeneidade da ativação.

Os cálculos de simulação com o programa MS4 realçam a importância de se estudar formas de se atenuar a dose absorvida no centro da folha. Sabe-se que para uso clínico é interessante planificar a distribuição da dose em toda a área do molde. Isto pode ser melhor obtido distribuindo-se o material radioativo na forma de anéis concêntricos.

O princípio da superposição utilizado para determinação da taxa de dose pelo Sistema MS4 se mostrou eficiente e compatível (divergências da ordem de 6,0%) com o método de cálculo de dose manual usando as tabelas do Sistema de Manchester.

Os resultados dos estudos da distribuição de dose utilizando dosímetros TLD's apresentam boa concordância com os valores calculados com o MS4 para a região central do molde em anéis concêntricos, no entanto, uma análise mais refinada dos valores obtidos para a periferia deverá ser feita.

A determinação da dose absorvida pelo Microsoft Excel simplificou o planejamento braquiterápico, facilitando o acompanhamento do radioterapeuta que pode verificar com maior rapidez o valor da dose de radiação ao longo do plano do molde e a qualquer instante desejado, podendo intervir com maior segurança, sem a necessidade de interpretação das tradicionais tabelas no retorno do tratamento.

As avaliações clínicas pós tratamento apresentaram-se satisfatórias, com cicatrização total da maioria das lesões tratadas, em intervalo de tempo menor que o que se observa com outros tipos de tratamento.

5. CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

A metodologia, desenvolvida neste trabalho, para confecção de moldes radioativos com folhas de ouro-198, mostrou-se eficiente e viável para aplicações de braquiterapia em tumores de pele.

Os resultados terapêuticos alcançados, tais como a cura das lesões, a preservação cosmética das áreas tratadas e adjacentes, bem como a aceitação ao tratamento por parte dos pacientes, demonstram que o uso de moldes radioativos com anéis concêntricos de ouro-198 pode se constituir numa alternativa a mais para tratamento de tumores de pele e cavidade oral. O sucesso do uso destes moldes em medicina veterinária, incrementa a braquiterapia e propicia mais uma terapêutica segura e acessível aos profissionais da área.

5.1 – Recomendações

As dificuldades de ordem prática em se manusear o equipamento de irradiação pode resultar em variações entre os valores da atividade calculada e a obtida após a ativação. Assim sendo, sugere-se a irradiação em baixa potência até 20kW. Outra forma de se minimizar este problema, e que foi utilizada neste trabalho, é considerar um tempo de manipulação dos equipamentos de irradiação no reator de aproximadamente 5,0 minutos. Este intervalo é então descontado no tempo de permanência das amostras no reator, calculado para se obter a atividade desejada.

Ainda em relação à ativação, nota-se uma incerteza considerável no valor do fluxo de nêutrons informado pela equipe de operadores do reator. Daí se verifica a importância de se medir a massa da amostra antes de sua irradiação .

O sistema CROMOX, apresentado no apêndice 2, pode ser útil, principalmente devido a sua simplicidade e facilidade de se armazenar os dados para estudos posteriores e recursos visuais. É sugestão de trabalho futuro a elaboração de uma rotina computacional que interprete os dados obtidos pelo CROMOX e forneça a distribuição de dose de radiação pelo método de Monte Carlo.

APÊNDICE 1

Verificação da Distribuição da Taxa de Exposição com Dosímetro Clínico

Medidas por varredura bidimensional, representadas pelos eixos y e z (Figura 46), da taxa de exposição dos discos a diferentes alturas (direção x), foram realizadas com um dosímetro clínico usado para dosimetrias e calibração de equipamentos utilizados em radioterapia. Todos os discos e anéis irradiados e posteriormente os moldes confeccionados foram analisados por esta técnica.

O dosímetro clínico, constitui em um eletrômetro marca Victoreen modelo 530, série 159 e uma câmara de ionização (C.I.) tipo Dedal marca PTW modelo 233331, série 035, com volume sensível de $0,4 \text{ cm}^3$, comprimento interno = 21,9mm, raio interno = 2,35mm e cobertura de plexiglás.

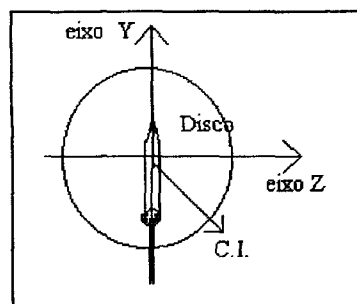


Figura 46 - Representação do posicionamento da C.I.

A C.I. foi fixada em um fantoma de acrílico aberto, marca MED-TEC (water phantom), modelo MT-100 (Figura 47). Para se garantir uma melhor precisão no posicionamento e movimentação da C.I., confeccionou-se moldes em isopor de alta densidade, os quais foram quadriculados de 0,5cm em 0,5cm. A medida que se movimentava o eletrodo nas direções y e z, direções do plano dos discos, com o mecanismo próprio do fantoma, também graduado nestas dimensões, o posicionamento era conferido com as marcações no molde de isopor que apoiava o disco irradiado. A variação na distância do centro do disco irradiado (eixo x) era efetuada com o mecanismo de

movimentação da C.I. acoplado no fantoma que dá precisão de 1mm. O posicionamento do centro da C.I. era ainda conferido com uma régua.

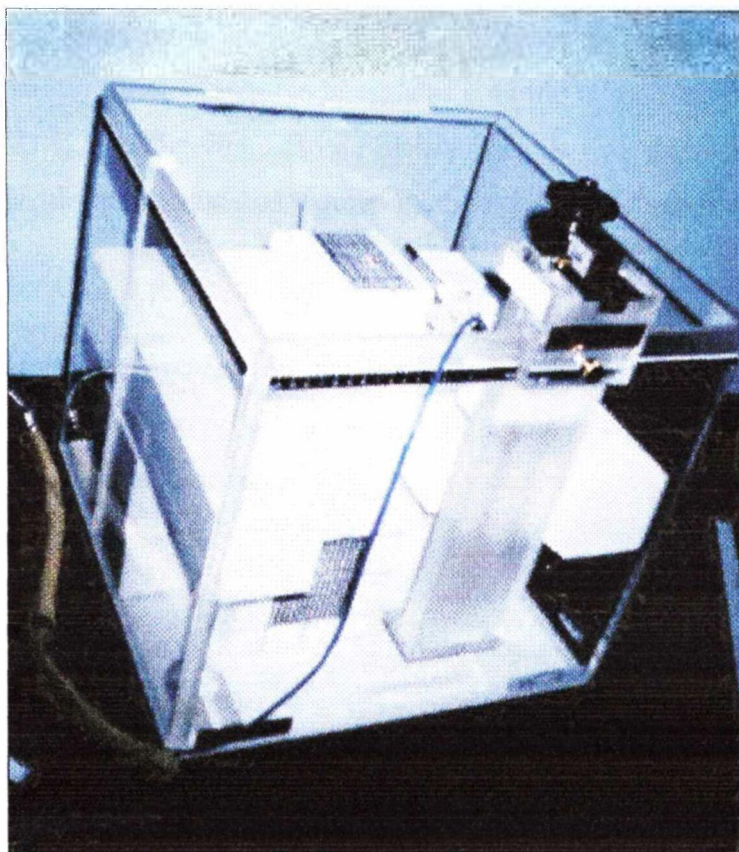


Figura 47 – Ilustração do posicionamento da C.I. no fantoma

O que se pretende com estas medidas é a verificação da distribuição bidimensional da taxa de exposição no disco irradiado, e portanto interessa somente comparações relativas ao longo do plano.

Para cada medida realizou-se três leituras sucessivas da corrente no eletrodo da C.I. em nC. As medidas do primeiro disco (raio=2,76cm) foram realizadas durante 1 minuto, e durante 2 minutos, verificando-se com isto o efeito do intervalo de tempo nas medidas. Os demais foram medidos durante um intervalo de tempo de 1 minuto.

A incerteza total associada ao fator de calibração do conjunto eletrômetro-C.I., fornecida pelo IPEN, estimada para um nível de confiança de 95% (AIEA, Technical Report Series 185) é de 1,0%. Desta forma, a incerteza nos resultados registrados com o dosímetro clínico, é de cerca de 2,5% a qual atende as recomendações dos protocolos de dosimetria.

As medidas com o dosímetro clínico foram comparadas com os cálculos com o MS4, mostrando uma boa semelhança na forma da distribuição da taxa de exposição. Ressalta-se aqui que os cálculos apresentam determinações pontuais enquanto que as medidas com o dosímetro refletem leituras integradas em todo o volume sensível da C.I. O efeito volumétrico da C.I. na determinação de distribuição da taxa de exposição pode ser verificado nas bordas do molde onde os valores medidos encontram-se maiores do que os calculados.

A Tabela 31 mostra a variação das medidas da corrente no eletrodo da C.I. (proporcional à taxa de exposição no volume sensível), a uma distância $x = 0,5\text{cm}$ do plano de um disco irradiado de $2,76\text{cm}$ de raio.

Tabela 31 - Variação da taxa de exposição ao longo do plano da folha

Eixo	y = 0	y = 0,5	y = 1,0	y = 1,5	y = 2,0	y = 2,5	y = 3,0
z (cm)	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min
0	1,6075	1,5989	1,5332	1,4779	1,3081	1,1109	0,8434
0,5	1,6082	1,6025	1,5267	1,4573	1,2909	1,1231	0,8259
1	1,5557	1,5522	1,5092	1,4272	1,2461	1,0629	0,7712
1,5	1,4541	1,5070	1,4572	1,3540	1,1169	0,9149	0,6322
2	1,2209	1,3925	1,3000	1,1359	0,8629	0,6601	0,4100
2,5	0,7135	1,0804	0,9438	0,7670	0,5143	0,3452	0,1923
3	0,2808	0,5255	0,4593	0,3453	0,2169	0,1518	0,1018
3,5	0,1354	0,2258	0,1972	0,1636	0,1210	0,0951	0,0726

As Tabelas 32 a 36 ilustram a variação da taxa de exposição medida em função da distância da folha irradiada, para discos de ouro-198 de vários diâmetros.

Tabela 32 - Variação da taxa de exposição com a distância da folha

Disco $r = 2,76\text{cm}$ - eixo $y = 0,0\text{cm}$						
	$x = 0,5$	$x = 1,0$	$x = 1,5$	$x = 2,0$	$x = 2,5$	$x = 3,0$
z (cm)	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min
0	1,6075	1,3857	1,3140	1,1465	0,8722	0,5191
0,5	1,6082	1,3681	1,2792	1,1245	0,8603	0,5373
1	1,5557	1,2704	1,2083	1,0614	0,8067	0,5042
1,5	1,4541	1,1578	1,1548	0,9364	0,7446	0,4767
2	1,2209	1,0113	1,0084	0,8288	0,6751	0,4416
2,5	0,7135	0,7919	0,8265	0,7041	0,5869	0,3911
3	0,2808	0,5400	0,6327	0,5718	0,5004	0,3403
3,5	0,1354	0,3353	0,4634	0,4454	0,4086	0,2903

Tabela 33 - Variação da taxa de exposição com a distância da folha

Disco $r = 2,0\text{cm}$ - eixo $y = 0,0\text{cm}$						
	$x = 0,5$	$x = 1,0$	$x = 1,5$	$x = 2,0$	$x = 2,5$	$x = 3,0$
z (cm)	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min
0	0,1938	0,1450	0,1010	0,0736	0,0590	0,0448
0,5	0,1873	0,1389	0,0966	0,0705	0,0577	0,0437
1	0,1713	0,1234	0,0868	0,0647	0,0537	0,0415
1,5	0,1305	0,0984	0,0724	0,0563	0,0480	0,0379
2	0,0678	0,0672	0,0559	0,0464	0,0414	0,0340
2,5	0,0307	0,0416	0,0407	0,0365	0,0344	0,0291
3	0,0163	0,0255	0,0285	0,0279	0,0276	0,0244
3,5	0,0096	0,0162	0,0200	0,0209	0,0219	0,0203

Tabela 34 - Variação da taxa de exposição com a distância da folha

Disco r = 1,5cm - eixo y = 0,0cm						
	x = 0,5	x = 1,0	x = 1,5	x = 2,0	x = 2,5	x = 3,0
z (cm)	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min
0	0,2832	0,2024	0,1324	0,0917	0,0684	0,0505
0,5	0,2692	0,1861	0,1258	0,0879	0,0670	0,0492
1	0,2037	0,1552	0,1074	0,0787	0,0611	0,0460
1,5	0,1104	0,1039	0,0837	0,0651	0,0532	0,0413
2	0,0496	0,0621	0,0601	0,0521	0,0442	0,0362
2,5	0,0246	0,0360	0,0410	0,0391	0,0356	0,0305
3	0,0146	0,0223	0,0280	0,0291	0,0280	0,0250
3,5	0,0096	0,0145	0,0196	0,0216	0,0225	0,0205

Tabela 35- Variação da taxa de exposição com a distância da folha

Disco r = 0,50cm - eixo y = 0,0cm						
	x = 0,5	x = 1,0	x = 1,5	x = 2,0	x = 2,5	x = 3,0
z (cm)	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min	nC/min
0	2,4365	1,3152	0,7900	0,4998	0,3549	0,2059
0,5	1,5563	1,0313	0,6929	0,4610	0,3355	0,1983
1	0,6264	0,6492	0,6914	0,4074	0,2948	0,1803
1,5	0,2640	0,3647	0,5211	0,2986	0,2442	0,1559
2	0,1358	0,2066	0,2320	0,2188	0,2072	0,1295
2,5	0,0807	0,1230	0,1530	0,0156	0,1489	0,1028
3	0,0535	0,0800	0,1033	0,1141	0,1158	0,0841
3,5	0,0384	0,0572	0,0713	0,0824	0,0876	0,0661

Tabela 36 - Resumo da variação da taxa de exposição com a distância da folha

eixos y = z = 0,0cm									
raio (cm)	2,76		2,00		1,50		0,50		
Ativ. (mCi)	48,02		3,63		3,51		7,28		
mCi/cm ²	2,007		0,289		0,497		9,269		
x (cm)	nC/min	C	nC/min	C	nC/min	C	nC/min	C	
0,5	1,6075	0,801	0,1938	0,671	0,2832	0,570	2,4365	0,263	
1	0,9910	0,494	0,1450	0,502	0,2024	0,408	1,3152	0,142	
1,5	0,7778	0,388	0,1010	0,345	0,1324	0,267	0,7900	0,085	
2	0,6139	0,306	0,0736	0,255	0,0917	0,185	0,4998	0,054	
2,5	0,4929	0,246	0,0590	0,204	0,0684	0,138	0,3549	0,038	
3	0,3973	0,198	0,0448	0,155	0,0505	0,102	0,2059	0,022	

$C = (\text{nC/min})/(\text{mCi/cm}^2)$

As Figuras 48 e 49 ilustram o comportamento da taxa de exposição em função da distância (na direção perpendicular ao plano da fonte) para discos de raio 2,76cm e 0,5cm, respectivamente.

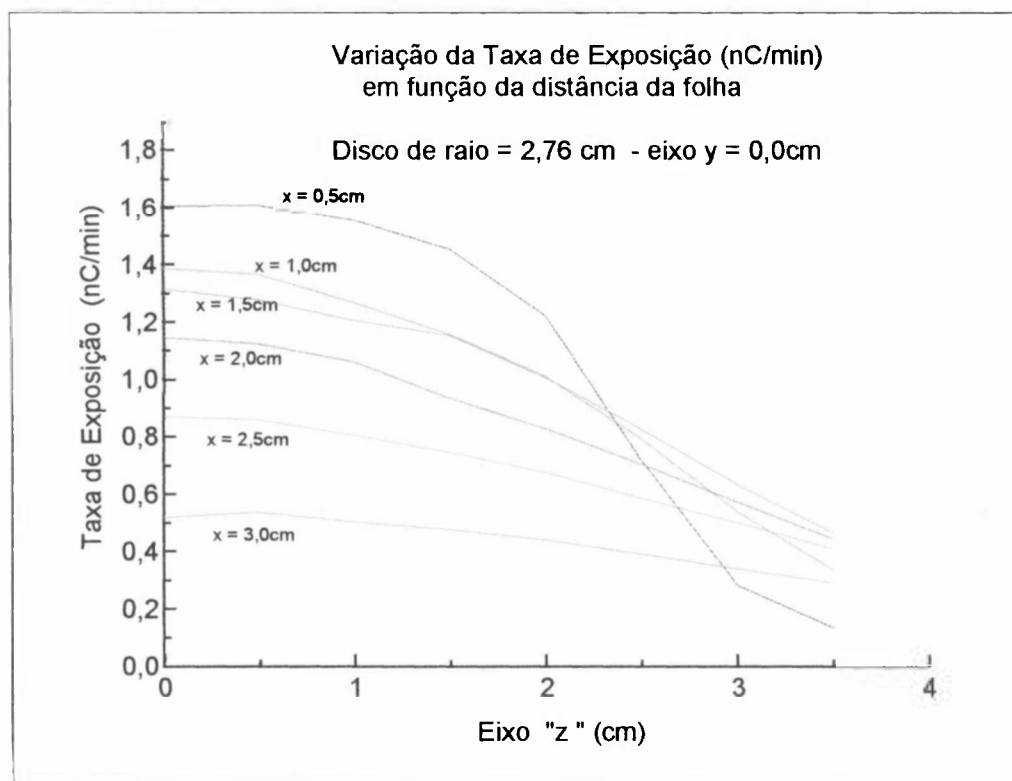


Figura 48 - Variação da taxa de exposição com a distância da fonte

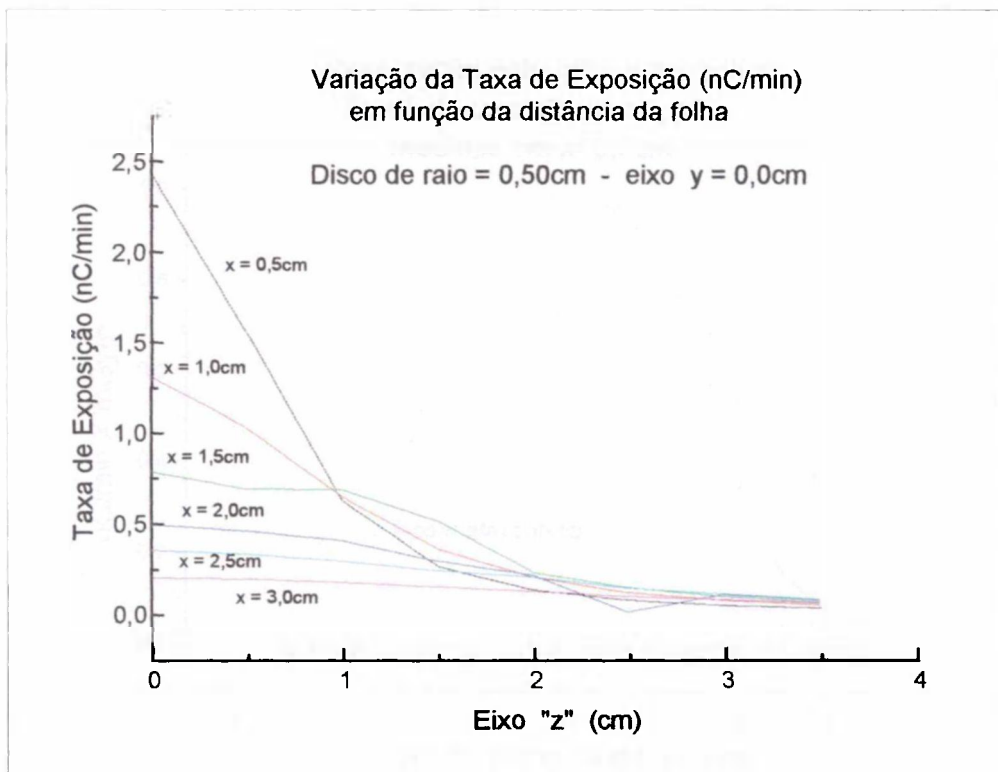


Figura 49 - Variação da taxa de exposição com a distância da fonte

A Figura 50 ilustra o comportamento da taxa de exposição (nC/min) medida com o dosímetro clínico para um disco de raio 2,0cm. Compara-se a distribuição da taxa de exposição medida com os valores calculados com o MS4.

A Figura 51 ilustra a taxa de exposição (nC/min/mCi) medida com o dosímetro clínico para um molde em disco de raio = 2,76cm comparando-a com os resultados para um molde em anéis concêntricos. Verifica-se que a distribuição em anéis concêntricos proporciona melhor homogeneidade da taxa de exposição entre o centro e a periferia do molde, do que se nota com os discos.

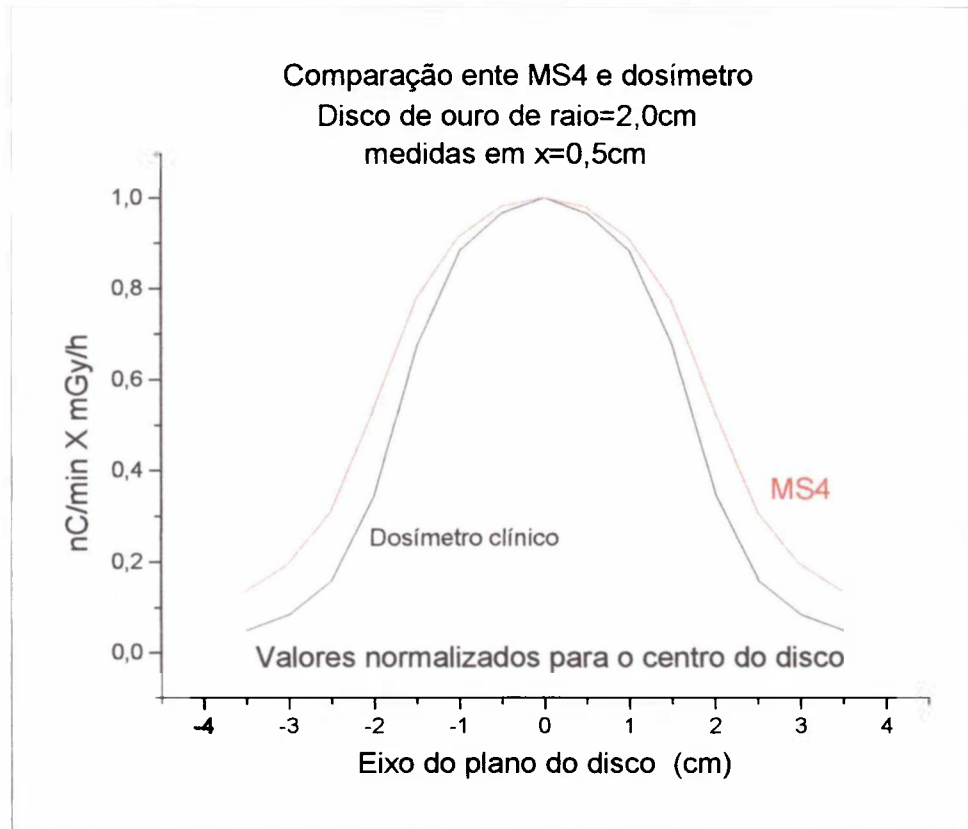


Figura 50 - Comparação entre medidas com dosímetro e cálculos com MS4

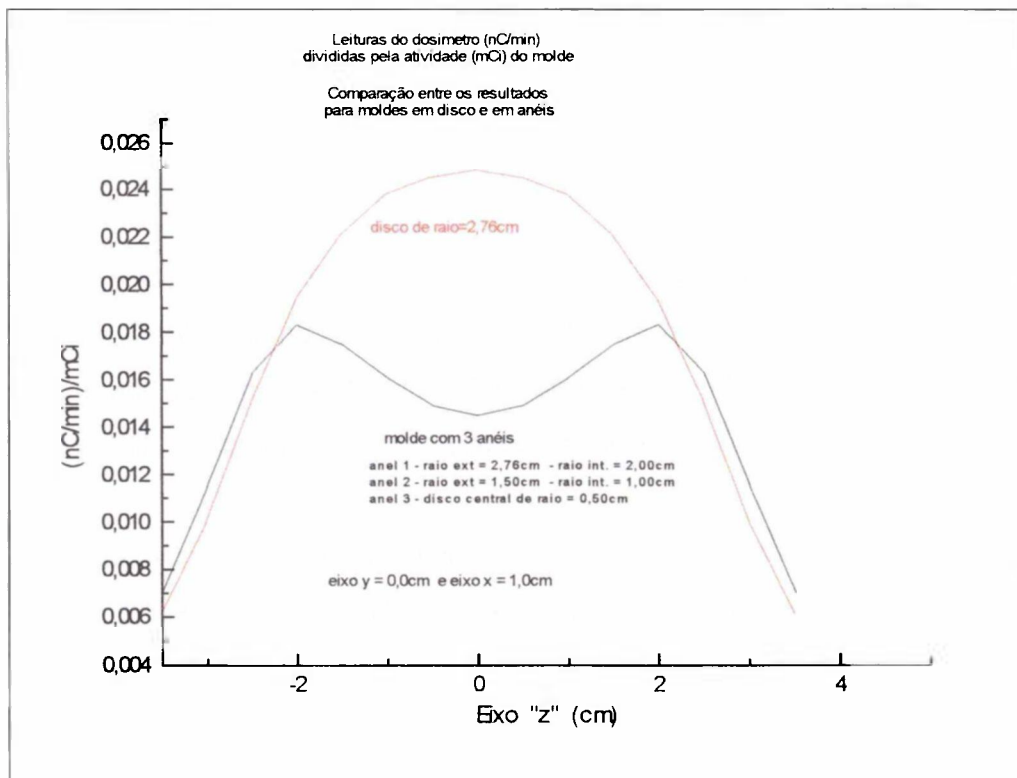


Figura 51 - Distribuição em disco X distribuição em anéis concêntricos

A Figura 52 ilustra a comparação entre os resultados experimentais obtidos com o dosímetro clínico e os calculados com o MS4, para um molde com 3 anéis concêntricos.

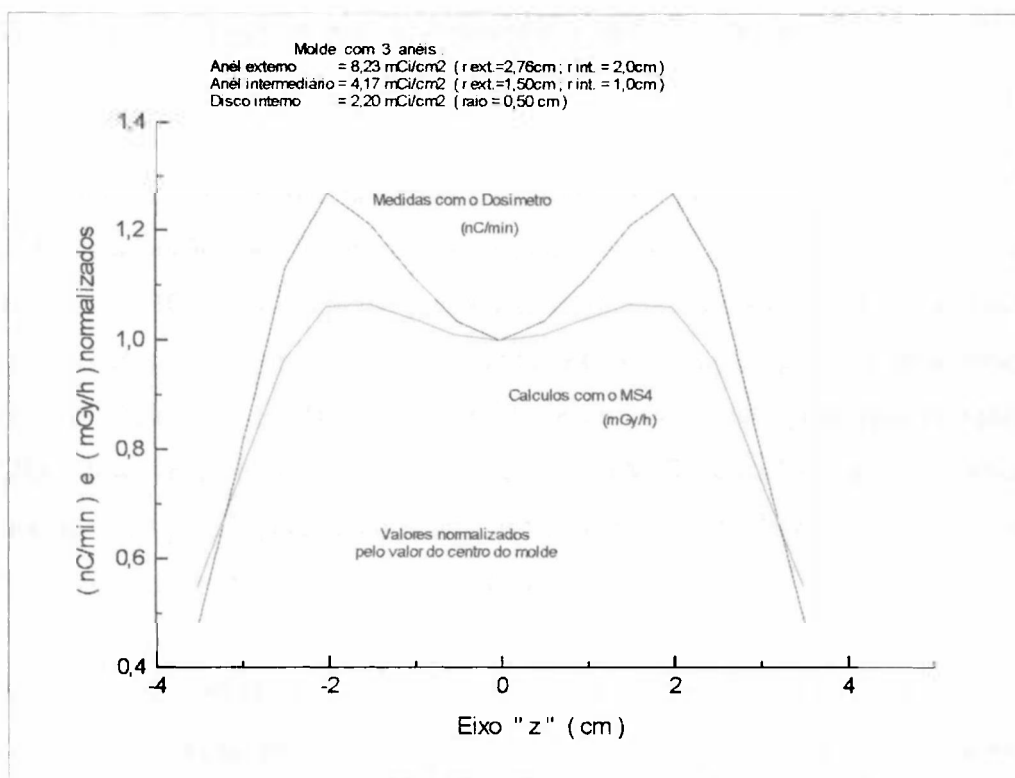


Figura 52 - Medidas com dosímetro clínico X cálculos com MS4 - 3 anéis

A metodologia desenvolvida para as medidas com o dosímetro clínico, na verificação da distribuição da ativação ao longo do molde, simplificaram a sua operação, e pode ser reproduzida com facilidade pelos serviços de radioterapia, uma vez que este equipamento é de uso habitual dos profissionais da área.

A confirmação da forma geométrica da distribuição da taxa de exposição previamente calculada com o MS4, deve ser analisada apenas de forma qualitativa, uma vez que os valores absolutos da taxa de exposição obtidos com as medidas experimentais estão integrados em todo o volume sensível da C.I., e portanto, são superestimados em relação aos cálculos pontuais com o MS4.

APÊNDICE 2

Medidas do grau de enegrecimento utilizando o sistema computacional CROMOX .

As imagens produzidas nos filmes radiográficos processados, após as análises da densidade ótica (seção 3.4), foram *scaneadas*, em extensão TIF, em um *scanner* marca HP, modelo Scanjet 4C, com adaptador para transparências e sistema computacional HP-Deskjet, instalados em um micro computador PC-486. As imagens, uma a uma, foram gravadas em diskettes 3 1/2" HD e em seguida recapturadas pelo programa computacional CROMOX desenvolvido pela empresa ATHENA-SIA (Sistema Inteligente Avançado) de São José dos Campos, especialmente para uso pela Faculdade de Medicina Veterinária da UNESP de Araçatuba em medidas de densidade ótica.

No sistema CROMOX, as imagens são escalonadas pelo enegrecimento em níveis de cinza, de 0 a 256 níveis, determina-se a área na imagem em que se deseja analisar a densidade e o programa fornece a média pixel a pixel, correlacionando o nível médio de cinza com o enegrecimento produzido no filme.

A Figura 53 apresenta imagens scaneadas para o CROMOX, produzidas para um disco de ouro-198 de 2,0cm de raio, com diferentes tempos de exposição .

Análises da linearidade das leituras do grau de enegrecimento com o CROMOX foram realizadas para as imagens produzidas nos filmes radiográficos após a exposição pelos moldes de ouro-198 confeccionados. Os resultados também puderam ser comparados com aqueles obtidos com uma fonte de irídio-192. Semelhantemente ao que se observou na seção 3.4.1, nos estudos da densidade com o densitômetro óptico, os valores das leituras do CROMOX começam a saturar para doses acima de 125cGy.

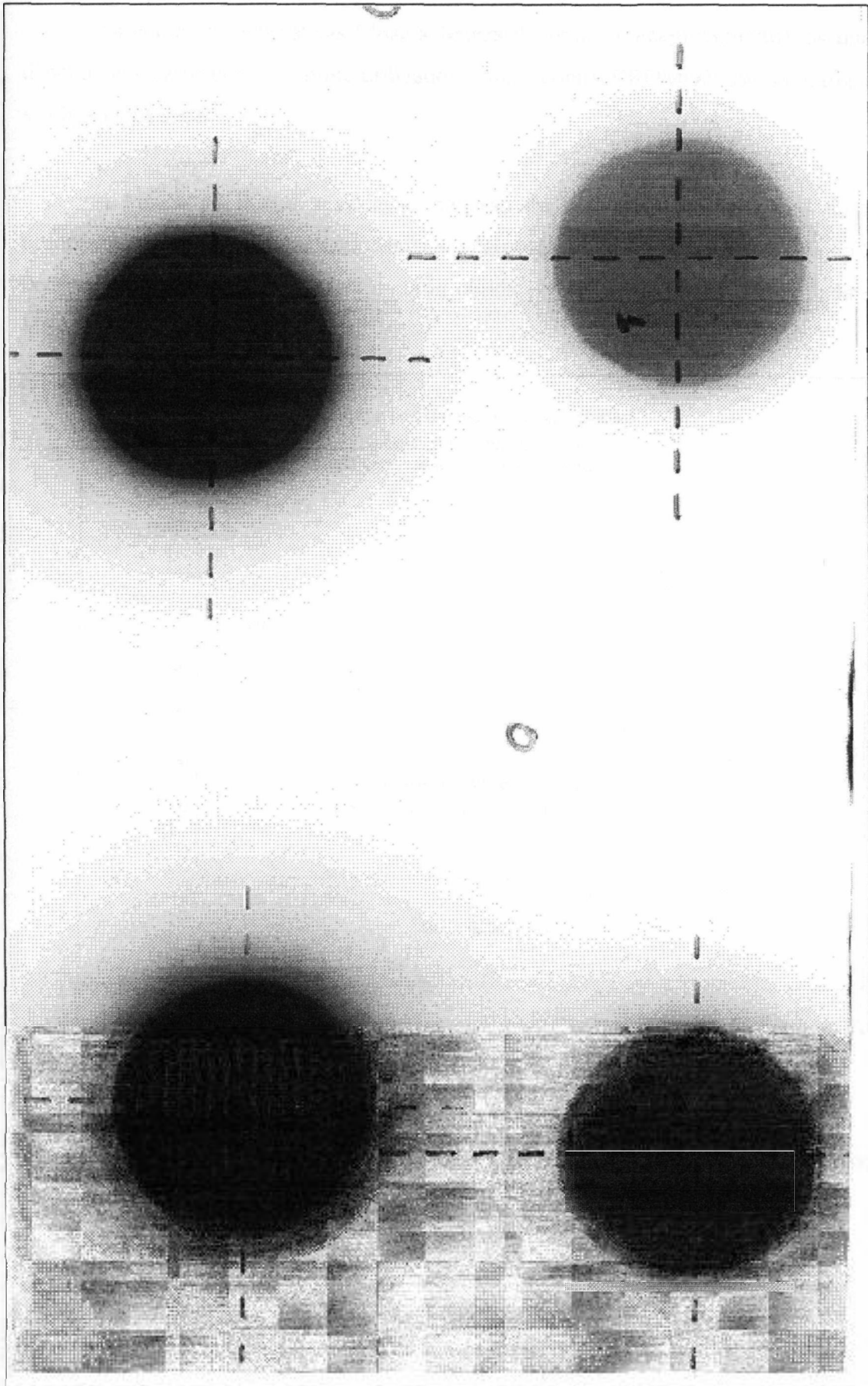


Figura 53 – Imagens *scaneadas* para análise com o CROMOX

As curvas características (dose x leitura do grau de enegrecimento), as quais são dependentes da resposta do filme utilizado, obtidas com o CROMOX são similares ao que se observa na seção 3.4.1.

A Figura 54 ilustra a variação do grau de enegrecimento no plano do molde, produzido em filmes radiográficos convencionais, por um disco de ouro-198 de raio 2,0cm. Pode-se notar a semelhança entre a curva obtida com o CROMOX e a calculada com o MS4.

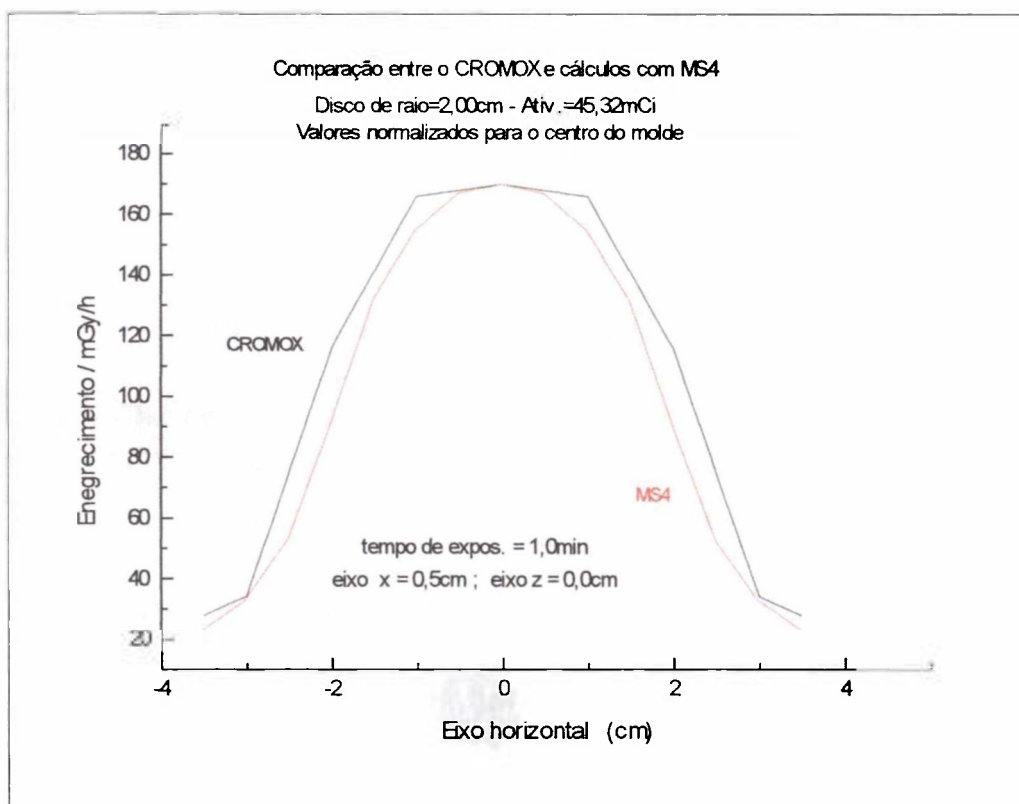


Figura 54 – Variação do grau de enegrecimento (CROMOX) – Disco de ouro-198

A Figura 55 ilustra a variação do grau de enegrecimento, produzido em filmes radiográficos convencionais, por um molde confeccionado em anéis concêntricos (molde 8 da Tabela 12).

A Tabela 37, mostra os valores do grau de enegrecimento medido com o CROMOX em um filme Kodak X-Omat V, após ser exposto a um molde confeccionado em 3 anéis concêntricos de ouro-198 conforme descrito na seção 3.4.1.1. As medidas foram realizadas para doses de radiação variando de 25cGy a 300cGy, no entanto, os valores saturam para doses acima de 125cGy.

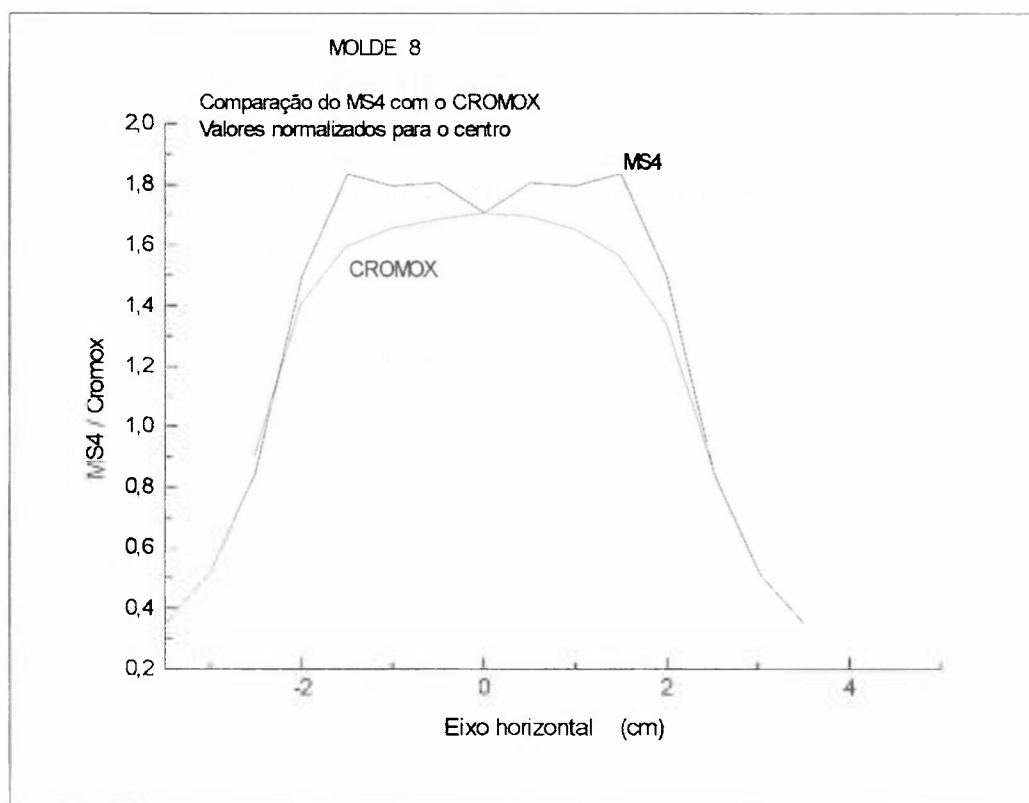


Figura 55 – Variação do grau de enegrecimento (CROMOX) – Molde em anéis

Tabela 37 - Grau de enegrecimento **com** o CROMOX - Molde com 3 anéis de ouro-198

Dose	25cGy		50cGy		75cGy		100cGy		125cGy		150cGy	
Eixo Pto.	Horiz Leitura	Vert. Leitura	Horiz Leitura	Vert. Leitura	Horiz Leitura	Vert. Leitura	Horiz Leitura	Vert. Leitura	Horiz Leitura	Vert. Leitura	Horiz Leitura	Vert. Leitura
-4,0	152	185	202	208	237	226	240	241	253	253	254	254
-3,5	179	200	227	225	245	238	248	249	254	254	254	255
-3,0	191	200	236	235	248	246	251	251	254	254	255	255
-2,5	189	195	236	237	247	247	251	251	254	254	255	255
-2,0	185	189	233	234	245	246	251	250	254	254	254	254
-1,5	185	189	233	234	245	246	250	250	254	254	254	255
-1,0	185	188	233	233	245	245	250	250	254	254	254	254
-0,5	183	185	232	232	245	245	250	250	254	254	254	254
0,0	184	184	231	232	245	245	250	250	254	254	254	254
0,5	186	186	233	232	245	245	250	250	254	254	254	254
1,0	188	187	235	234	246	245	250	250	254	254	254	254
1,5	191	189	235	235	246	246	251	250	254	254	254	255
2,0	193	190	236	236	246	246	251	251	254	254	255	255
2,5	196	191	239	239	248	246	251	251	254	254	255	255
3,0	204	193	242	241	250	248	252	252	254	254	255	255
3,5	205	197	237	240	249	250	252	252	254	254	254	255
4,0	193	195	227	223	246	248	249	251	253	253	253	255

Os valores apresentados na Tabela 37 para a dose de radiação de 50cGy, foram convertidos em dose absorvida após aplicação da equação da curva de calibração obtida ($Dose = -70,833 + 0,52083 \cdot (Enegrecimento)$), a distribuição da dose no plano do molde estão ilustrados na Figura 56.

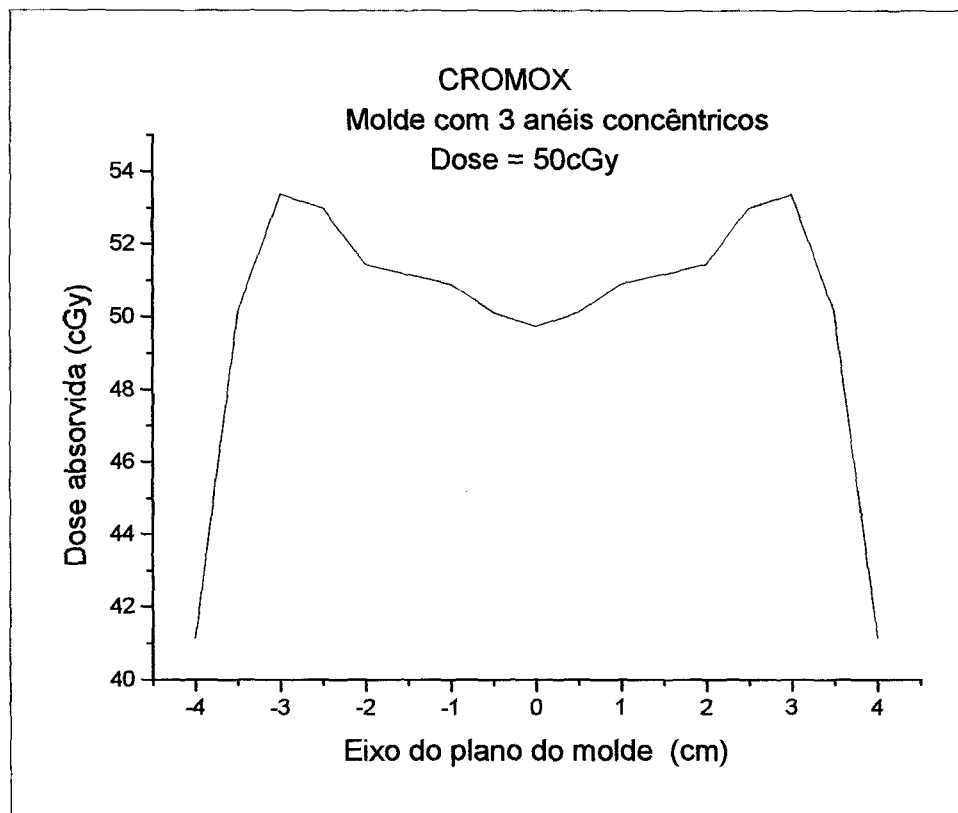


Figura 56 - Variação da dose absorvida no plano do molde em anéis

Observando as Figuras 54, 55 e 56, nota-se que a distribuição do material radioativo em anéis concêntricos, proporciona uma melhor homogeneidade das leituras experimentais (menor gradiente entre o centro e a periferia), do que a distribuição na forma de disco.

A Figura 57 compara os resultados obtidos com o CROMOX, para um molde em anéis, com os cálculos realizados com o MS4. Os valores apresentados pelo MS4 foram obtidos convertendo a taxa de dose (mGy/h), fornecida pelo sistema, em cGy/h (dividindo por 10) e multiplicando o resultado por 5,59/60 (conversão do tempo de exposição do molde (5,59min) em horas).

As oscilações (degraus e vales) observadas nos valores obtidos com o MS4, podem estar relacionadas com as interfaces das regiões ativas e frias na constituição do molde em

anéis concêntricos. O anel mais externo (raio interno = 2,50cm e raio externo = 3,0cm) possui maior atividade do que o recomendado na ativação, conseqüentemente nota-se um pico acentuado nos valores da taxa de dose nesta região.

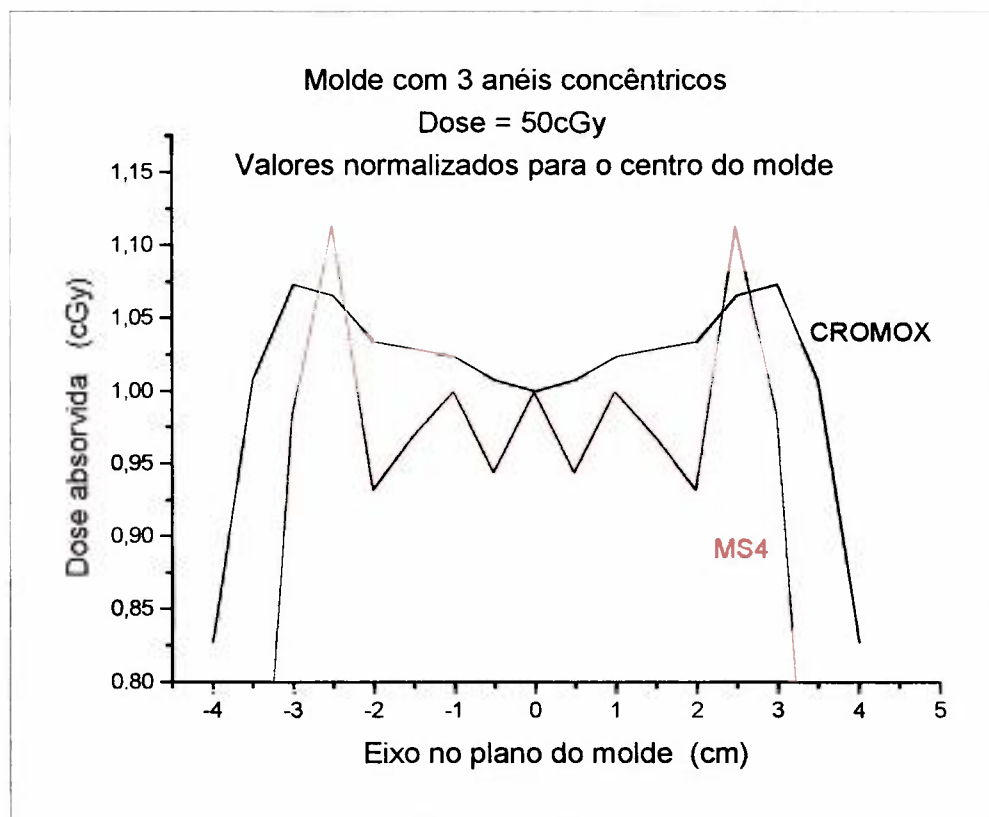


Figura 57 - Distribuição da taxa de dose no plano do molde em anéis: MS4 X Cromox

Utilizando o programa MATLAB, a imagem produzida por um disco de raio = 2,76cm e *scaneada* em extensão TIF foi convertida numa matriz numérica (250x600) em função do grau de enegrecimento dos pixels.

A Figura 58 representa a imagem reconstruída para ilustrar a distribuição em 3 dimensões da variação do grau de enegrecimento. A Figura 59 ilustra a distribuição em 2 dimensões (no plano).

Estas imagens, se acopladas ao Sistema MCNP /123/ para cálculo de dose de radiação pelo Método de Monte Carlo, podem auxiliar na visualização da distribuição da dose de radiação produzida pelo molde radioativo, supondo que o grau de enegrecimento seja proporcional à exposição.

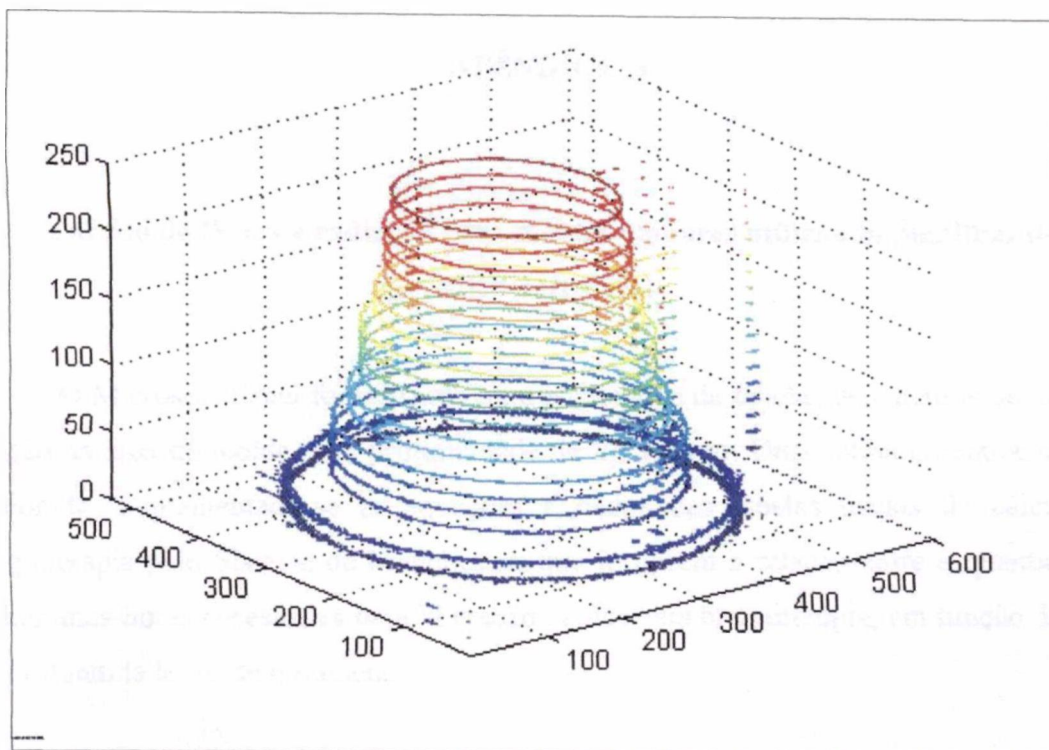


Figura 58 – Imagem tridimensional da distribuição do grau de enegrecimento

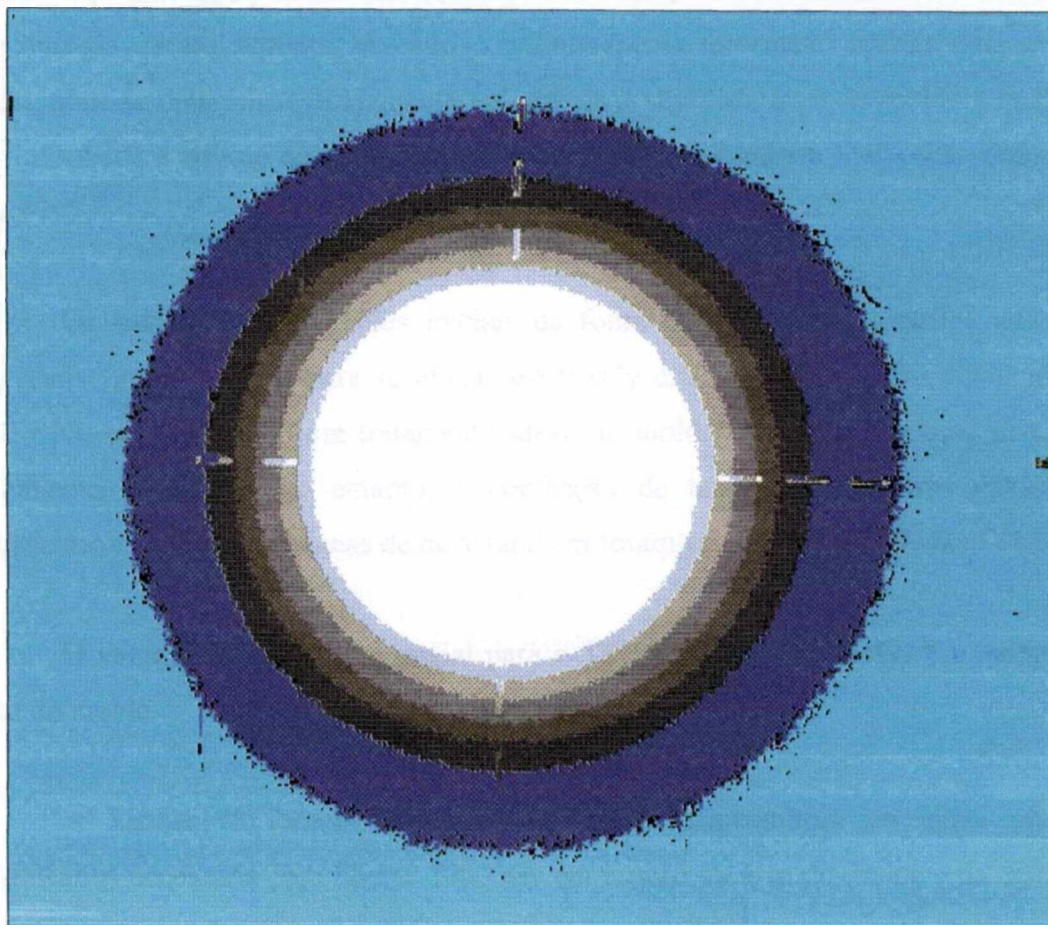


Figura 59 – Imagem bidimensional da distribuição do grau de enegrecimento.

APÊNDICE 3

Cálculo de Dose de radiação para moldes planares utilizando planilhas do Microsoft Excel .

O Microsoft Excel foi utilizado para elaboração de tabelas de cálculos de dose, em função da área do molde e da profundidade de tratamento. Uma rotina computacional foi elaborada, implementado-se as equações e dados das tabelas usuais de cálculos de braquiterapia pelo Sistema de Manchester, que fornecem a relação entre a quantidade de miligramas-horas necessárias para liberação da dose em braquiterapia, em função da área e da profundidade (h) de tratamento.

A finalidade maior das tabelas apresentadas é facilitar a rotina dos radioterapeutas quanto à determinação da atividade (mCi) necessária para a liberação da dose de radiação preconizada. Nesse sentido, havendo o radioterapeuta informado apenas qual a área da lesão, pode-se determinar diretamente pela tabela a atividade total do molde a qual deverá ser informada à equipe de operadores do reator para procederem a ativação dos anéis de ouro-197.

Os valores das atividades iniciais da fonte de ouro-198 mostrados nas tabelas, referem-se ao necessário para se liberar 6000 cGy em 168 horas, correspondendo a um TDF=100 caracterizando um tratamento ideal em moldes planares, e a uma distância de tratamento de 0,5cm, no entanto, a confecção de tabelas para outras distâncias de tratamento e esquemas de taxas de dose também foram estudadas e são de fácil elaboração.

O valor da taxa de dose inicial para o TDF=100 é de 76,50cGy/h e independe da área do molde.

A Tabela 38 fornece a quantidade de miligramas-hora de rádio equivalente (mghRaEq) necessária para liberar 1000cGy em função da área do molde e da distância de tratamento, para tubos de rádio filtrados com 0,5mmPt /55/.

Tabela 38 - Quantidade de mghRaEq (para 1000cGy) em função da distância de tratamento

Área (cm ²)	Distância de Tratamento (cm)									
	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
0	32	127	285	506	792	1139	1551	2026	2566	3166
1	72	182	343	571	856	1204	1625	2100	2636	3295
2	103	227	399	632	920	1274	1697	2172	2708	3349
3	128	263	448	689	978	1331	1760	2241	2772	3383
4	150	296	492	743	1032	1388	1823	2307	2835	3450
5	170	326	531	787	1083	1436	1881	2369	2896	3513
6	188	354	570	832	1134	1495	1938	2432	2956	3575
7	204	382	603	870	1182	1547	1993	2490	3011	3634
8	219	409	637	910	1229	1596	2047	2548	3067	3694
9	235	434	667	946	1272	1645	2099	2605	3123	3752
10	250	461	697	982	1314	1692	2149	2660	3178	3809
12	278	511	755	1053	1396	1780	2247	2767	3284	3917
14	306	557	813	1120	1475	1865	2341	2870	3389	4027
16	335	602	866	1184	1553	1947	2429	2968	3490	4131
18	364	644	918	1245	1622	2027	2514	3063	3585	4240
20	392	682	968	1303	1690	2106	2601	3155	3682	4341
22	418	717	1021	1362	1755	2180	2683	3242	3777	4441
24	444	752	1072	1420	1821	2252	2764	3326	3872	4540
26	470	784	1122	1477	1881	2328	2841	3405	3962	4634
28	496	816	1170	1530	1943	2398	2917	3484	4047	4730
30	521	846	1215	1582	2000	2468	2997	3562	4131	4824
32	546	876	1261	1635	2060	2532	3073	3639	4220	4915
34	571	909	1305	1688	2119	2598	3145	3713	4306	5000
36	594	935	1349	1743	2179	2662	3215	3787	4389	5089
38	618	967	1392	1793	2234	2726	3285	3859	4466	5174
40	642	994	1432	1843	2290	2787	3351	3931	4546	5258
42	664	1024	1472	1894	2344	2848	3421	4003	4626	5341
44	685	1053	1511	1942	2399	2904	3484	4071	4706	5422
46	708	1080	1550	1990	2452	2966	3548	4139	4781	5505
48	729	1110	1585	2037	2504	3025	3612	4207	4857	5586
50	750	1141	1619	2083	2556	3082	3676	4275	4929	5668
60	851	1283	1790	2319	2815	3362	3974	4605	5288	6054
70	947	1426	1944	2532	3059	3628	4257	4913	5632	6419
80	1044	1567	2092	2726	3301	3891	4532	5213	5958	6756

A Tabela 39 fornece a taxa de dose por mgRaEq em função da área do molde (cGy/h.mg.cm²) para uma profundidade de tratamento de $h = 0,5\text{cm}$.

Tabela 39 – Taxa de dose por mgRaEq - h=0,5cm

Área (cm ²)	mgh/10Gy	mgh/cm ²	cGy/h.mgRa	cGy/h.mg.cm ²
0	32		31,25	
1	72	72,00	13,89	13,89
2	103	51,50	9,71	19,42
3	128	42,67	7,81	23,44
4	150	37,50	6,67	26,67
5	170	34,00	5,88	29,41
6	188	31,33	5,32	31,91
7	204	29,14	4,90	34,31
8	219	27,38	4,57	36,53
9	235	26,11	4,26	38,30
10	250	25,00	4,00	40,00
12	278	23,17	3,60	43,17
14	306	21,86	3,27	45,75
16	335	20,94	2,99	47,76
18	364	20,22	2,75	49,45
20	392	19,60	2,55	51,02
22	418	19,00	2,39	52,63
24	444	18,50	2,25	54,05
26	470	18,08	2,13	55,32
28	496	17,71	2,02	56,45
30	521	17,37	1,92	57,58
32	546	17,06	1,83	58,61
34	571	16,79	1,75	59,54
36	594	16,50	1,68	60,61
38	618	16,26	1,62	61,49
40	642	16,05	1,56	62,31
42	664	15,81	1,51	63,25
44	685	15,57	1,46	64,23
46	708	15,39	1,41	64,97
48	729	15,19	1,37	65,84
50	750	15,00	1,33	66,67
60	851	14,18	1,18	70,51
70	947	13,53	1,06	73,92
80	1044	13,05	0,96	76,63

As Tabelas 40, 41 e 42 fornecem a atividade inicial total do molde para um tratamento com ouro-198 (1mCi = 0,288mgRaEq) a uma taxa de dose inicial de $r_0 = 76,50\text{cGy/h}$, $r_0 = 48,00\text{cGy/h}$ e $r_0 = 77,00\text{cGy/h}$ respectivamente.

Tabela 40 – Atividade inicial do molde de Au-198 para 76,50cGy/h.

Área (cm ²)	cGy/h.mCiAu	(*) At.(0) (mCi)	(*) At.(0)/cm ²
0	9,00	8,50	
1	4,00	19,13	19,13
2	2,80	27,36	13,68
3	2,25	34,00	11,33
4	1,92	39,84	9,96
5	1,69	45,16	9,03
6	1,53	49,94	8,32
7	1,41	54,19	7,74
8	1,32	58,17	7,27
9	1,23	62,42	6,94
10	1,15	66,41	6,64
12	1,04	73,84	6,15
14	0,94	81,28	5,81
16	0,86	88,98	5,56
18	0,79	96,69	5,37
20	0,73	104,13	5,21
22	0,69	111,03	5,05
24	0,65	117,94	4,91
26	0,61	124,84	4,80
28	0,58	131,75	4,71
30	0,55	138,39	4,61
32	0,53	145,03	4,53
34	0,50	151,67	4,46
36	0,48	157,78	4,38
38	0,47	164,16	4,32
40	0,45	170,53	4,26
42	0,43	176,38	4,20
44	0,42	181,95	4,14
46	0,41	188,06	4,09
48	0,40	193,64	4,03
50	0,38	199,22	3,98
60	0,34	226,05	3,77
70	0,30	251,55	3,59
80	0,28	277,31	3,47

(*) necessários para liberar 6000 cGy em 168 horas - TDF = 100

Tabela 41 – Atividade inicial do molde de Au-198 para 48,00cGy/h.

Área (cm ²)	cGy/h.mCiAu	(*) At.(0) (mCi)	(*) At.(0)/cm ²
0	9,00	5,33	
1	4,00	12,00	12,00
2	2,80	17,17	8,58
3	2,25	21,33	7,11
4	1,92	25,00	6,25
5	1,69	28,33	5,67
6	1,53	31,33	5,22
7	1,41	34,00	4,86
8	1,32	36,50	4,56
9	1,23	39,17	4,35
10	1,15	41,67	4,17
12	1,04	46,33	3,86
14	0,94	51,00	3,64
16	0,86	55,83	3,49
18	0,79	60,67	3,37
20	0,73	65,33	3,27
22	0,69	69,67	3,17
24	0,65	74,00	3,08
26	0,61	78,33	3,01
28	0,58	82,67	2,95
30	0,55	86,83	2,89
32	0,53	91,00	2,84
34	0,50	95,17	2,80
36	0,48	99,00	2,75
38	0,47	103,00	2,71
40	0,45	107,00	2,68
42	0,43	110,67	2,63
44	0,42	114,17	2,59
46	0,41	118,00	2,57
48	0,40	121,50	2,53
50	0,38	125,00	2,50
60	0,34	141,83	2,36
70	0,30	157,83	2,25
80	0,28	174,00	2,18

(*) necessários para liberar 1500 cGy em 48 horas - TDF = 30

Tabela 42 – Atividade inicial do molde de Au-198 para 77,00cGy/h

Área (cm ²)	cGy/h.mCiAu	(*) At.(0) (mCi)	(*) At.(0)/cm ²
0	9,00	8,56	
1	4,00	19,25	19,25
2	2,80	27,54	13,77
3	2,25	34,22	11,41
4	1,92	40,10	10,03
5	1,69	45,45	9,09
6	1,53	50,26	8,38
7	1,41	54,54	7,79
8	1,32	58,55	7,32
9	1,23	62,83	6,98
10	1,15	66,84	6,68
12	1,04	74,33	6,19
14	0,94	81,81	5,84
16	0,86	89,57	5,60
18	0,79	97,32	5,41
20	0,73	104,81	5,24
22	0,69	111,76	5,08
24	0,65	118,71	4,95
26	0,61	125,66	4,83
28	0,58	132,61	4,74
30	0,55	139,30	4,64
32	0,53	145,98	4,56
34	0,50	152,66	4,49
36	0,48	158,81	4,41
38	0,47	165,23	4,35
40	0,45	171,65	4,29
42	0,43	177,53	4,23
44	0,42	183,14	4,16
46	0,41	189,29	4,12
48	0,40	194,91	4,06
50	0,38	200,52	4,01
60	0,34	227,52	3,79
70	0,30	253,19	3,62
80	0,28	279,13	3,49

(*) necessários para liberar 3000 cGy em 48 horas - TDF = 58 .

A Figura 60 ilustra a variação da atividade inicial total em função da área do molde para um tratamento com ouro-198.

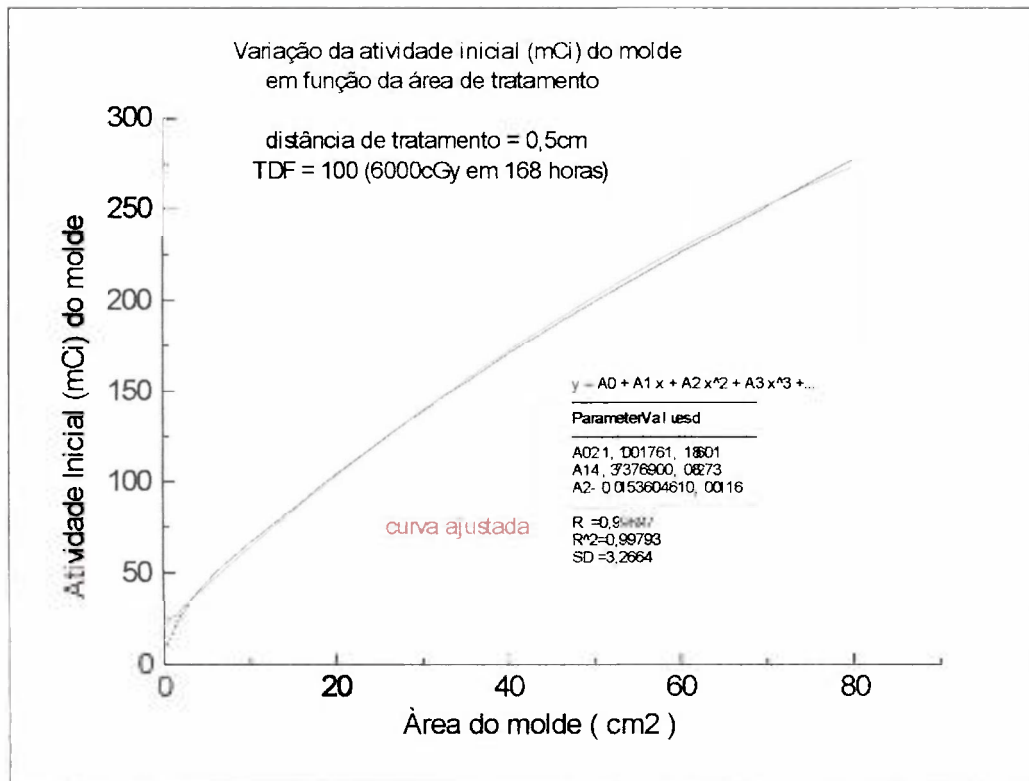


Figura 60 – Atividade inicial em função da área de tratamento (ouro-198).

A Figura 61 ilustra a variação da quantidade de mghRaEq em função da área do molde e da distância de tratamento.

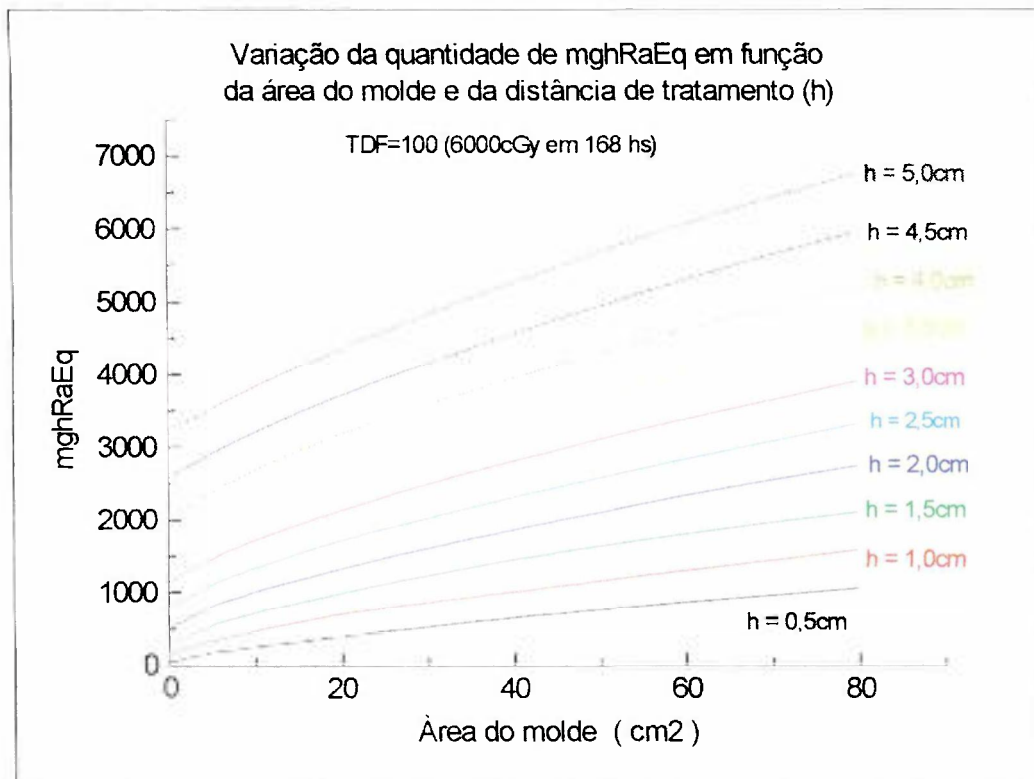


Figura 61 – Variação da quantidade de mghRaEq em função da área do molde

Em alguns procedimentos é conveniente conhecer a dose de radiação recebida em intervalos de tempos sucessivos, de hora em hora ou quando o tratamento é intermitente; neste sentido, as planilhas de cálculos analisam o decaimento do ouro-198 e a conseqüente atenuação da dose de radiação em função do tempo, podendo assim estimar o período de tratamento necessário para a liberação da dose preconizada.

As Tabelas 43 e 44, apresentam os resultados dos cálculos para alguns moldes confeccionados neste trabalho, com distâncias de tratamento $h=0,5\text{cm}$ e $h=1,0\text{cm}$ respectivamente, que são as mais usuais nos procedimentos de braquiterapia. A dose foi integrada até 94 horas de tratamento, uma vez que os cálculos manuais em implantes permanentes consideram a vida média do radioisótopo, que no caso do Au-198 é de 93,3 horas.

O uso das planilhas podem auxiliar o radioterapeuta nas suas atividades quando do manuseio destes tipos de radiomoldagens superficiais, no sentido de se conhecer de pronto a dose total acumulada após um determinado intervalo de tratamento.

Ainda para facilitar o uso das tabelas pelos radioterapeutas, as mesmas foram obtidas para um molde de atividade igual a 1mCi , a dose de radiação, integrada num determinado tempo, será o produto do valor ilustrado pelo valor correspondente à atividade inicial do molde confeccionado.

Tabela 43 -Cálculo da dose de radiação liberada em função da distância e da área do molde

hora	h=0,5cm	raio = 1,0cm		raio = 2,0cm		raio = 2,76cm	
	Atividade mCi	A = 3,14cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)	A = 12,6cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)	A = 24,0cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)
0	1,000						
1	0,989	2,215	2,215	1,011	1,011	0,648	0,648
2	0,979	2,191	4,406	1,000	2,011	0,641	1,289
3	0,968	2,168	6,574	0,989	3,000	0,634	1,923
4	0,958	2,145	8,718	0,979	3,979	0,628	2,551
5	0,948	2,122	10,840	0,969	4,948	0,621	3,172
6	0,938	2,099	12,940	0,958	5,906	0,614	3,786
7	0,928	2,077	15,017	0,948	6,854	0,608	4,394
8	0,918	2,055	17,071	0,938	7,792	0,601	4,995
9	0,908	2,033	19,104	0,928	8,720	0,595	5,590
10	0,899	2,011	21,116	0,918	9,638	0,588	6,178
11	0,889	1,990	23,106	0,908	10,546	0,582	6,760
12	0,879	1,969	25,075	0,899	11,445	0,576	7,336
13	0,870	1,948	27,022	0,889	12,334	0,570	7,906
14	0,861	1,927	28,949	0,880	13,214	0,564	8,470
15	0,852	1,907	30,856	0,870	14,084	0,558	9,028
16	0,843	1,886	32,742	0,861	14,945	0,552	9,580
17	0,834	1,866	34,608	0,852	15,797	0,546	10,126
18	0,825	1,846	36,455	0,843	16,639	0,540	10,666
19	0,816	1,827	38,281	0,834	17,473	0,534	11,201
20	0,807	1,807	40,088	0,825	18,298	0,529	11,729
21	0,799	1,788	41,876	0,816	19,114	0,523	12,253
22	0,790	1,769	43,645	0,807	19,921	0,518	12,770
23	0,782	1,750	45,395	0,799	20,720	0,512	13,282
24	0,773	1,731	47,127	0,790	21,510	0,507	13,789
48	0,598	1,339	83,579	0,611	38,148	0,392	24,454
72	0,463	1,036	111,773	0,473	51,017	0,303	32,703
94	0,366	0,819	131,970	0,374	60,236	0,240	38,613

Tabela 44 -Cálculo da dose de radiação liberada em função da distância e da área do molde

hora	h = 1,0cm	raio = 1,0cm		raio = 2,0cm		raio = 2,76cm	
	Atividade mCi	A = 3,14cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)	A = 12,6cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)	A = 24,0cm ² Dose (cGy)	Soma (cGy)
0	1,000						
1	0,989	1,066	1,066	0,550	0,550	0,383	0,383
2	0,979	1,054	2,120	0,544	1,094	0,379	0,762
3	0,968	1,043	3,163	0,538	1,633	0,375	1,137
4	0,958	1,032	4,195	0,533	2,165	0,371	1,508
5	0,948	1,021	5,216	0,527	2,692	0,367	1,875
6	0,938	1,010	6,226	0,521	3,214	0,363	2,238
7	0,928	0,999	7,225	0,516	3,730	0,359	2,597
8	0,918	0,989	8,214	0,510	4,240	0,355	2,953
9	0,908	0,978	9,192	0,505	4,745	0,352	3,304
10	0,899	0,968	10,160	0,500	5,245	0,348	3,652
11	0,889	0,957	11,117	0,494	5,739	0,344	3,996
12	0,879	0,947	12,064	0,489	6,228	0,340	4,337
13	0,870	0,937	13,002	0,484	6,712	0,337	4,674
14	0,861	0,927	13,929	0,479	7,190	0,333	5,007
15	0,852	0,917	14,846	0,474	7,664	0,330	5,337
16	0,843	0,908	15,754	0,468	8,132	0,326	5,663
17	0,834	0,898	16,652	0,464	8,596	0,323	5,986
18	0,825	0,888	17,540	0,459	9,054	0,319	6,305
19	0,816	0,879	18,419	0,454	9,508	0,316	6,621
20	0,807	0,870	19,288	0,449	9,957	0,313	6,933
21	0,799	0,860	20,149	0,444	10,401	0,309	7,243
22	0,790	0,851	21,000	0,439	10,840	0,306	7,549
23	0,782	0,842	21,842	0,435	11,275	0,303	7,851
24	0,773	0,833	22,675	0,430	11,705	0,299	8,151
48	0,598	0,644	40,213	0,333	20,759	0,232	14,455
72	0,463	0,498	53,779	0,257	27,762	0,179	19,331
94	0,366	0,394	63,497	0,203	32,778	0,142	22,824

As Figuras 62 e 63 ilustram a variação da dose total recebida em função do raio do molde e do tempo de tratamento.

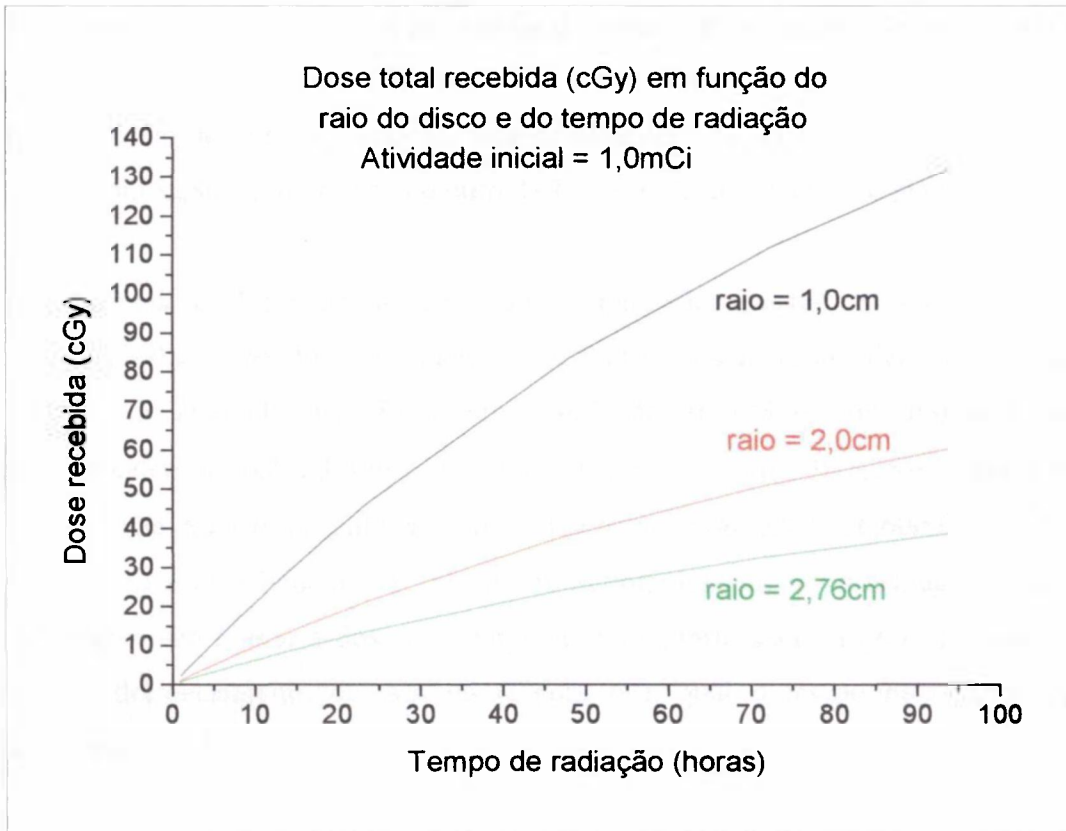


Figura 62 - Dose total recebida em função do raio do disco

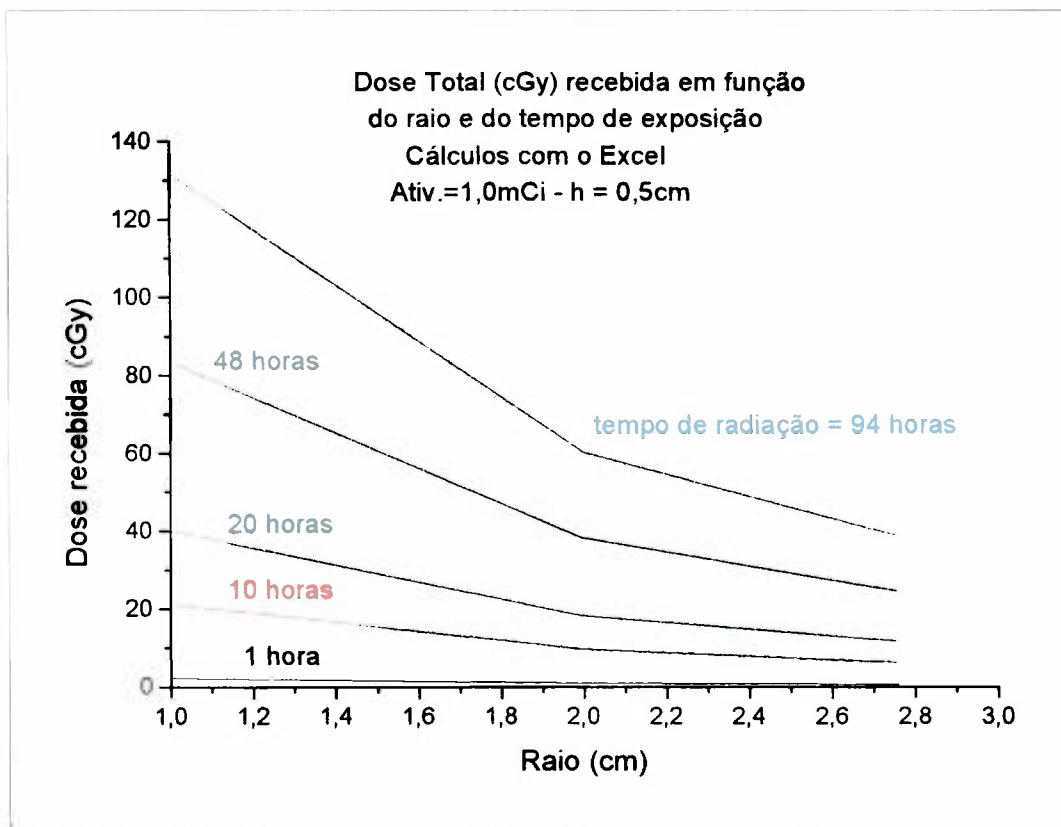


Figura 63 - Dose total calculada em função do raio do disco e do tempo de radiação

Exemplo de cálculo para uso de moldes de ouro-198 em implantes temporários :

A fim de ilustrar o uso das tabelas apresentadas, daremos um exemplo de cálculo para a confecção de um molde de ouro-198 a ser utilizado em um implante temporário :

Pelas tabelas utilizadas em braquiterapia, são necessários 444 mghRaEq para se liberar 1000 cGy de dose de radiação a 0,5cm de distância do plano de um molde com 24,0cm² de área (Tabela 38). Como 1 mCi de Au-198 em um implante permanente correspondem a 26,8mghRaEq $\{ [(\Gamma_{Au} / \Gamma_{Ra}) . \tau] \Rightarrow \{ [(2,38/8,25) \times 1,44 \times 2,698 \times 24] \}$, a atividade de Au-198 que liberará 1000 cGy será : $444/26,8 = 16,60\text{mCi}$. Supondo que a folha tenha uma atividade “A” no dia da radiomoldagem, a porcentagem decaída de A, necessária para liberar a dose num implante temporário será: $16,60 / A$, isto é, lê-se no gráfico do decaimento do Au-198 (Figura 64), qual o tempo necessário para que a atividade inicial “A” atinja $(1 - 16,60/A)\%$ de seu valor inicial.

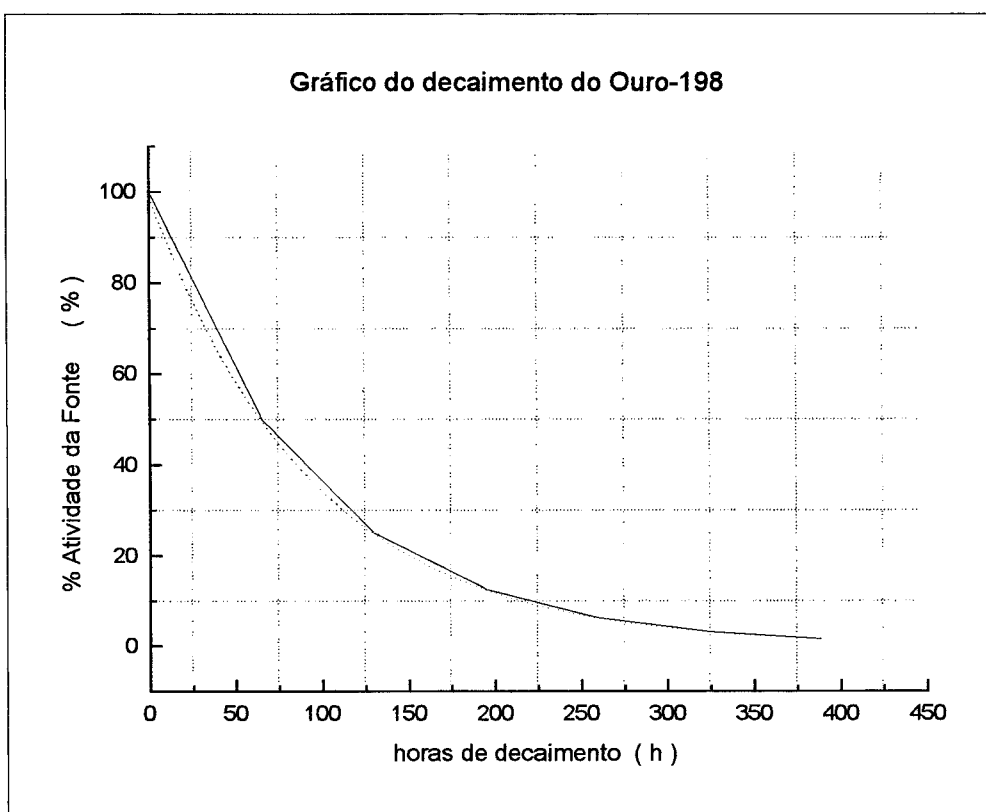


Figura 64 - Gráfico do decaimento natural do ouro-198

A curva tracejada em vermelho representa o ajuste da função matemática (exponencial decrescente).

Para ilustrar, supondo que o molde possua 30mCi inicialmente, $1 - 16,60/30 = 44,7\%$, pelo gráfico são necessárias aproximadamente 75 horas de permanência do molde.

Cabe observar que se a atividade inicial do molde for menor que 16,78mCi, será necessário o decaimento total da fonte (implante permanente), e se a atividade for muito menor, fica inviável o tratamento.

Utilizando a Tabela 43, o tempo de permanência do molde seria determinado dividindo-se a dose de radiação desejada pela atividade inicial do molde : $1000\text{cGy}/30\text{mCi} = 33,33$, o que corresponderia (ultima coluna da Tabela 43) a aproximadamente as mesmas 75 horas obtidas pelo gráfico. Naqueles casos em que a dose de radiação não é liberada de forma contínua (o molde é retirado várias vezes durante o tratamento), o uso das tabelas é mais conveniente do que os cálculos pelo gráfico.

APÊNDICE 4

Estudo da Ativação dos Discos de Au-198 com Cunhas Absorvedoras

Embora as análises anteriores, discutidas neste trabalho, tenham mostrado que a distribuição do material radioativo na forma de anéis concêntricos proporciona uma distribuição de dose de radiação bastante uniforme no plano dos moldes confeccionados, verificou-se que durante o corte dos discos para a preparação dos anéis ocorre perda de massa e desvios geométricos que geram incertezas no processo de ativação dos anéis. Outro fato, são algumas dificuldades de ordem prática como a necessidade de ativação de diferentes anéis em porta-amostras e tempos de ativação distintos para a confecção de um único molde.

Para se diminuir os efeitos das incertezas no processo de ativação das amostras de ouro, estudou-se a possibilidade de se irradiar os discos ao invés de anéis, utilizando-se materiais absorvedores que atenuem o fluxo de nêutrons diferentemente entre o centro e a periferia do disco. Isto é, o fluxo deve variar do centro para a periferia, sendo maior na periferia (igual ao fluxo direto do reator) e menor no centro, para compensar a variação da taxa de dose ao longo do disco.

Assim, se tivermos um fluxo menor no centro, teremos menos atividade neste ponto e a taxa de dose será menor do que seria se não houvesse a atenuação. O ideal é conseguir uma ativação diferenciada entre o centro e a periferia do disco que se assemelha ao perfil da distribuição da taxa de dose invertida, ou seja, o material absorvedor teria uma forma de cunha, que deveria ser colocada entre o fluxo do reator e o disco a ser ativado.

Os materiais absorvedores estudados e que melhor se apresentaram como candidatos foram: o níquel, o cobre e a prata. As características principais são suas secções de choque de absorção e facilidade de aquisição e manuseio.

A cunha deverá ter um formato tal que a forma da ativação seja obtida (como se analisou na distribuição das atividades dos anéis concêntricos). Assim sendo, algumas considerações foram feitas para a determinação das dimensões das cunhas:

- a) Imaginou-se o fluxo de nêutrons incidindo sobre a cunha monodirecionalmente;
- b) Assumiu-se que a atenuação seja exponencial;
- c) Assumiu-se a atividade do raio externo do disco como o referencial (não sendo afetado pela presença da cunha);
- d) Calculou-se a espessura da cunha no centro de tal forma que a atenuação seja a razão das atividades entre o centro e a periferia do molde (anel mais externo).

A equação 24 dá a expressão matemática utilizada para cálculo da atenuação .

$$\phi(x) / \phi_0 = e^{-\mu \cdot x} \quad (24)$$

onde : $\phi(x)$ = fluxo de nêutrons que atravessa a cunha e atinge o disco de ouro (fluxo atenuado);

ϕ_0 = fluxo de nêutrons que incide na superfície externa da cunha (fluxo direto do reator);

μ = coeficiente linear de absorção (cm^{-1})

x = espessura da cunha no ponto de atenuação do fluxo $\phi(x)$ (cm) .

O coeficiente linear de absorção (μ) é determinado pela equação 25.

$$\mu = (\pi/2)^{1/2} \cdot \sigma_a \cdot N_{at} \quad (25)$$

onde : σ_a = secção de choque de absorção do material da cunha (barns = 10^{-24} cm^2)

N_{at} = números de átomos/ cm^3 do material atenuador (cunha) .

O número de átomos por cm^3 do material atenuador é determinado pela equação 26.

$$N_{at} = (\rho \cdot N_a) / M \quad (26)$$

onde : ρ = densidade do material atenuador da cunha (g/cm^3)

N_a = número de avogadro = $6,023 \times 10^{23}$ (nucleos/kg.mol)

M = massa atômica do elemento atenuador

A Tabela 45 ilustra as características dos materiais absorvedores estudados:

Tabela 45 - Características dos elementos atenuadores estudados

Elemento	σ_a (barn)	ρ (g/cm ³)	M (g)	Nat (nucleos/cm ³)	μ (cm ⁻¹)
Níquel (Ni)	4,6	8,90	58,71	$9,13042 \times 10^{22}$	0,372
Cobre (Cu)	3,8	8,96	63,54	$8,49325 \times 10^{22}$	0,286
Prata (Ag)	63,6	10,50	107,87	$5,86275 \times 10^{22}$	3,300

Sabemos que a atividade do disco após a ativação é proporcional ao fluxo de nêutrons incidente, e que a atenuação pela cunha será decrescente do centro para a periferia. Adotando o índice “y” para representar a posição no eixo ao longo do plano do disco, podemos calcular a espessura “x” da cunha na posição y pela equação 27.

$$x \text{ (cm)} = (1/\mu) \cdot \ln (A_{(y)} / A_o) \quad (27)$$

onde : $A_{(y)}$ = atividade do disco na posição y ao longo do plano do disco

A_o = atividade na extremidade do disco

A Figura 65 ilustra esquematicamente a incidência do fluxo de nêutrons do reator nas cunhas absorvedoras.

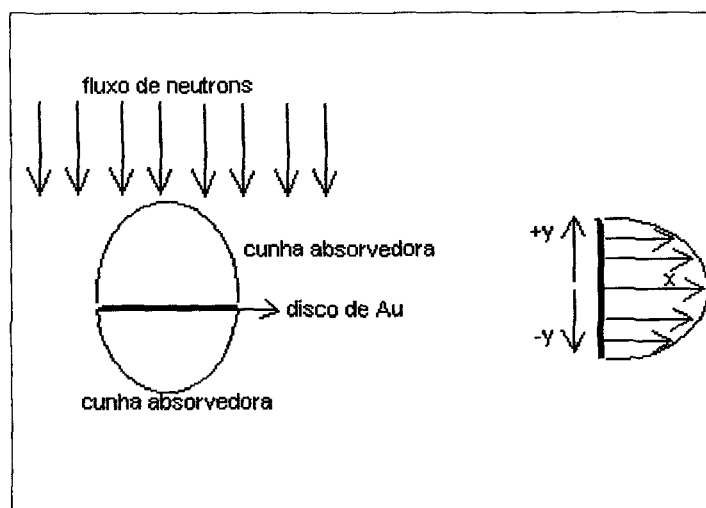


Figura 65 – Representação esquemática das cunhas absorvedoras

a) Simulação com o Sistema MicroShield Versão 4 :

Como realizado anteriormente (seção 3.3.2) para a determinação das dimensões dos anéis concêntricos, o Sistema MicroShield Versão 4 (MS4) foi utilizado para se estudar a variação da atividade (mCi) e da taxa de dose (mGy/h), em função do raio do disco, para se obter uma expressão matemática que orientasse na determinação da forma geométrica do material atenuador.

A Figura 66 mostra o comportamento da atividade em função do raio, para a configuração de anéis concêntricos ilustrada na Tabela 7 da seção 3.3.2, a curva em vermelho representa o ajuste matemático da curva experimental.

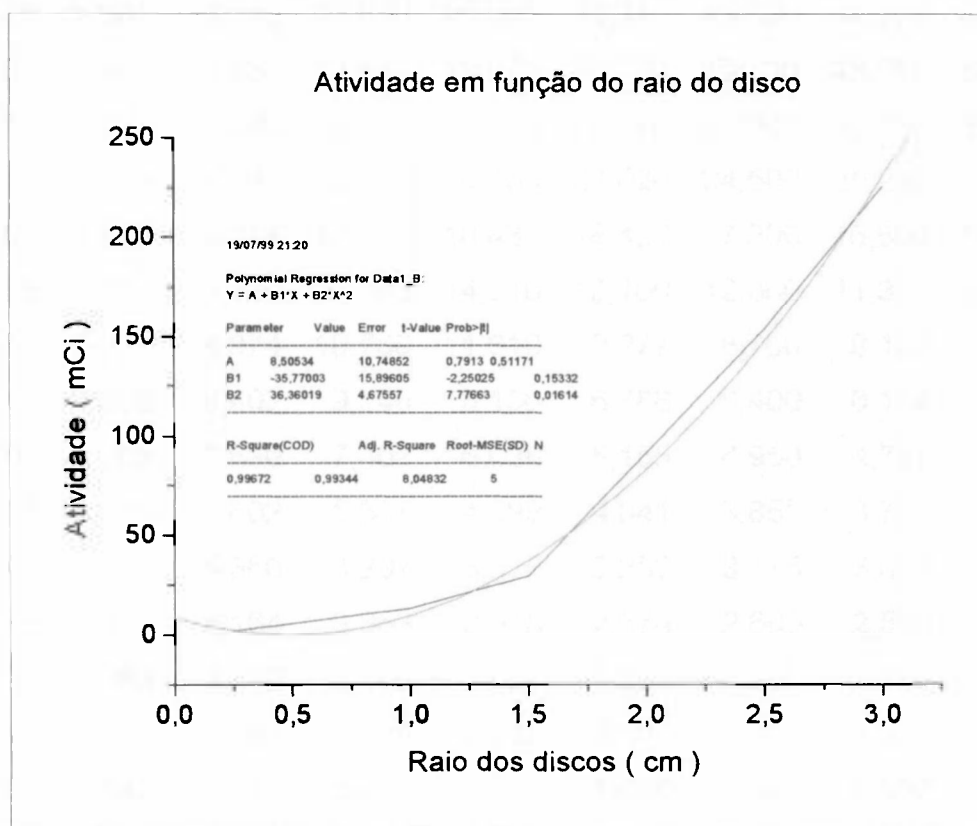


Figura 66–Variação da atividade em função do raio do disco–disco de raio externo=3,0cm

As expressões matemáticas apresentadas nos gráficos obtidos para as diferentes configurações analisadas, mostraram que independentemente do diâmetro externo do disco a atividade varia segundo uma função polinomial crescente do segundo grau, ou seja, a atividade aumenta do centro para a periferia do disco, como observado na distribuição dos anéis concêntricos estudados.

O comportamento da taxa de dose (mGy/h) em função do raio do disco e da posição (y) no plano do molde ($0,0 \leq y \leq 4,0\text{cm}$) foi analisada graficamente com os valores obtidos com o MS4. A Tabela 46 apresenta os valores da taxa de dose calculadas para discos com 1,0mCi de atividade, na posição $z = 0,0\text{cm}$, na profundidade $h = 0,5\text{cm}$ e considerando *buildup* de água entre o disco e a lesão.

Tabela 46 – Taxa de dose calculada com o MS4

Eixo y (cm)	Raio do disco							
	3,0cm	2,5cm	2,0cm	1,5cm	1,0cm	0,75cm	0,50cm	0,25cm
	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h
0,00	7,861	10,210	13,870	20,040	31,510	43,500	54,270	69,880
0,25	7,847	10,180	13,810	19,870	30,720	39,500	49,550	58,950
0,50	7,803	10,090	13,600	19,230	28,270	33,000	37,680	39,050
0,75	7,729	9,941	13,230	18,130	24,020	24,500	25,240	24,440
1,00	7,620	9,714	12,670	16,430	18,420	17,200	16,600	15,950
1,25	7,473	9,400	11,880	14,010	13,100	12,000	11,370	10,950
1,50	7,279	8,974	10,760	11,010	9,277	8,700	8,164	7,918
1,75	7,028	8,402	9,246	8,156	6,788	6,400	6,114	5,966
2,00	6,703	7,630	7,401	6,038	5,155	4,950	4,737	4,644
2,25	6,279	6,602	5,637	4,599	4,041	3,850	3,773	3,712
2,50	5,716	5,360	4,297	3,615	3,252	3,175	3,073	3,032
2,75	4,976	4,164	3,363	2,918	2,674	2,600	2,550	2,522
3,00	4,083	3,242	2,706	2,407	2,238	2,200	2,150	2,129
3,25	3,220	2,587	2,229	2,022	1,901	1,850	1,836	1,821
3,50	2,547	2,117	1,871	1,724	1,635	1,600	1,587	1,575
4,00	1,710	1,506	1,379	1,298	1,247	1,225	1,219	1,212

As Figuras 67 e 68 ilustram o comportamento da taxa de dose em função do raio do disco para cálculos obtidos no centro ($y = z = 0,0\text{cm}$) e na periferia ($y=3,0\text{cm}$) do molde. As curvas em vermelho representam o ajuste matemático conforme expressão polinomial adequada.

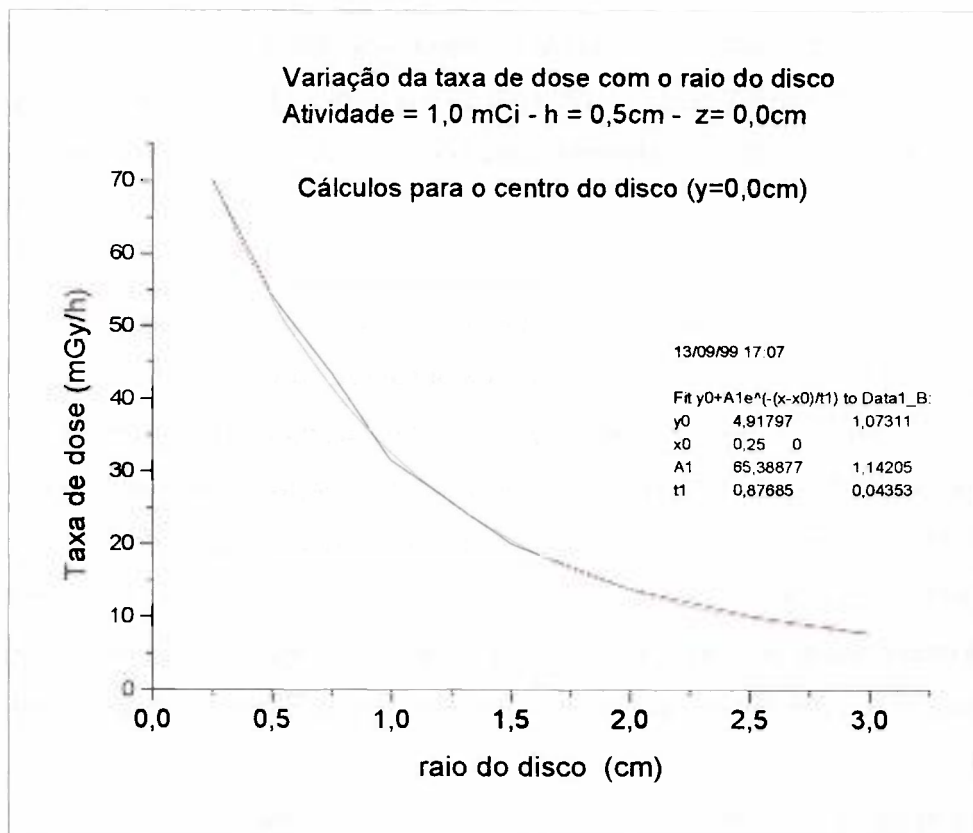


Figura 67 – Variação da taxa de dose em função do raio do disco – cálculos em $y=0$.

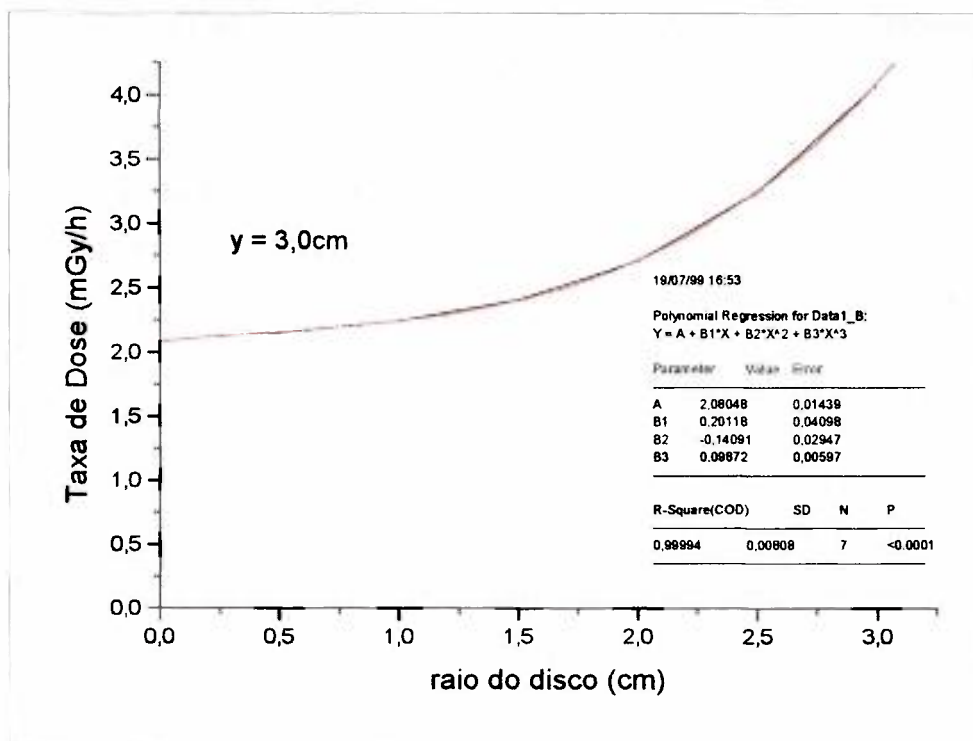


Figura 68 – Variação da taxa de dose em função do raio do disco – cálculos em $y=3,0$ cm

Várias combinações em anéis concêntricos, foram calculadas com o MS4, utilizando o princípio da superposição para discos de diferentes diâmetros, seguindo as dimensões dos moldes confeccionados anteriormente e ilustrados na Tabela 14 da seção 3.3.3.

Inicialmente, pensou-se em determinar as dimensões da cunha atenuadora baseando-se na variação da atividade ao longo do plano do disco, utilizando a expressão fornecida pelo gráfico que ilustra a variação da atividade em anéis que, combinados, produziram uma distribuição de taxa de dose razoavelmente homogênea ao longo do plano de um molde de raio externo igual a 3,0cm (Tabela 7 da seção 3.3.2), no entanto o resultado final não reproduziu o desejado, ou seja, os cálculos com o MS4 para o novo disco a ser irradiado mostravam que a variação da taxa de dose entre o centro e a periferia do disco superava o percentual de 40%, indesejável para a utilização da braquiterapia.

Por outro lado, considerando um disco de raio 1,0cm, e se se deseja que a atividade ao longo deste disco varie de tal forma que a distribuição da taxa de dose seja homogênea, pode-se então subdividir o disco em pequenos inter-anéis concêntricos e o problema agora é: qual a atividade necessária destes anéis para que todos tenham uma mesma taxa de dose no centro igual a daquele anel de menor diâmetro (raio = 0,25cm)?

Por questões de praticidade, subdividimos o disco em 4 anéis concêntricos :

Anel 1 : raio externo = 1,00cm - raio interno = 0,75cm	→	área = 1,374 cm ² .
Anel 2 : raio externo = 0,75cm - raio interno = 0,50cm	→	área = 0,982 cm ² .
Anel 3 : raio externo = 0,50cm - raio interno = 0,25cm	→	área = 0,589 cm ² .
Anel 4 : disco central de raio = 0,25cm	→	área = 0,196 cm ² .
Área total do disco	→	área = 3,141 cm ² .

A Tabela 47, mostra os valores das taxas de dose calculadas para os anéis com as respectivas atividades, utilizando os dados para os discos (Tabela 46).

Tabela 47 - Taxa de dose para anéis concêntricos - configuração 1

	Anel 3		Anel 2		Anel 1	
	Taxa de dose	Atividade	Taxa de dose	Atividade	Taxa de dose	Atividade
	mGy/h	mCi	mGy/h	mCi	mGy/h	mCi
disco interno	69,88	1,00	139,76	2,58	209,64	4,82
disco externo	139,76	2,58	209,64	4,82	279,52	8,87

Considerando novamente um disco de raio 1,0cm, deve-se determinar também, quais devem ser as atividades dos anéis internos para que a razão das taxas de dose entre a periferia ($r_1=1,0\text{cm}$) e o centro ($r_0=0,0\text{cm}$) seja igual a 1,0. E novamente utilizando os valores das taxas de dose calculadas com o MS4 (Tabela 46) para um disco de raio 1,0cm e atividade de 1,0mCi, tem-se :

$$\text{Anel 1 : } 31,51/18,42 = 1,711 \quad \rightarrow \quad 1,711 \times 69,88 = 119,539 \text{ mGy/h}$$

$$\text{Anel 2 : } 31,51/24,02 = 1,312 \quad \rightarrow \quad 1,312 \times 69,88 = 91,670 \text{ mGy/h}$$

$$\text{Anel 3 : } 31,51/28,27 = 1,115 \quad \rightarrow \quad 1,115 \times 69,88 = 77,890 \text{ mGy/h}$$

Somando o valor da taxa de dose para o disco central (69,880 mGy/h) ao valor obtido na multiplicação para o anel 3 (77,890 mGy/h) e assim sucessivamente para os outros anéis, obteremos os valores das taxas de doses para cada anel, cujas razões entre os valores para o centro e a periferia dos moldes fossem as desejadas. A Tabela 48 ilustra estes valores das taxas de dose com as respectivas atividades dos discos que compõem os anéis.

Tabela 48 – Taxa de dose dos anéis concêntricos - configuração 2

	Anel 3		Anel 2		Anel 1	
	Taxa de dose	Atividade	Taxa de dose	Atividade	Taxa de dose	Atividade
	mGy/h	mCi	mGy/h	mCi	mGy/h	mCi
disco interno	69,88	1,000	147,770	2,723	239,440	5,504
disco externo	147,770	2,723	239,440	5,504	358,980	11,392

Seguindo este raciocínio, foram calculadas várias combinações de anéis com diferentes atividades e concentrações (mCi/cm^2), simulando discos com atividades

variando entre o centro e a periferia. As combinações aceitáveis são aquelas que reproduzem uma distribuição de taxa de dose ao longo do disco o mais homogênea possível, o gradiente na taxa de dose não deve ultrapassar 10%.

As Tabelas 49 e 50 ilustram duas das combinações analisadas para discos com diferentes concentrações (mCi/cm^2) e atividades (mCi).

Tabela 49 - Características dos discos com diferentes concentrações (mCi/cm^2)

Raio	1,00cm	0,75cm	0,50cm	0,25cm	0,75cm	0,50cm	0,25cm
Ativ.	159,91	35,98	8,0	1,0	89,95	15,99	2,0
Conc.	50,90	20,36	10,18	5,09	50,90	20,36	10,18
y (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h
0,00	5038,760	1565,130	434,160	69,880	3912,825	867,777	139,760
0,25	4912,435	1421,210	396,400	58,950	3553,025	792,305	117,900
0,50	4520,656	1187,340	301,440	39,050	2968,350	602,503	78,100
0,75	3841,038	881,510	201,920	24,440	2203,775	403,588	48,880
1,00	2945,542	618,856	132,800	15,950	1547,140	265,434	31,900
1,25	2094,821	431,760	90,960	10,950	1079,400	181,806	21,900
1,50	1483,485	313,026	65,312	7,918	782,565	130,542	15,836
1,75	1085,469	230,272	48,912	5,966	575,680	97,763	11,932
2,00	824,336	178,101	37,896	4,644	445,253	75,745	9,288
2,25	646,196	138,523	30,184	3,712	346,308	60,330	7,424
2,50	520,027	114,237	24,584	3,032	285,591	49,137	6,064
2,75	427,599	93,548	20,400	2,522	233,870	40,775	5,044
3,00	357,879	79,156	17,200	2,129	197,890	34,379	4,258

As Tabelas 51 e 52 ilustram as configurações em anéis correspondentes às combinações dos discos apresentados nas Tabelas 49 e 50 respectivamente. Mostra-se também a variação percentual da taxa de dose entre o centro e a periferia dos moldes constituídos pelos anéis concêntricos.

Tabela 50 - Características dos discos com diferentes concentrações (mCi/cm²)

Raio	1,00cm	0,75cm	0,50cm	0,25cm	0,75cm	0,50cm	0,25cm
Ativ.	80,0	18,00	4,0	0,50	44,99	8,00	1,0
Conc.	25,46	10,18	5,09	2,54	25,46	10,18	5,09
y (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h
0,00	2520,800	783,000	217,080	34,940	1957,065	434,160	65,119
0,25	2457,600	711,000	198,200	29,475	1777,105	396,400	42,828
0,50	2261,600	594,000	150,720	19,525	1484,670	301,440	29,335
0,75	1921,600	441,000	100,960	12,220	1102,255	201,920	21,063
1,00	1473,600	309,600	66,400	7,975	773,828	132,800	15,774
1,25	1048,000	216,000	45,480	5,475	539,880	90,960	12,221
1,50	742,160	156,600	32,656	3,959	391,413	65,312	9,734
1,75	543,040	115,200	24,456	2,983	287,936	48,912	7,928
2,00	412,400	89,100	18,948	2,322	222,701	37,896	6,579
2,25	323,280	69,300	15,092	1,856	173,212	30,184	5,547
2,50	260,160	57,150	12,292	1,516	142,843	24,584	4,737
2,75	213,920	46,800	10,200	1,261	116,974	20,400	4,094
3,00	179,040	39,600	8,600	1,065	98,978	17,200	3,145

Tabela 51 - Variação da taxa de dose entre o centro e periferia do molde em anéis

	Anel 1	Anel 2	Anel 3	Anel 4		Molde final	
y (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	y (cm)	mGy/h	Var. %
0,00	1125,939	697,353	294,400	69,880	0,00	2187,572	
0,25	1359,410	628,906	278,500	58,950	0,25	2325,766	-6,32
0,50	1552,306	584,837	223,340	39,050	0,50	2399,533	-9,69
0,75	1637,263	477,922	153,040	24,440	0,75	2292,666	-4,80
1,00	1398,402	353,422	100,900	15,950	1,00	1868,674	14,58
1,25	1015,421	249,954	69,060	10,950	1,25	1345,385	38,50
1,50	700,920	182,484	49,476	7,918	1,50	940,798	
1,75	509,789	132,509	36,980	5,966	1,75	685,244	
2,00	379,084	102,356	28,608	4,644	2,00	514,692	
2,25	299,889	78,193	22,760	3,712	2,25	404,554	
2,50	234,436	65,099	18,520	3,032	2,50	321,087	
2,75	193,729	52,774	15,356	2,522	2,75	264,381	

Tabela 52 - Variação da taxa de dose entre o centro e periferia do molde em anéis

	Anel 1	Anel 2	Anel 3	Anel 4	Molde final		
y (cm)	mGy/h	mGy/h	mGy/h	mGy/h	y (cm)	mGy/h	Var. %
0,00	563,735	348,840	151,961	34,940	0,00	1099,476	
0,25	680,495	314,600	155,372	29,475	0,25	1179,942	-7,32
0,50	776,930	292,560	121,385	19,525	0,50	1210,400	-10,09
0,75	819,345	239,080	79,897	12,220	0,75	1150,542	-4,64
1,00	699,772	176,800	50,626	7,975	1,00	935,173	14,94
1,25	508,120	125,040	33,259	5,475	1,25	671,894	38,89
1,50	350,747	91,288	22,922	3,959	1,50	468,916	
1,75	255,104	66,288	16,528	2,983	1,75	340,903	
2,00	189,700	51,204	12,369	2,322	2,00	255,595	
2,25	150,069	39,116	9,545	1,856	2,25	200,586	
2,50	117,317	32,566	7,555	1,516	2,50	158,954	
2,75	96,946	26,400	6,106	1,261	2,75	130,713	

Verifica-se que a taxa de dose cai rapidamente à medida que se afasta do disco ativado, isto é interessante para os procedimentos de braquiterapia, que tem por princípio a preservação dos tecidos sadios ao redor da lesão.

A distribuição da taxa de dose ao longo do eixo de um disco de raio = 1,0cm foi calculada com o MS4 (Figura 69). A forma inversa da curva foi analisada graficamente (Figura 70) para se estimar forma geométrica e dimensões do material absorvedor que possa reproduzir a distribuição da taxa de dose apresentada na Tabela 51.

A Figura 71 apresenta a distribuição da taxa de dose calculada com o MS4 para um disco com diferentes concentrações (mCi/cm^2).

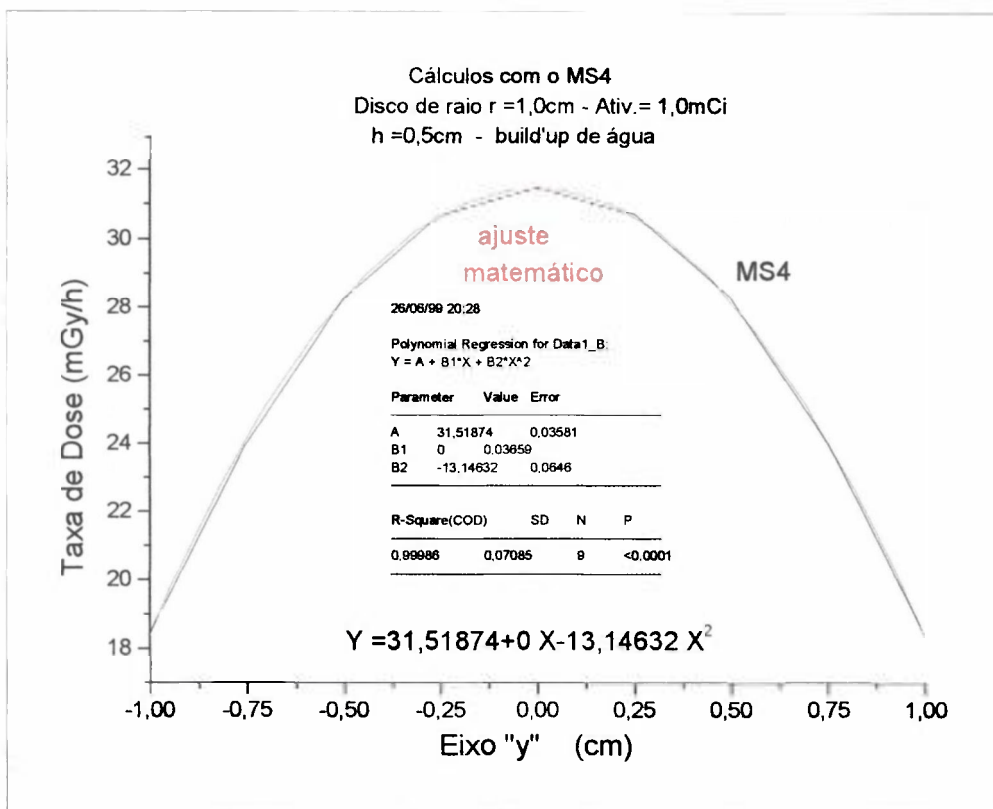


Figura 69 – Distribuição da taxa de dose no plano do disco de Au-198

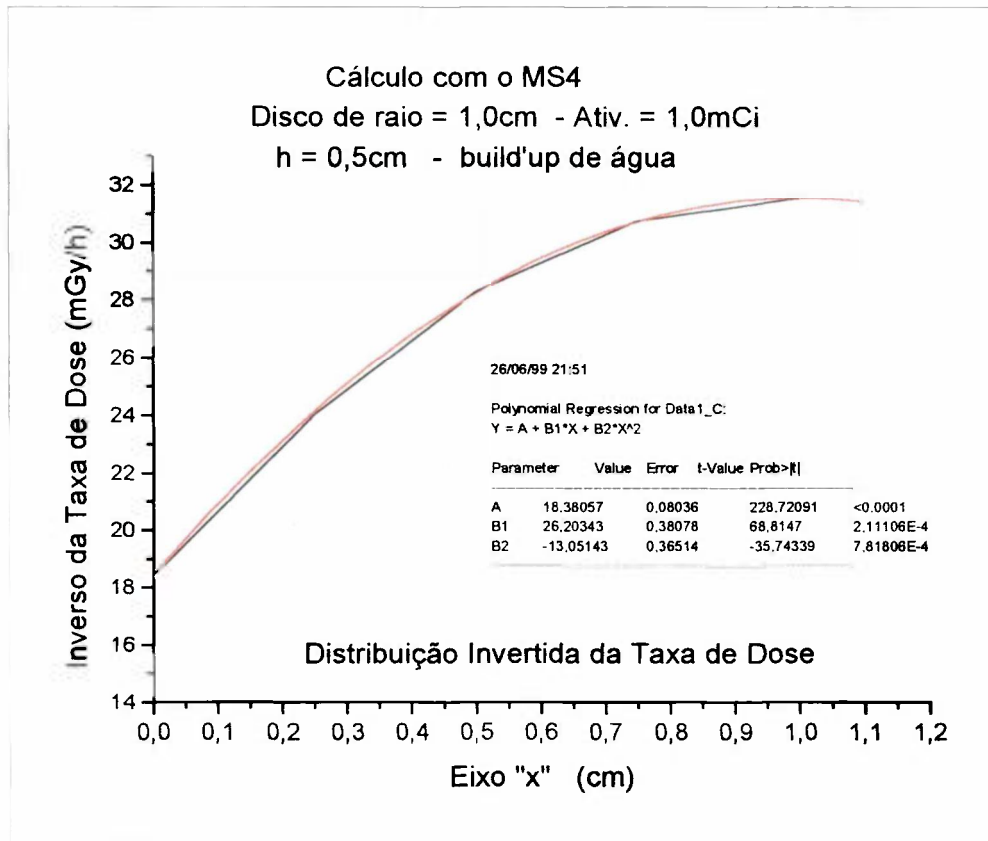


Figura 70 – Distribuição inversa da taxa de dose no plano do molde de um disco de Au-98

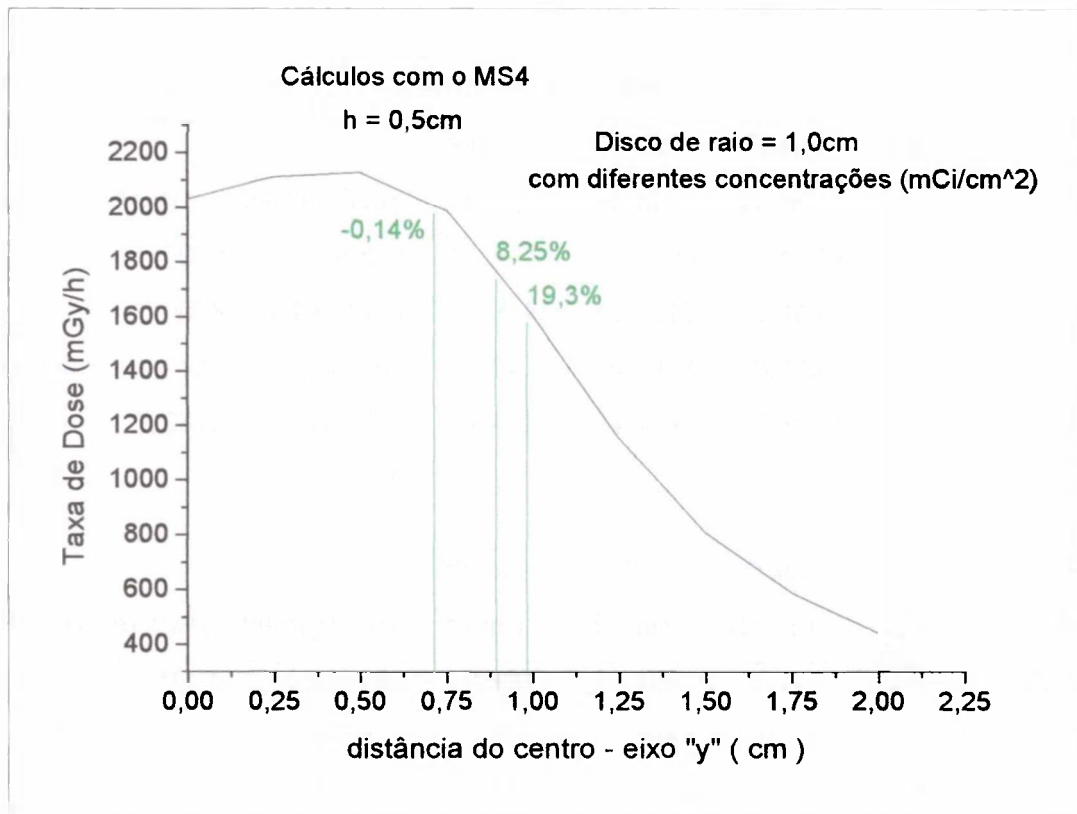


Figura 71 – Distribuição da taxa de dose no plano do disco com diferentes concentrações

b) Cálculo das dimensões das cunhas absorvedoras :

Na determinação das dimensões das cunhas absorvedoras utilizou-se os dados dos materiais absorvedores analisados e listados na Tabela 45 juntamente com a equação 27.

A Tabela 53 mostra as espessuras (d) das cunhas absorvedoras determinadas pela razão das atividades (A_y = atividade na posição “y” no plano do disco; A_0 = atividade na periferia do disco).

Comparando os valores das espessuras das cunhas absorvedoras para discos de diferentes diâmetros (raio=3,0cm e raio = 1,0cm), nota-se que quanto maior o raio do disco, menor a altura no centro da cunha; isto concorda com os gráficos das variações das taxas de dose em função dos raios dos discos, isto é, quanto menor o raio, mais acentuada é a variação da taxa de dose no plano do disco. Também, pode-se notar que, para um mesmo raio, a espessura no centro da cunha varia muito pouco com a razão das atividades.

Tabela 53 - Espessuras (d) das cunhas absorvedoras

			Níquel	Cobre	Prata	Raio	Ativ.
y (cm)	A(y)/Ao	ln[A(y)/Ao]	d (cm)	d (cm)	d (cm)	(cm)	(mCi)
0	0,0070	- 4,956812	13,3170	17,3300	1,5000	1,00	127,93
0,25	0,0078	- 4,851483	13,0341	16,9618	1,4681	0,75	35,98
0,50	0,0625	- 2,771964	7,4472	9,6913	0,8388	0,50	8,00
0,75	0,2812	- 1,269760	3,4113	4,4393	0,3842	0,25	1,00
1,0	1	0	0	0	0	0,00	0,90

			Níquel	Cobre	Prata	Raio	Ativ.
y (cm)	A(y)/Ao	ln[A(y)/Ao]	d (cm)	d (cm)	d (cm)	(cm)	(mCi)
0	0,0216	-3,835062	10,3033	13,4081	1,1605	3,00	74,00
0,25	0,0216	-3,835062	10,3033	13,4081	1,1605	2,50	74,00
1	0,2162	-1,5315514	4,1146	5,3546	0,4634	1,50	16,00
1,5	0,2162	-1,5315514	4,1146	5,3546	0,4634	1,00	16,00
2,5	1	0	0	0	0	0,25	1,60
3	1	0	0	0	0		

			Níquel	Cobre	Prata	Raio	Ativ.
y (cm)	A(y)/Ao	ln[A(y)/Ao]	d (cm)	d (cm)	d (cm)	(cm)	(mCi)
0	0,006	-5,1159958	13,7447	17,8866	1,5481	1,00	80,00
0,25	0,00625	-5,0751738	13,6350	17,7438	1,5358	0,75	18,00
0,5	0,05	-2,9957323	8,0483	10,4737	0,9065	0,50	4,00
0,75	0,225	-1,4916549	4,0075	5,2151	0,4514	0,25	0,50
1	1	0	0	0	0	0,00	0,48

A Figura 72 mostra a variação da espessura da cunha absorvedora em função da distância do centro do disco (medidas no plano da área ativa), para os três tipos de material (cobre, níquel e prata) estudadas. A Figura 73 ilustra a variação da espessura do absorvedor de prata em função da atividade no centro do disco.

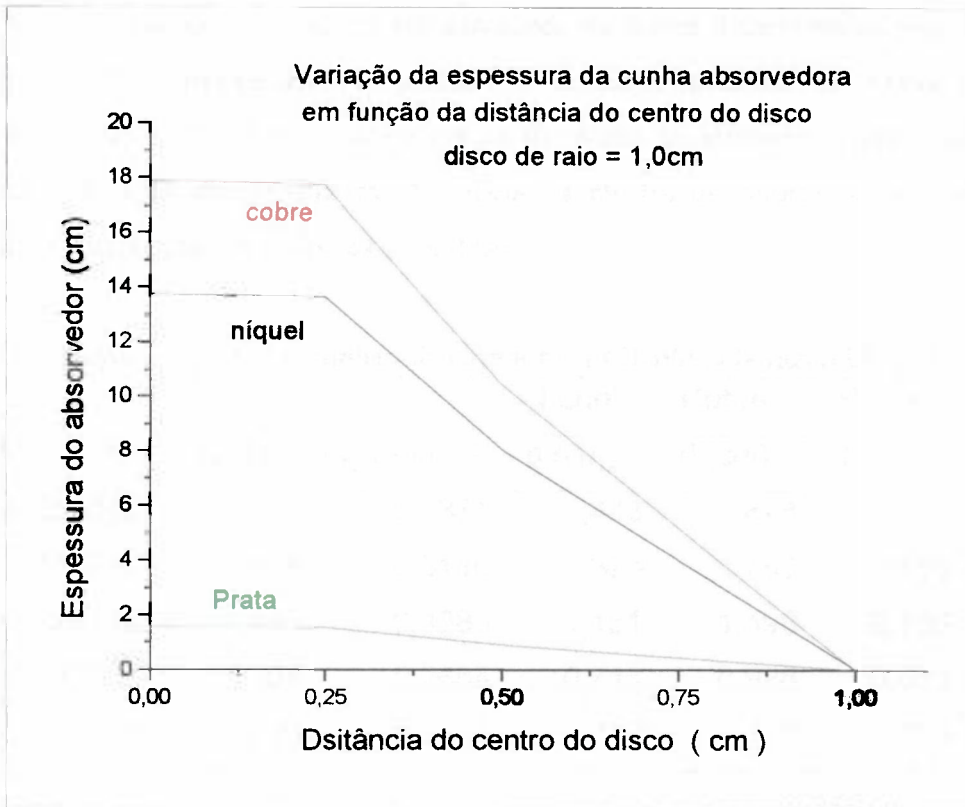


Figura 72 – Espessura da cunha absorvedora em função da distância do centro do disco

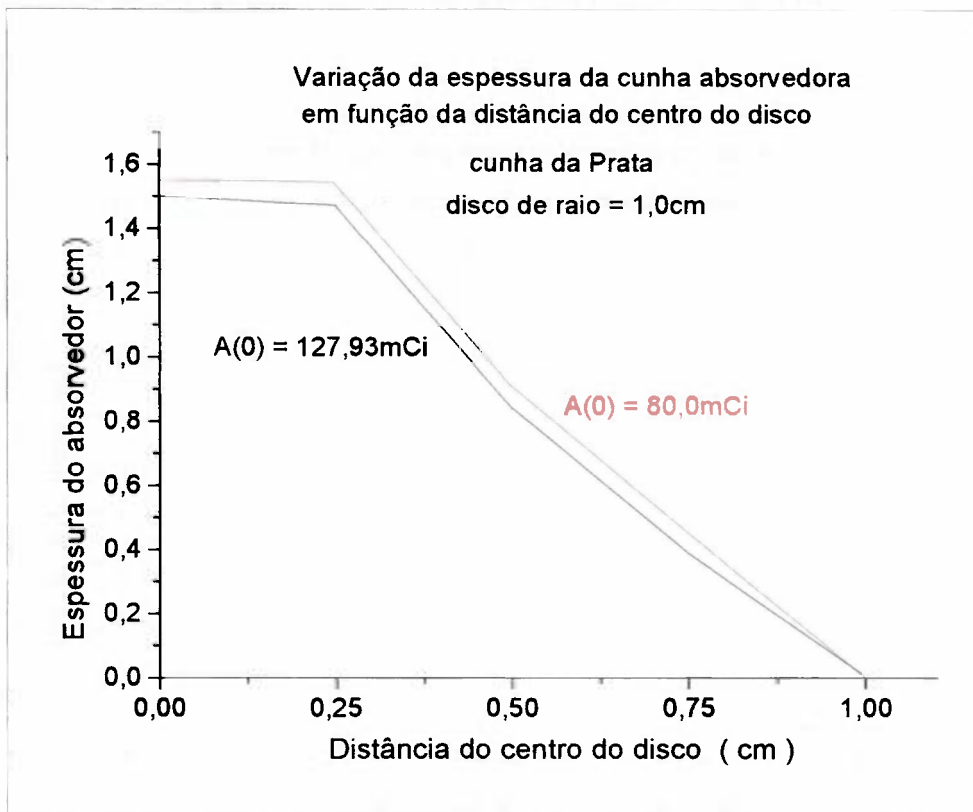


Figura 73 – Espessura da cunha de prata em função da atividade no centro do disco

Se as espessuras (d) das cunhas absorvedoras forem determinadas pela razão das taxas de dose ($D_y =$ taxa de dose na posição “ y ” no plano do disco; $D_0 =$ taxa de dose na periferia do disco), obtém-se uma espessura de cunha significativamente menor que a calculada pela razão das atividades. A Tabela 54 mostra os valores das espessuras das cunhas calculadas pela razão das taxas de dose.

Tabela 54 - Espessuras (d) das cunhas absorvedoras (cálculo pela razão $D(y)/D_0$)

y (cm)	mGy/h	$D(y)/D_0$	$\ln[D(y)/D_0]$	Níquel	Cobre	Prata
				d (cm)	d (cm)	d (cm)
0	2520,80	1,711	0,5371	1,443	1,878	0,162
0,25	2457,60	1,668	0,5116	1,374	1,789	0,155
0,50	2261,60	1,535	0,4285	1,151	1,498	0,130
0,75	1921,60	1,304	0,2654	0,713	0,928	0,080
1,0	1473,60	1,00	0,0	0,0	0,0	0,0

A Figura 74 ilustra a variação das espessuras das cunhas absorvedoras em função da distância do centro do disco, calculadas pela razão das taxas de dose.

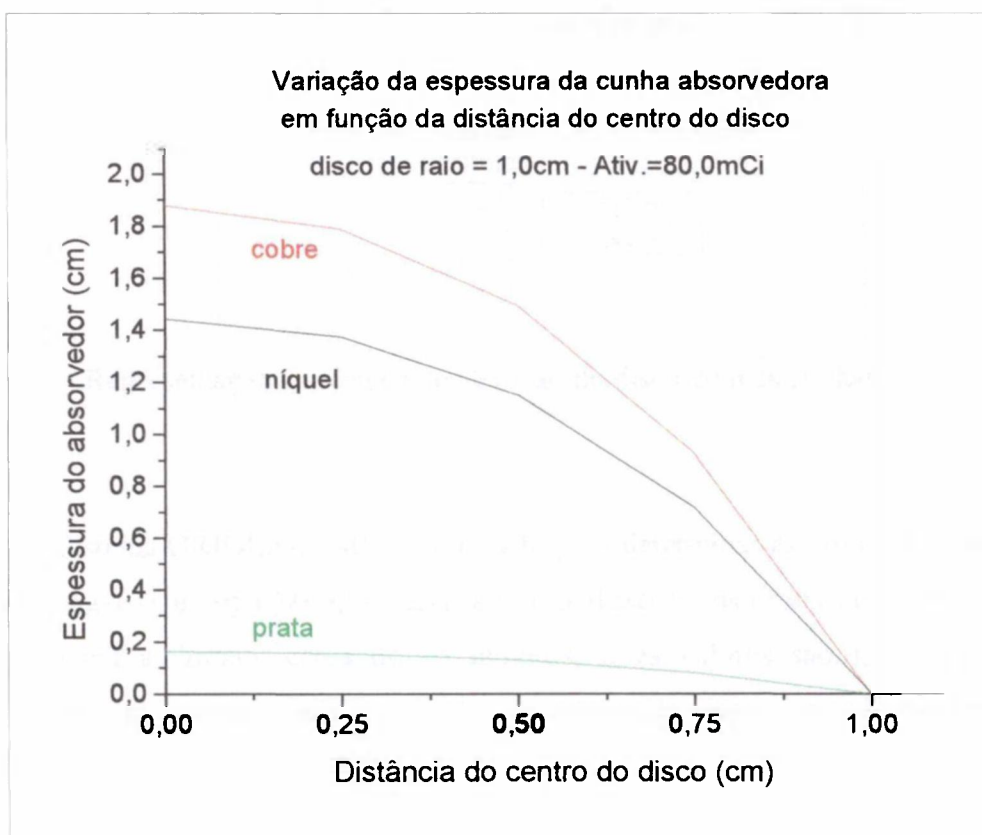


Figura 74 – Espessura das cunhas (razão das taxas de dose).

c) Irradiação do disco de Au-198 com as duas cunhas absorvedoras :

Após as análises teóricas, confeccionou-se duas cunhas de prata para serem usadas como material atenuador na irradiação de um disco de raio = 1,0cm. A variação desejada da atividade no plano do disco (127,93mCi na periferia do disco e 0,90 mCi no centro) e as espessuras das cunhas (1,50cm no centro) são aquelas ilustradas na Tabela 53.

As cunhas confeccionadas, juntamente com o disco de ouro-197, foram envelopadas em papel alumínio e colocadas dentro do porta-amostra para serem ativadas no reator IEAR-1, devido às dimensões das cunhas, o porta-amostras teve de ser direcionado horizontalmente no fluxo de nêutrons (Fig. 75).

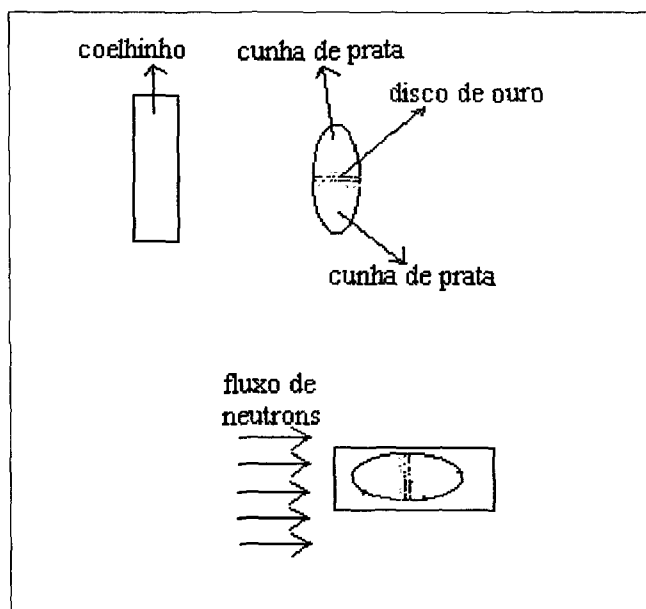


Figura 75 – Representação da técnica de ativação do disco com as cunhas absorvedoras

O Sistema ORIGEN-2 /40/ foi utilizado para determinar as atividades para 1grama de prata (Ag-107 e Ag-109) após ativação num fluxo de nêutrons de aproximadamente $1,9 \times 10^{12}$ n/cm².s durante cerca de 15 minutos, estes valores são importantes para a manipulação das amostras pela equipe de operadores do reator, os valores obtidos estão ilustrados na Tabela 55.

Tabela 55- Decaimento radioativo da prata

Tempo após a irradiação	Atividade Ci/g de Ag	Tempo após a irradiação	Atividade Ci/g de Ag
0 segundo	6,284	15 minutos	0,01142
1 minuto	1,674	1,0 hora	$1,032 \times 10^{-5}$
3 minutos	0,415	2,0 horas	$8,554 \times 10^{-6}$
5 minutos	0,213		

Como cada cunha confeccionada possui aproximadamente 28,5gramas de prata, para se determinar a atividade total da prata após a ativação, deve-se multiplicar os valores das atividades por grama ilustradas na Tabela 55 por 57 gramas.

As características do disco de ouro irradiado, bem como os valores das atividades após ativação estão ilustradas na Tabela 56.

Tabela 56 - Características do disco irradiado

Massa	Raio	Tempo de ativação	Atividade ^a mCi	Atividade ^b mCi
0,70 g	1,0 cm	15 min	193,00 mCi	34,70 mCi

a = atividade calculada, sem atenuação pelas cunhas absorvedoras, na saída do reator.

b = atividade medida (aproximadamente 48 horas após a ativação).

d) Análise da distribuição da dose de radiação por densidade óptica

A fim de se verificar experimentalmente os cálculos teóricos da distribuição da dose de radiação no plano do disco, procedeu-se a análise da densidade óptica das imagens do enegrecimento, produzidas em um filme radiográfico, pela exposição ao disco irradiado.

O disco irradiado foi acondicionado em uma base fina de isopor com 1,0mm de espessura e sobreposto a uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura. O conjunto foi colocado sobre um filme Kodak X-Omat V.

O tempo de exposição foi escalonado para se obter um intervalo de dose de radiação absorvida entre 25cGy a 100cGy. Após a revelação dos filmes, a densidade óptica das imagens do enegrecimento produzidas conforme os diferentes tempos de radiação, foi lida de 0,25cm em 0,25cm a partir do centro, utilizando um densitômetro digital marca MRA, modelo CQ-01 e número 01-110, com precisão de 0,02D.O. em D.O. = 3,00.

A dose de radiação emitida pelo molde foi calculada utilizando a Tabela 40 do apêndice 3. No caso do disco de raio = 1,0cm, a taxa de dose liberada a 0,5cm de profundidade é de 2,20cGy/h.mCi(Au). Como a atividade do disco no início das exposições era de 34,7 mCi, a taxa de dose inicial era de 1,27cGy/min. A Tabela 57 ilustra os tempos de exposição para as diferentes dose de radiação desejadas.

Tabela 57 – Tempo de exposição do disco (irradiação com cunhas absorvedoras)

Dose (cGy)	25	50	75	100
Tempo de exposição	19'42"	39'25"	59'07"	78'49"

A Figura 76 ilustra a distribuição da dose de radiação no plano do molde. Os valores de dose absorvida foram determinados utilizando a equação da curva de calibração (Dose = -17,676 + 93,501.D.O.).

A Figura 77 compara a distribuição de dose de radiação calculada com o MS4 para o disco de raio 1,0cm irradiado com 2 cunhas de prata, com a distribuição da dose absorvida medida após ativação do disco, os valores estão normalizados para o centro do disco.

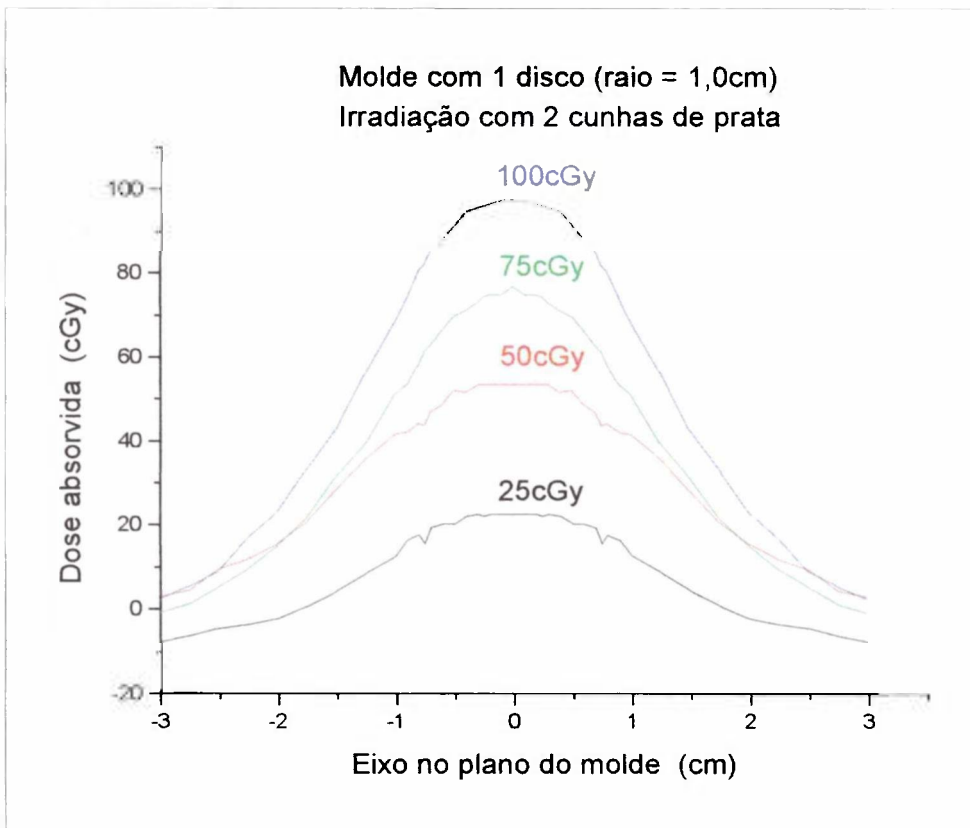


Figura 76 – Distribuição da dose de radiação no plano do molde (com cunhas)

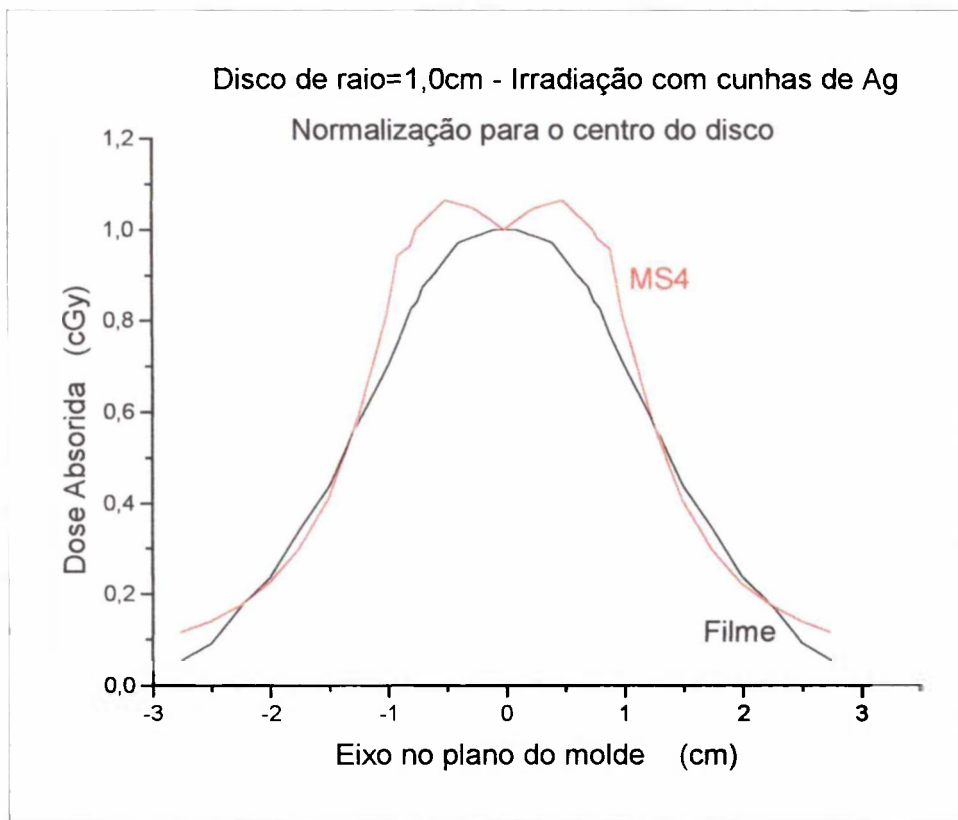


Figura 77 – Comparação entre os valores calculados (MS4) e as medidas de D.O.

e) Análise da distribuição da dose com dosímetros TLD's

A distribuição da taxa de dose produzida pelo disco irradiado com as cunhas de prata também foi verificada com dosímetros termoluminescentes (TLD's).

Os TLD's foram dispostos lado a lado sobre uma base de isopor de 2,0mm de espessura, o molde com o disco foi colocado sobre uma placa de acrílico de 4,0mm de espessura e esta sobre os dosímetros; desta forma a distância entre as fontes radioativas e os dosímetros é de aproximadamente 5,0mm.

O tempo de exposição foi calculado em função da dose absorvida desejada (Tabela 58), a atividade do disco de ouro-198 no início dos testes com os TLD's era de 33,42mCi o que fornecia uma taxa de dose de 1,22 cGy/min a 0,5cm de profundidade.

Tabela 58 – Tempo de exposição dos TLD's

Dose (cGy)	TLD's (n°)	Tempo de exposição
25,0	0,1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12	20min30seg
50,0	13	40min59seg
75,0	14	1h01min28seg
100,0	15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,27	1h21min58seg

A Figura 78 mostra a média entre os eixos “x” e “y” dos valores das leituras dos TLD's (nC), convertidas em dose absorvida, para uma dose de radiação de 25cGy. A Figura 79 compara os valores das leituras dos dosímetros (ajustadas para a média entre os eixos) no plano do molde para duas doses de radiação diferentes.

As Figuras 80 e 81 comparam os resultados da dose absorvida normalizada para o centro do disco, obtidos com as leituras da densidade óptica (medidas em filmes especiais), com as leituras dos TLD's (nC) e com o valor teórico calculado com o MS4, para o disco irradiado com 25cGy e 100cGy respectivamente.

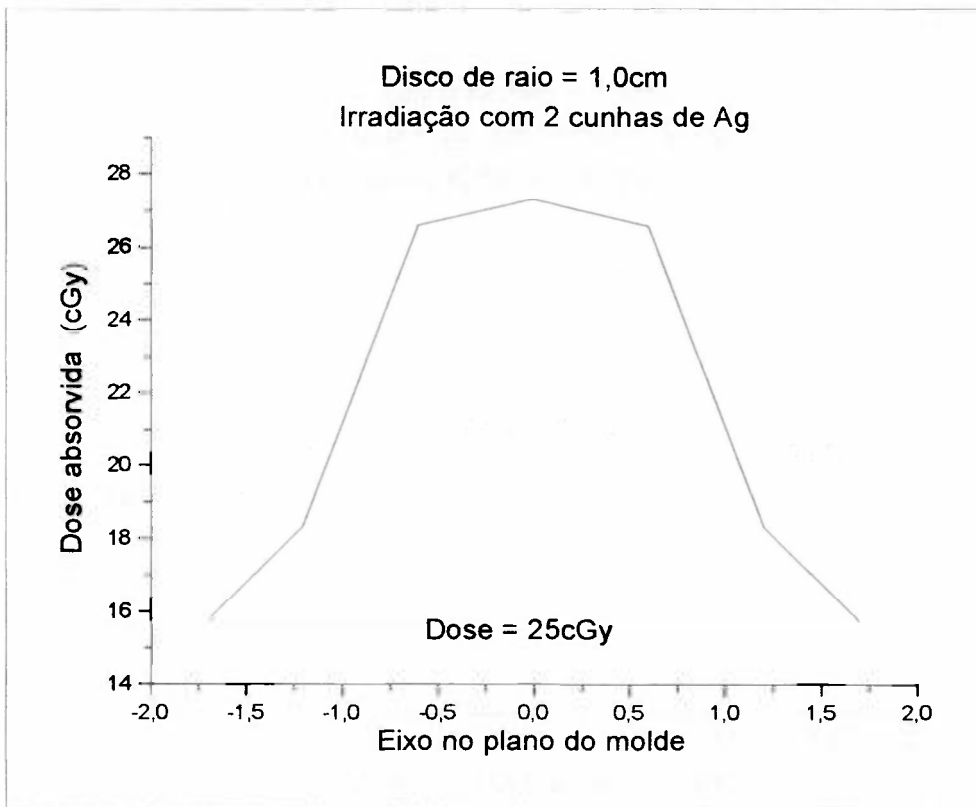


Figura 78 – Média das leituras dos TLD's nos eixos do plano do molde – dose:25cGy

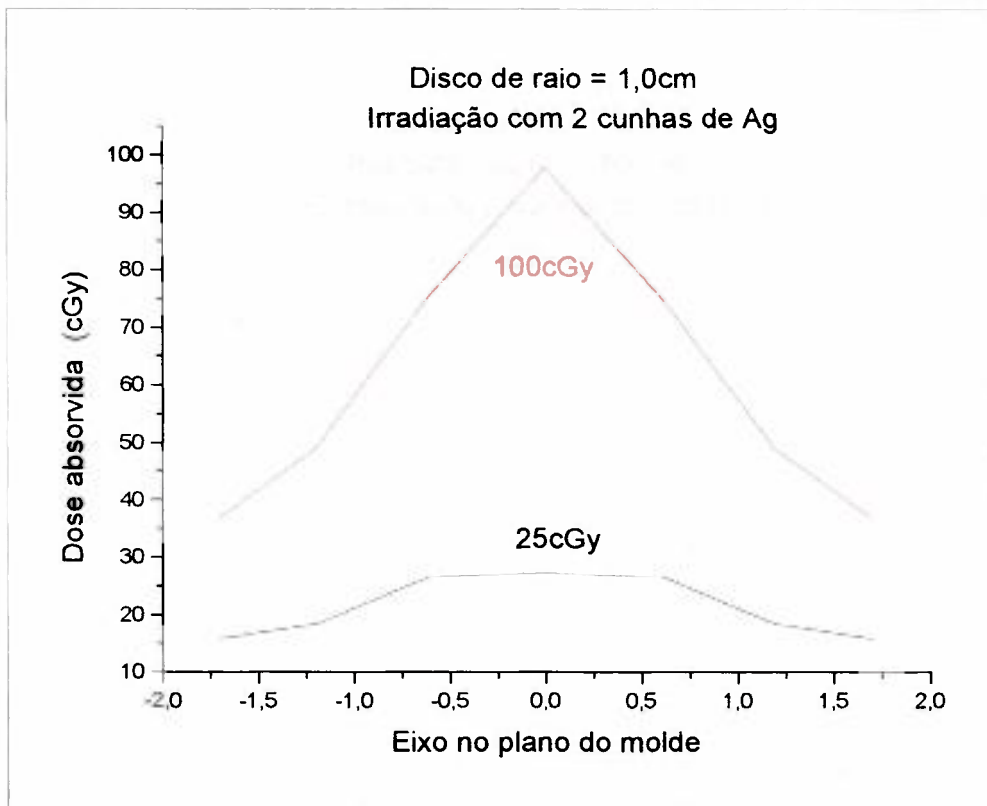


Figura 79 – Leituras dos TLD's no plano do disco - comparação entre doses.

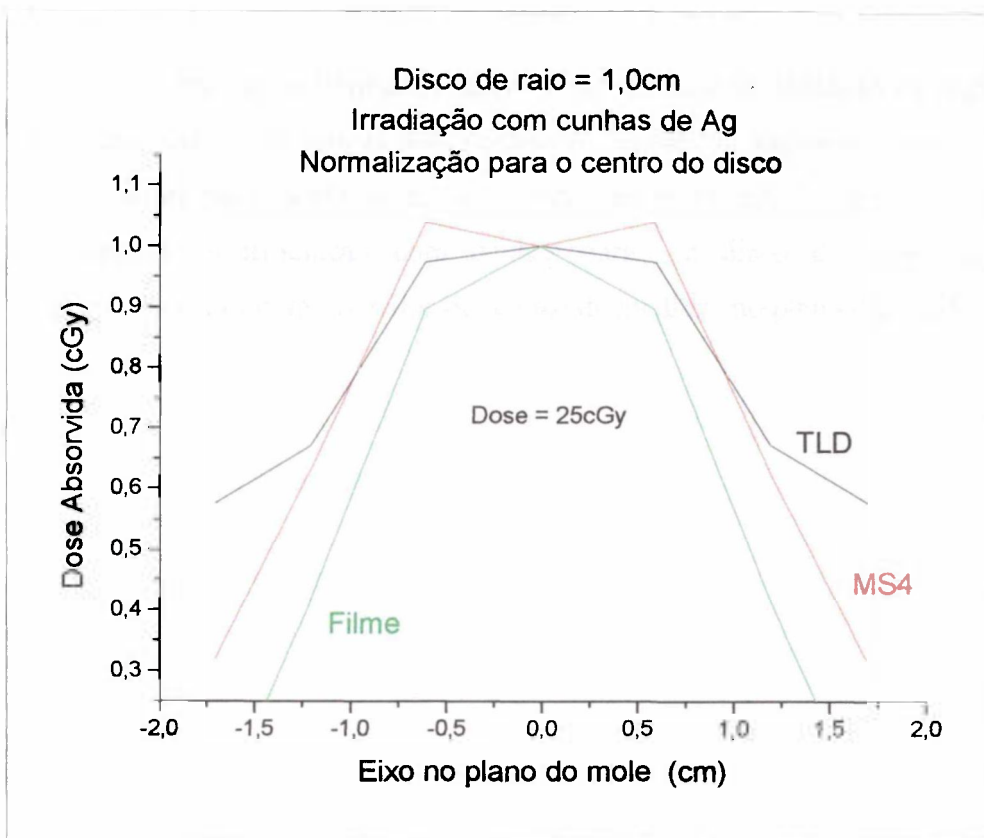


Figura 80 – Leitura dos TLD's X Cálculos com MS4 X Medidas da Densidade Óptica

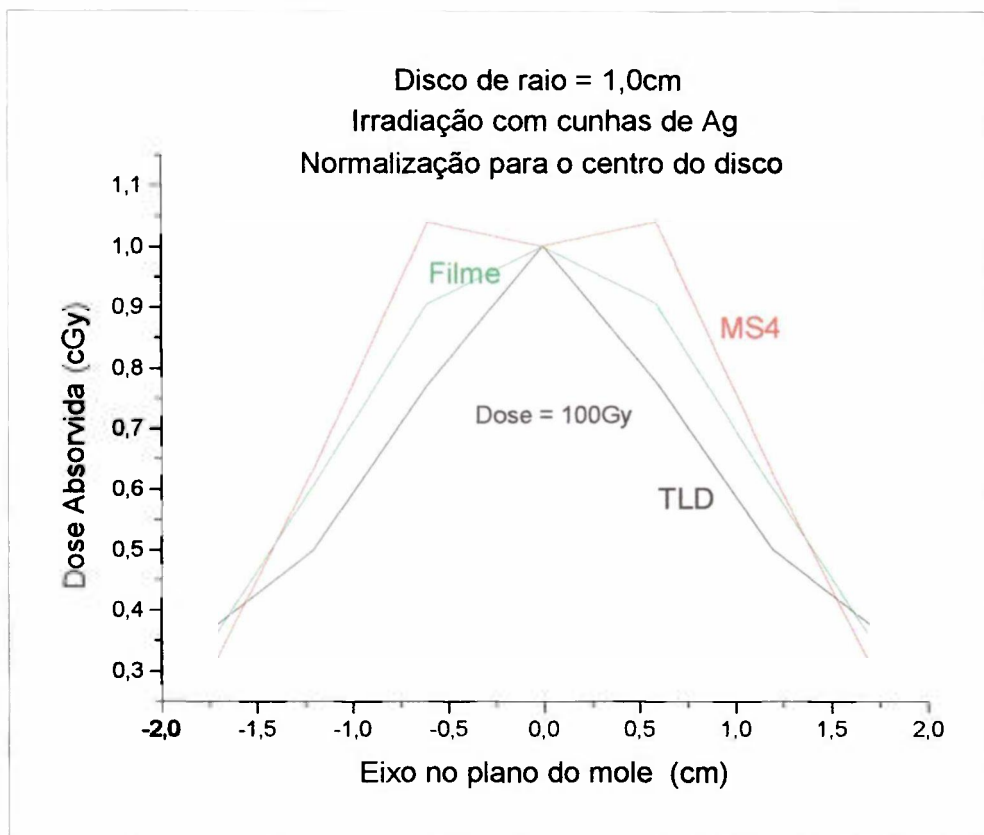


Figura 81 – Leitura dos TLD's X Cálculos com MS4 X Medidas da Densidade Óptica

A análise preliminar da distribuição da dose de radiação na região ativa, obtida para o disco irradiado com as duas cunhas absorvedoras, sugere que novas amostras devem ser irradiadas para confirmação do achado experimental. Melhor seria ainda refazer o experimento da irradiação com cunhas para um disco de maior diâmetro, o que proporcionaria um número maior de pontos de medidas no plano do molde.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - WORLD HEALTH ORGANIZATION. **National Cancer Control Programmes: Policies and Managerial Guidelines**. Genebra. WHO, 1995.
- 2 - INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER (INCa). **Estimativa da Incidência e Mortalidade por Câncer no Brasil 1999**. Brasil. Rio de Janeiro, 1999.
- 3 - FUNDAÇÃO ONCOCENTRO DE SÃO PAULO. **Controle do Câncer no Estado de São Paulo**. Brasil. São Paulo, 1994 .
- 4 - FUNDAÇÃO ONCOCENTRO DE SÃO PAULO. **Estratégias para o Controle do Câncer**. Brasil. São Paulo, 1994.
- 5 - INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER (INCa). **O Problema do Câncer no Brasil**. 3ª ed. Brasil. Rio de Janeiro, 1995.
- 6 - FLETCHER, G.H. **Textbook of Radiotherapy**. 3. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
- 7 - BRASH D.E. **Cancer of the Skin**. In: DEVITTA JUNIOR, V.T., HELLMAN S., ROSENBERG S. A . **Cancer Pinciples & Practice of Oncology**. 5.ed. Philadelphia, N.Y.: Lippincott-Raven Publishers, 1997.
- 8 - PETROVICH, Z.; PARKER, R.; LUXTON, G.; KUISK, H.; JEPSON, J. **Carcinoma of the lip and selected sites of head and neck skin. A Clinical Study of 896 patients**. *Radiotherapy and Oncology*, v. 8, p. 11-17, 1987.
- 9 – BRADY, L.W. **External Irradiation of Epithelial Skin Cancer**. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 19, p. 491-492, 1990

- 10 – SASSE A. D. – **Câncer e Oncologia**. Campinas, 2000,
<http://andre.sasse.com/oncologia.htm>
- 11 – SOLAN, M.J.; BRADY, L.W.; BINNICK, S.A.; FITZPATRICK, P.J. **Skin**. In:
PEREZ, C.A.; BRADY, L.W. **Principles and Practice of Radioation Oncology**. 2.ed.
Philadelphia, N.Y.: J.B.Lippincottt Company, 1992.
- 12 - MCCORMICK, B. **Radiation therapy for retinoblastoma : comparison of results with lens-sparing versus lateral beam techniques**. I.J.Radiation Oncology Biology Physics, v. 15, p. 567-574, 1988.
- 13 - STALLARD, H.B. **Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid**. Brit. J. Ophthal., v. 50, p.147-155, 1966.
- 14 - SHIELDS, J.A. **Cobalt Plaque Therapy of Posterior Uveal Melanomas**. Ophthalmology., v. 89, p. 1201-7, 1982.
- 15 - WALKER, M.A. **Interstitial Implant Brachytherapy in Small Animals** . In : The Veterinary Clinics of North America - Small Animal Practice - Radiation Oncology, v. 27, n. 1, p. 59-71, W.B.Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, 1997.
- 16 - WILKIE, D.A.; BURT, J. K. **Combined Treatment of Ocular Squamous Cell Carcinoma in a Horse, Using Radiofrequency Hyperthermia and Interstitial ¹⁹⁸Au Implants**. JAVMA, v. 196, n. 11, p. 1831-1833, 1990.
- 17 - THOMPSON, J.P. **¹⁹²Iridium Brachytherapy, Using and Intracavitary Afterload Device, for Treatment of Intranasal Neoplasms in Dogs**. Am. J. Vet. Res, v. .53, n. 4, p. 617-622, 1992.
- 18 - KHAN, F.M. **Brachytherapy**. In: The Physics of Radiation Therapy, 2 ed. Baltimore, Williams & Wilkins, p.418-473, 1994.

- 19 - JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **Measurements of Radiation: Dosimetry, Brachytherapy - Intercavitary and Interstitial Sources.** In: The Physics of Radiology. 4. ed. Illinois, Charles C. Thomas, p. 217-69 e 453-497, 1981.
- 20- KUTCHER, G.J. **Comprehensive QA for radiation oncology : Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40.** Med. Phys., v. 21, n.4, p. 581-618, 1994.
- 21 - HAN, I.; AHMAD, K. **Multifractionated Intravaginal High Dose Rate Brachytherapy in Gynecological Tumors.** Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology, v. 10, p. 87-95, 1994.
- 22 - CHAN, B.; ROTMAN, M.; RANDALL, G. **Computerized dosimetry of ^{60}Co ophthalmic applicators.** Radiology, v.103, p. 705-707, 1972.
- 23 - SAUER, O. A. **Precision of the Dose Calculated for Bladder and Rectum in High Dose Rate Gynecological Brachytherapy.** Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology, v. 10, p.79-82, 1994.
- 24 - LIQUORISH, R.A.C. **Calibration of Cobalt-60 Eye Applicators - a change in the values of design activity.** boletim técnico : Physics Section - The Radiochemical Centre Ltd., p.6, 1973.
- 25 - BERGONIÉ, J.; TRIBONDEAU, L. **Interpretation of Some Results of Radiotherapy and an Attempt at Determining a Logical Technique of Treatment.** Radiation. Res., v. 11, p. 587, 1959. (Tr. by G. H. Fletcher of original paper published in Compt. Rend. Acad. Sci., v. 143, p.983, 1906) .
- 26 - COHEN, M.; JONES, D.E.S.; GREENE, D. **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.** British Journal of Radiology, (suppl 11), 1972.
- 27 - CASEBOW, M.P. **The Calculation and Measurement of Exposure Distributions from ^{60}Co Ophthalmic Applicators.** British Journal of Radiology, v. 44, p. 618-624, 1971.

- 28 - YAMAGUCHI, M.; UMBEHAUN, P. E.; FANARO, L.C.C.B. **Análise Neutrônica e Termo-Hidráulica do Experimento de Operação Contínua de 48 Horas a 5 MW do Reator IEA-R1**. Anais do XI Encontro Nacional de Física de Reatores e Termohidráulica (ENFIR), Poços de Caldas - MG, Agosto, 1997.
- 29 - SANTOS, A.; PERROTA, J. A.; BASTOS, J.L.F.; YAMAGUCHI, M.; UMBEHAUN, P.E. **Core Calculations for the Upgrading of the IEA-R1 Research Reactor**. Anais do 21st International Meeting on Reduced Enrichment for Research and Test Reactors (RERTR), São Paulo - SP, October, 1998.
- 30 - TAKEDA, M.; SHIBUY, H.; INOUE, T. **The Efficacy of Gold-198 Grain Mold Therapy for Mucosal Carcinomas of the Oral Cavity**. Acta Oncologica, v.35, n. 4, p. 463-467, 1996.
- 31 - SLANINA, J. **Interstitial Radiotherapy with ¹⁹⁸Au Seeds in the Primary Management of Carcinoma of the Oral Tongue: Results in Freiburg/Breisgau from January 1964 to July 1980**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, v. 8, p.1683-1689, 1982.
- 32 - DALE, R.G.; JONES, B.; COLES, I.P. **Effect of Tumor shrinkage on the Biological Effectiveness of Permanent Brachytherapy Implants**. British Journal of Radiology, v. 67, n. 799, p. 639-645, 1994.
- 33 - OSTERTAG, C.B. **Brachytherapy - Interstitial Implant Radiosurgery**. Acta Neurochirurgica, suppl. 1, p.79-84, 1993.
- 34 - DOORNBOS, J.F.; HUSSEY, D.H.; ROBINSON, R.A.; WEN, B.C.; VIGLIOTTI, A.P. **Results of Radical Perineal Prostatectomy with adjuvant brachytherapy**. Radiology, v. 184, n. 2, p. 333-339, 1992.
- 35 - GASPAR, L.E.; ZAMORANO, L.J.; SHAMSA, F.; FONTANESI, J.; EZZELL, G.E.; YAKAR, D.A. **Permanent ¹²⁵Iodine Implants for Recurrent Malignant Gliomas**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 43, n. 5, p. 977-982, 1999.

- 36 - GAFFNEY, D.K.; HAYES, J.K.; MOELLER, J.H.; LEAVITT, D.D. **A Dosimetric Comparison Between Iridium-192 and Iodine-125 for Conformal Low Dose Rate Interstitial Implants of the Base of Tongue.** *J. Brachytherapy Int.*, v. 15, p. 27-35, 1999.
- 37 - MARCHESE, M.J.; NORI, D.; ANDERSON, L. L.; HILARIS, B.S. **A Versatile Permanent Planar Implant Technique Utilizing Iodine-125 Seeds Imbedded in Gelfoam.** *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 10, p. 747-751, 1984.
- 38 - NEGIN, C. A.; WORKU, G. **MicroShield Version 4 - User's Manual**, Grove Engineering, Inc. Rockville, Maryland , 1992.
- 39 - FERNANDES, M.A.R. **Descrição do Código Hammer-Technion**, In: *Análise de Experimentos Críticos de UO₂-PuO₂ Utilizando os Sistemas Njoy/AmpxII/Hammer-Technion.* São Paulo: 1990. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- 40 - CROFF, A .G. **ORIGEN-2 – A Revised and Updated Version of the Oak Ridge Isotope Generation and Depletion Code.** ORNL-5621, 1985.
- 41 - HILARIS, B.S.; MASTORAS, D.A.; SHIH, L.L.; BODNES, W.R. - **History of Brachytherapy : the Years After the Discovery of Radium and Radioactivity.** In: NAG, S. *Principles and Practice of Brachytherapy.* N.Y., Futura Publishing Company, Inc, 1997.
- 42 - PINTO, A. C. L.C. **A História da Braquiterapia.** In: *A Radioterapia no Brasil 1995*, Liga Paranaense de Combate ao Câncer, Curitiba, 1995.
- 43 - PEREIRA, A .J. **Braquiterapia.** In: *I Workshop de Radioterapia.* Departamento de Radioterapia do Hospital A. C. Carmargo. Anais...São Paulo, 1993.
- 44 - PIERQUIM, B.; MARINELLO, G. **A Practical Manual of Brachytherapy.** Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1997.

- 45 - MEREDITH, W.J. **Radium Dosage The Manchester System**. 2 ed. The Williams and Wilkins Company, 1967.
- 46 - QUIMBY, E.H. **Dosage Table for linear radium sources**. *Radiology*, 43:572,1944
apud SCAFF, L.A.M. *Física da Radioterapia*. São Paulo: Sarvier, 1997.
- 47 - PAREDES, M.C. **Historia de la Braquiterapia**. Sociedad Española de Física Médica. Zaragoza, 1995.
- 48 - PIERQUIM, B. **History of Brachytherapy**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 3-5, 1989.
- 49 - LYONS, A.S.; PETRUCELLI, R.J. **MEDICINE An Illustrated History**. Abradale Press Harry N. Abrams, Inc., Publishers. New York, 1987.
- 50 - JOSLIN, C.A.F. **Brachytherapy: A Clinical Dilemma**. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Physics*, v. 19, p. 801-802, 1990.
- 51 - TEH, B.S.; BERNER, B.M.; CARPENTER, S. **Permanent Gold-198 Implant for Locally Recurrent Adenocarcinoma of the Prostate After Failing Initial Radiotherapy**. *J. Brachytherapy Int.*, v. 14, 1998.
- 52 - JOSLIN, C.A.F. **The Future of Brachytherapy**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 6-12, 1989.
- 53 - LOVETT, R.D.; PEREZ, C.A.; SHAPIRO, S.J.; GARCIA, D.M. **External Irradiation of Epithelial Skin Cancer**. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 19, p. 235-242, 1990
- 54 - LANGMACK, K.A.; THOMAS, S.J. **The Application of Dose-Volume Histograms to the Paris and Manchester Systems of Brachytherapy Dosimetry**. *British Journal of Radiology*. v. 68, p. 42-48, 1995.

- 55 - BENTEL, G.C. **Dose Calculations in Brachytherapy - Practical Applications of Brachytherapy Techniques**. In: Radiation Therapy Planning. 2 ed. New York, McGraw-Hill, p. 533-616, 1996.
- 56 - FOWLER, J.F. **The Radiobiology of Brachytherapy**, In: Martinez, A.A.; Orton C.G.; Mould, R.F. , Brachytherapy HDR and LDR, proceedings brachytherapy meeting. Dearborn -Michigan, p.121-228, 1989.
- 57 - GERARD, J.P.; ROMESTAING, P.; SENTENAC, I; de LAROCHE, G. **Ruthenium-106 and Iridium-192 Brachytherapy in the Treatment of Choroidal Melanoma**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 418-424, 1989.
- 58 - KAL, H.B.; BETTERMANN, J.J. **Brachytherapy with californium-252 Neutrons**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 599-602, 1989.
- 59 - SHARMA, S.C.; NEGI, P.S.; GUPTA, B.D. **Selectron HDR Surface Mould Therapy**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 572-575, 1989.
- 60 - ELKIND. M.M. **Radiobiology in Radiotherapy : A Personal History** . Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 10, p. 1143-1148, 1984 .
- 61 - MASON, K.A.; THAMES, H.D.; OCHRAN, T.G.; RUIFROK, A.C.C.; JANJAN, N. **Comparison of Continous and Pulsed Low Dose Rate Brachytherapy: Biological Equivalence In Vivo**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 28, n.3, p. 667-671, 1994 .
- 62 - HOKKANEN, J.; HEIKKONEN, J.; HOLMBERG, P.; **Theoretical Calculations of Dose Distributions for Beta-Ray Eye Applicators**. Med. Phys., v.24 , n. 2 , p.211-213, 1997.

- 63 - VYNCKIER, S.; WANBERSIE, A. **Dosimetry of Beta Sources In Radiotherapy : Absorbed Dose Distributions Around Plane Sources.** Radiation Protection Dosimetry, v. 14, n. 2, p. 169-173, 1986.
- 64 - EZZEL, G.; HICKS, J. **Source Calibration.** In.: Overview Workshop on High Dose Rate Brachytherapy Dosimetry . Humana Hospital. Phoenix, 1988.
- 65 – REGAUD, C. **Radium Therapy for Cancer at the Radium Institute.** Am J Roentgenol, v. 21, p. 1, 1929 apud BENTEL, G.C. Radiation Therapy Planning. 2.ed. New York, McGraw-Hill, 1996.
- 66 - GLASGOW, G.P.; PEREZ, C.A. **Physics of Brachytherapy.** In: PEREZ, C.A.; BRADY, L.W. Principles and Practice of Radioation Oncology. 2.ed. Philadelphia, N.Y.: J.B.Lippincottt Company, 1992.
- 67 - ROSTELATO, M.E.C.M. **Preparação de Fontes de Irídio-192 para Uso em Braquiterapia .** São Paulo: 1997. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- 68 - REACTOR EXPERIMENTS, INC. **Activation Foil Manual - Instruction Manual.** San Carlos, 1965.
- 69 - FERNANDES, M.A.R.; PEREIRA, A.J.; NOVAES, P.E.R.S. **Reirradiação de Aplicadores Oftálmicos de Cobalto-60 Utilizados no Tratamento de Tumores Intra-Oculares.** Acta Oncológica Brasileira, v. 16, n. 14, p.173-178, 1996.
- 70 - BRODSKY, A.B. **CRC Handbook of Radiation Measurement and Protection.** Florida, CRC Press, Inc., 1978.
- 71 - WILLIAMSON, J. F.; THOMADSEN, B.R.; NATH, R. **Brachytherapy Physics.** American Association of Physicists in Medicine, Medical Physics Publishing Corporation, Madison, Wiscosin, 1994.

- 72 - LIVERSAGE, W.E. **A General Formula for Equating Protracted and Acute Regimes.** Br. J. Radiol. V.42, p. 432-440, 1968.
- 73 - TRAVIS, E.L.; TUCKER, S. **Isoeffect Models and Fractionated Radiation Therapy.** Int. J. Radiation Oncology biol. Phys., v. 13, p. 283-287, 1987.
- 74 - HARDER, D.; PEUCKERT P.V. **Kinetics of Cell Survival as Predicted by the Repair/ Interaction Model.** Br. J. Cancer, v. 49, Suppl. VI, p. 243-247, 1984.
- 75 - ORTON, C.G. **Time-Dose-Factors (TDFs) in Brachytherapy.** British Journal of Radiology, v. 47, p. 603-607, 1974.
- 76 - HALL, E.J. **Time Dose and Fractionation in Radiotherapy.** Br. J. Radiol., v. 42, p. 427-431, 1969.
- 77 - DALE, R.G. **The Application of the Linear-Quadratic Dose Effect Equation to Fractionated and Protracted Radiotherapy.** Brit. J. Radiol., v. 58, p. 515-528, 1985.
- 78 - FOWLER, J.F. **The Linear Quadratic Formula and Progress in fractionated Radiotherapy - a review.** Brit. J. Radiol., v. 62, p. 679-694, 1989.
- 79 - ZEMAN, E.M.; BEDFORD, J.S. **Changes in Early and Late Effects with Dose-Per-Fraction: Alpha, Beta, Redistribution and Repair.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. v. 10, p. 1039-1047, 1984.
- 80 - DEBOER, R.W.; LEBESQUE, J.V. **Radiobiological Implications of Fractionated Low Dose Rate Irradiation.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. v. 14, p. 1054-1056, 1988.
- 81 - FOWLER, J.F. **What Next in Fractionated Radiotherapy ?** Br. J. Cancer, v. 49 Suppl. VI, p. 285-300, 1984.
- 82 - SALVAJOLI, J.V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S.L.; **Radiobiologia, Braquiterapia.** In: Radioterapia em Oncologia, MEDSI Editora Médica e Científica Ltda, 1999.

- 83 – SIEVERT, R.M. **Die Intensitätsverteilung der Primären γ -Strahlung in der Nahe Medizinischer Radiumpräparate.** Acta Radiol., v. 1, p. 89, 1921 apud KHAN, F.M. The Physics of Radiation Therapy. 2.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994.
- 84 – SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia.** São Paulo : Sarvier, 1997.
- 85 – WILLIAMSON, J.F.; MORIN, R.L.; KHAN, F.M. **Monte Carlo Evaluation of the Sievert Integral for Brachytherapy Dosimetry.** Phys. Med. Biol., v.28, p. 1021, 1983.
- 86 – GROMADZKI, Z.; LING, C.C.; RUSTIG, S. **Radiation Fluence Anisotropy of ^{192}Ir and ^{198}Au Seeds.** Med. Phys., v. 8, p. 570, 1981
- 87 - R. NATH; L.L. ANDERSON; G. LUXTON; K.A.WEAVER; J.F. WILLIAMSON; A. S. MEIGOONI . **Dosimetry of interstitial brachytherapy sources :** Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N^o. 43, Med. Phys, v. 22, p.209-234, 1995 .
- 88 – MEISBERGER, L.L.; KELLER, R.; SHALEK, R.J. **The Effective Attenuation in Water of the Gamma Rays of Gold-198, Iridium-192, Cesium-137, Radium-226 and Cobalt-60.** Radiology, v. 90, p. 953-957, 1968.
- 89 - WEBB, S.; FOX, R.A. **The Dose in Water Surrounding Point Isotropic Gamma-Ray Emitters.** Br. J. Radiol., v. 52, p. 482, 1979.
- 90 – EVANS R.D. **The Atomic Nucleus.** p.732. New York.: McGraw-Hill, 1955.
- 91 – MELI, J.A.; ANDERSON, L.L.; WEAVER, K.A. **Dose Distribution.** In: Interstitial Collaborative Working Group, ed. Interstitial brachytherapy. New York: Raven, 1990 apud KHAN, F.M. The Physics of Radiation Therapy. 2.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994.

- 92 - PIERQUIN, B.; DUTREIX, A.; PAINE, C. **The Paris System in Interstitial Radiation Therapy**. Acta Radiol. Oncol., v. 17, p. 33, 1978.
- 93 - GILLIN, M.T.; KLINE, R.W.; WILSON, F.; COX, J.D. **Single and Double Plane Implants: A Comparison of the Manchester System with the Paris System**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 10, p. 921-925, 1984.
- 94 - LAUGHLIN, J.S.; SILER, W.M.; HOLODNY, E.I.; RITTER, F.W. **A Dose Description System for Interstitial Radiation Therapy**. Am J. Roentgenol, v.89, p.470-490, 1963 .
- 95 - HENSCHKE, U.K.; CEVC, P. **Dimension Averaging - a Simple Method for Dosimetry of Interstitial Implants**. Radiat Biol Ther, v. 9, p. 287, 1968 apud KHAN, F.M. The Physics of Radiation Therapy. 2.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994
- 96 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy**. ICRU Report n. 58. Bethesda, Maryland, 1997.
- 97 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons**. ICRU Report n. 42, Bethesda, Maryland, 1987.
- 98 - NIEKAMP, M.; BAIER, K.; LÖFFLER, E.; SÜSSENBACH, K. **Three-Dimensional Calculation of Line Implants Using Fast Convolution**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 101-107, 1989.
- 99 - FOURNIER-BIDOZ, N.; INOUE, T.; INOUE, T.; NOSE, T. **Use of the Anderson Dose-Volume Histogram to Evaluate Interstitial Implants**. J. Brachytherapy Int., v. 13, p. 235-242, 1997.

- 100 - SHEROUSE, G.W.; NAVES, J.L.; VARIA, M. A.; ROSENMAN J. **A Spreadsheet Program for Brachytherapy Planning**. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 13, p. 639-646, 1987.
- 101 - VAN DER LAARSE, R.; DE BOER, R.W. **Computerized High Dose Rate Brachytherapy Treatment Planning**. In: Martinez, A.A.; Orton C.G.; Mould, R.F. , Brachytherapy HDR and LDR, proceedings brachytherapy meeting. Dearborn - Michigan, p.169-183, 1989.
- 102 - KILIAN, H.; BAIER, K.; LÖFFLER, E. SÜSSENBACH, K.; DÖRNER, K. A **Comparison of Different Planning Algorithms Used in Interstitial Radiotherapy with Iridium-192 Wires**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 92-100, 1989.
- 103 - NUCLEMED. **Platon Version 2.0 - Un Programa para Planificación de Teleterapia**. Manual del Usuario, 1994. .
- 104 - EDMUNDSON, G.K. **Geometry Based Optmization for Stepping Source Implants**. In: Martinez, A.A.; Orton C.G.; Mould, R.F. , Brachytherapy HDR and LDR, proceedings brachytherapy meeting. Dearborn -Michigan, p.184-192, 1989.
- 105 - DALE, R.G. **Calculation by Computer of Dose Distributions for Superficial Gold-198 Implants and the Derivation of Optimized Distribution Rules**. British Journal of Radiology, v. 49, p. 533-539, 1976.
- 106 - SIMMONS, G.L.; REGIMBAL, J.J.; GREENBORG, J.; KELLY Jr, E.L.; VAN TUYL, H.H. **ISOSHLD-II : Code Revision To Include Calculation of Dose Rate from Shielded Bremsstrahlung Sources**. BNWL-236 suppl. 1, UC-34, Physics. Pacific Northwest Laboratory Richland, Washington, 1967.
- 107 - MANSIUS, C.A. **A Revised Photon Probability Library For Use With ISOSHLD-III**. BNWL-236, suppl. 2 , UC-34, Physics. Pacific Northwest Laboratory Richland, Washington, 1969.

- 108 - **GOODFELLOW METALS LTD. Catalogue n. 06.** Cambridge Science Park. England, 1979.
- 109 - **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Calibration of Brachytherapy Sources.** IAEA-TECDOC-1079, February 1999.
- 110 - KOHN, M.L.; GOOCH JR, A.W.; ZAJAC, A. J. **Nucletron Microselectron Calibration and Radiation Survey.** Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., v. 21, n. 4, p.1057-1061, 1991 .
- 111 - DALTRO, T.F.L. **Desenvolvimento de uma Nova Metodologia para o Cálculo de Dose em Dosimetria Fotográfica.** São Paulo: 1994. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares.
- 112 - CAMPOS, L.L. **Determination of TL Parameters of CaSO₄:Dy Produced at Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).** Int. J. Appl. Radiat. Isot., v. 39, n. 3, p. 233-236, 1988.
- 113 - LAKSHMANAN, A.R.; BHATT, R.C. **Low Dose Measurements with CaSO₄:Dy Teflon Dosimeters.** Int. J. Appl. Radiat. Isot., v. 33, p.707-710, 1982.
- 114 - YU, C.; LUXTON, G. **TLD Dose Measurement: A Simplified Accurate Technique for the Dose Range from 0,5 cGy to 1000 cGy.** Med. Phys., v. 26, n. 6, p. 1010-1016, 1999.
- 115 - TAWIL, R.A.; ROTUNDA, J.E.; VELBECK, K.J.; **A System for High Precision Dosimetry - HARSHAW/BICRON Radiation Measurement Products,** 6801 Cochran Road, Solon, OH 44139, Anais do 11th International Conference on Solid State, Budapest, Hungary, July, 1995.
- 116 - PARKER, H.M. **The Physical Basis of the Planar Mould and Line Source Systems.** In: MEREDITH, W.J. Radium Dosage The Manchester System. 2 ed., p.51, Baltimore, The Williams and Wilkins Company, 1967.

- 117 – SLESSINGER, E.D.; GRIGSBY, P.W. **Verification Studies of 3-Dimensional Brachytherapy Source Reconstruction Techniques**. Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting, The Netherlands, p. 130-135, 1989.
- 118 – NUCLETRON. **High Dose Rate Remote Afterloading System MicroSelectron-HDR**. Veenendaal, Netherlands, 1998.
- 119 – MORONI, P. **Reabilitação Buco-Facial-Cirurgia e Prótese**. Panamed Editora, São Paulo, 1982.
- 120 – REZENDE, J.R.V. **Fundamentos da Prótese Bucomaxilo-Facial**. Editora Sarvier, São Paulo, 1997.
- 121 - FERNANDES, M.A R.; FURUSE, C.F.; PELISSARO, G.S.; BIAZOLLA, E.R.; CORREA, C.; CONRATO NETO, S. **Brachytherapy Using Gold-198 Foils in Treatment of Mouth Tumors**. Oral Oncology, v.35, p.607-608, 1999.
- 122 – ROQUE, K.A.; FRANCO, M.M. **Microsoft Excel 5 for Windows Passo a Passo**. Catapult, Inc. Makron Books, São Paulo, 1994.
- 123 - BRIESMEISTER, J.F. **MCNP – A General Monte Carlo n-particle Transport Code – Version 4B**. LA-12625-M (1997). Ed. Los Alamos National Laboratory, 1997.

BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- 1 - SUGAI, M.; IGAMI, M.P.Z. **Guia para elaboração de Publicações Técnico-Científicas**. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 1995.