

EFEITO DA [TiO₂] NAS PROPRIEDADES DE ATENUAÇÃO DA RADIAÇÃO NO SIMULADOR DE TECIDO HUMANO OBTIDO DO LÁTEX DE BORRACHA NATURAL RADIOVULCANIZADO

Sumie Tomimasu e Selma Matheus Loureiro Guedes

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN-CNEN/SP
Av. Lineu Prestes, 2.242, Butantã, São Paulo, SP, Brasil - CEP: 05508-900
smguedes@net.ipen.br

RESUMO

Neste trabalho foi estudado o efeito da concentração da carga TiO₂ nas propriedades de atenuação da radiação no simulador de tecido humano, obtido a partir do látex de borracha natural radiovulcanizado. Os parâmetros estudados foram os seguintes: o poder de freamento mássico (S_{mas}), a profundidade em que a dose é máxima no material (Z_{max}), o intervalo radioterapêutico (IR_{80}), o alcance prático (R_p) e a profundidade a 50% da dose máxima (R_{50}). O látex de borracha natural formulado com 3phr de acrilato de n-butila e 0,2phr de KOH foi radiovulcanizado com raios gama (10kGy), provenientes de uma fonte de ⁶⁰Co, e adicionada a carga TiO₂ (0-16phr). Placas de borracha natural foram obtidas pelo método do derrame e foi estudado o comportamento dosimétrico de absorção de dose para cada concentração da carga, irradiando-as com feixes de elétrons (6MeV), provenientes de um acelerador de elétrons. Os resultados mostraram que a cada phr de TiO₂ acrescentado, até 15phr, Z_{max} diminui de 0,019cm, IR_{80} diminui de 0,021cm, R_p diminui de 0,033cm, R_{50} diminui de 0,026cm e S_{mass} aumentou de 1,72 MeVcm²g⁻¹ para 2,00 MeVcm²g⁻¹, no intervalo de 0-16phr de TiO₂. A carga deve ser utilizada no intervalo de 12-15phr.

Keywords: tissue simulator, natural rubber latex, radiovulcanization, radiotherapy, absorption dose properties.

I. INTRODUÇÃO

Os principais processos utilizados no tratamento de tumores malignos, em seres humanos, são três, cuja aplicação depende do estado de desenvolvimento desses tumores: cirúrgicos, onde ocorre a extração do órgão; quimioterápicos, onde ocorre a administração de drogas com fortes efeitos colaterais: radioterapêuticos, onde as células cancerígenas são irradiadas [1].

O tratamento clínico radioterapêutico iniciou-se em 1896 logo após a descoberta dos raios X por Roentgen. Em 1914 foi fundado o primeiro Instituto de Radioterapia no Brasil. Hoje há várias clínicas e hospitais espalhados pelo Brasil que oferecem aos seus pacientes a radioterapia e, o Hospital do Câncer da Fundação Antônio Prudente em São Paulo é considerado o Hospital Referência no País quanto ao tratamento dos vários tipos de câncer [2].

As radiações mais utilizadas na radioterapia são feixes de elétrons de alta energia (6-20MeV), raios gama e raios X. A radioterapia se divide em teleterapia, quando a fonte está distante do paciente e, a braquiterapia, quando a fonte está muito próxima do tumor e, muitas das vezes, isso significa estar dentro do paciente [3,4].

Os feixes de elétrons são empregados em tratamentos de tumores superficiais, localizados até 3cm de

profundidade, tais como: câncer de pele e de lábios, câncer de cabeça e pescoço. Elétrons com energias baixas são utilizados em todos os tipos de câncer de pele, em cicatrizes cirúrgicas e em tumores residuais. São também especialmente recomendados em tratamentos de nariz e orelha, de linfomas localizados na/ou próximo à superfície, em sarcomas no dorso das mãos e dos pés, em grandes lesões na área facial, no céu da boca, sob a superfície da língua, da gengiva, etc. [4].

Embora muito desses órgãos possam ser tratados com raios X superficiais e braquiterapia, a irradiação com elétrons oferece uma vantagem diferenciada, em termos de uniformidade de dose no volume alvo e a minimização da dose para os tecidos mais profundos [4]. A característica física atrativa dos elétrons, mais do que qualquer efeito biológico efetivo na radioterapia, é a forma resultante da curva de dose em função da profundidade. Quando os elétrons penetram os primeiros centímetros do tecido humano, a curva é ascendente, atingindo um máximo, e logo a seguir ocorre uma queda acentuada da dose (Figura 1a) [4].

Na radioterapia de tumores superficiais a dose absorvida aumenta à medida que a radiação penetra no tecido humano, cujos valores máximos de dose variam com a profundidade de 0,5 a 3,0cm [5,6], exigindo a utilização

de um material que apresente o mesmo comportamento dosimétrico que o tecido humano, além de outras características [7], chamado simulador de tecido humano ("bolus") [7,8].

A Figura 1 mostra a função do simulador de tecido no tratamento radioterapêutico. Quando o paciente é irradiado na ausência do simulador de tecido, a dose aumenta conforme a penetração dos elétrons até uma profundidade máxima (Figura 1a). Entretanto, quando o simulador de tecido é colocado sobre a pele do paciente, a dose máxima é deslocada para a superfície da pele e as células cancerígenas são destruídas, com preservação das células sadias posterior ao tumor (Figura 1b).

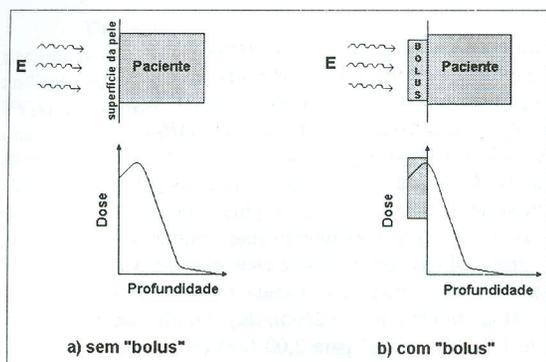


Figura 1 - Função do Simulador de Tecido no Tratamento Radioterapêutico [9]

O látex de borracha natural é uma matéria prima natural, renovável e facilmente radiovulcanizado [10]. Um simulador de tecido comercial já foi obtido a partir do látex, o Temex, onde a borracha natural foi depolimerizada [11].

Neste trabalho, se estudou o efeito da $[TiO_2]$ nas propriedades de atenuação da radiação no simulador de tecido humano, obtido a partir do látex de borracha natural radiovulcanizado [12], que é um material barato e de fácil moldagem quando comparado com os já existentes [13], visando a sua utilização em radioterapia.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Matéria prima. O látex de borracha natural é uma emulsão do poli (cis-1,4 isopreno) em água, com a aparência de um líquido branco semelhante ao leite. O látex, comercial, concentrado a 60%, de alto teor de amônia (0,71%), foi de procedência nacional.

Reagentes. O radiosensibilizador foi o acrilato de n-butila (An-B) de grau analítico, utilizado na presença de uma solução de KOH a 10% para estabilizar o látex. A carga utilizada foi o dióxido de titânio (TiO_2). O ácido acético glacial, de grau analítico, foi utilizado como solução a 2%, na determinação do teor de borracha seca. O hidróxido de

amônia (KOH), de grau analítico, foi utilizado como solução a 1,7% nas diluições do látex.

Formulação. Os métodos analíticos empregados para caracterizar o látex foram feitos segundo a ASTM D 1076-79. O conteúdo de sólidos totais foi de 61,6% e de borracha seca foi de 60,4%. A solução de KOH a 10% foi adicionada ao látex na concentração de 0,2phr, seguida pela adição 3phr de An-B. Após 16 horas de repouso esta mistura foi radiovulcanizada [14].

Irradiação. A irradiação foi feita com raios gama provenientes de uma fonte de Cobalto-60, tipo panorâmica, taxa de dose de 0,55 kGy/h e dose de 10kGy, na presença de ar, à temperatura ambiente, sem agitação.

Obtenção das placas de borracha. Foi empregado o método do derrame, que consiste em verte os látex formulados em porta amostra de vidro. A coacervação do látex foi feita à temperatura ambiente. As placas obtidas, com espessura de 3 e 6 mm, foram lixiviadas em um banho termostatzado a 70°C por 1 hora e secas a 70°C por 1,5 hora em uma estufa com circulação interna de ar.

Comportamento de absorção de dose. O comportamento da dose absorvida, expressa em porcentagem de ionização em função da profundidade, foi estudado utilizando o arranjo experimental mostrado na Figura 2. A ionização foi medida por uma câmara de ionização de placas paralelas, conectada a um eletrômetro de precisão, com o centro do volume sensível posicionado sob o raio central do feixe de elétrons de 10×10 cm. A irradiação foi feita com elétrons monoenergéticos com 6MeV de energia, provenientes de um acelerador linear da Siemens, modelo Pevatron 74, fabricado para uso em radioterapia.

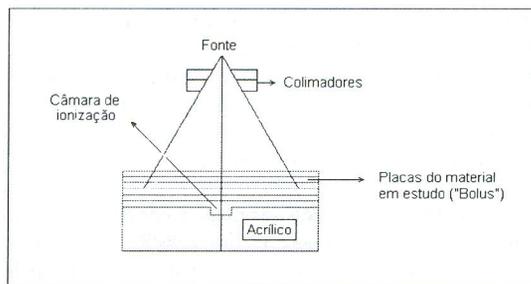


Figura 2 - Esquema do Arranjo Utilizado para Avaliação do Comportamento Dosimétrico [13]

Determinação dos parâmetros. A partir das curvas de porcentagem de ionização, em função da profundidade, foram determinados os seguintes parâmetros: a ionização máxima (I_{max}) definida como 100%, o intervalo radioterapêutico (IR_{80}) definido como a profundidade correspondente a 80% da I_{max} , a profundidade na I_{max} (Z_{max}), a profundidade a 50% da I_{max} (R_{50}) e o alcance prático (R_p), correspondente à interseção entre o ponto semi

linear, onde a dose sofre uma queda acentuada, e a cauda da curva resultante da irradiação proveniente do efeito bremsstrahlung..

Cálculo do poder de freamento mássico (S_{mass}). Este cálculo está descrito em detalhes por Tomimasu [12], que utilizou a Equação 1.

$$\left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_{composto} = \sum f_i \left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_i Z_i \quad (1)$$

onde E é a energia média dos elétrons, x é a distância percorrida, ρ é a densidade da amostra, Z_i e f_i são o número atômico e a fração mássica de cada elemento, respectivamente. A determinação de f_i foi feita pela análise elementar (C, H, N, O) e por espectrometria de fluorescência de raios X (K, Si, Na, Al, Ti) [12]. O S_{mass} para cada elemento foi obtido em tabelas, como uma função de E , calculada a partir da relação $E = 2,33 R_{50} (1 - Z_{max} / R_p)$.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para um material ser considerado um simulador de tecido humano deve apresentar um comportamento de absorção da radiação, em função da espessura, muito semelhante ao da água. As curvas da Figura 3 mostram os valores da porcentagem de ionização em função da espessura para as amostras de borracha natural com carga ($[TiO_2] = 0-16phr$) e para a água, quando irradiadas com elétrons com 6MeV de energia.

Em cada curva da Figura 3 são determinados os seguintes parâmetros: I_{max} , Z_{max} , R_p , R_{50} e IR_{80} (Tabela 1), os quais foram utilizados para estudar o efeito da carga no poder de atenuação do material.

Efeito da concentração de TiO_2 nos parâmetros de absorção. Para um simulador de tecido é importante conhecer as suas características de atenuação da radiação, que permitem utilizá-lo com eficiência no tratamento radioterapêutico. A profundidade onde a dose atinge o seu valor máximo, o intervalo radioterapêutico e o alcance permitem definir a espessura adequada para um dado tratamento radioterapêutico.

A Figura 4, obtida da Tabela 1, mostra o efeito da concentração de TiO_2 nos seguintes parâmetros de absorção da energia proveniente dos elétrons, na borracha natural radiovulcanizada: Z_{max} , IR_{80} , R_p e R_{50} .

Esses quatro parâmetros da borracha natural decrescem linearmente à medida que aumenta a concentração de TiO_2 , de 0 a 15phr. A cada 1phr de TiO_2 adicionado à borracha natural, tem-se um decréscimo de 0,019cm no Z_{max} , de 0,017cm no IR_{80} , de 0,037cm no R_p , de 0,026cm no R_{50} , no intervalo de $[TiO_2] = 0 - 15phr$. Isto significa que o aumento do teor de TiO_2 contribui para uma atenuação do feixe incidente pela placa de borracha, acentuando em $[TiO_2] = 16phr$.

TABELA 1 - Determinação dos Parâmetros^(a) em Amostras de Água e de Borracha Natural Contendo TiO_2 (0-16phr).

	$[TiO_2]$ (phr)	S_{mass} (Mevcm ² /g)	Z_{max} (cm)	IR_{80} (cm)	R_{50} (cm)	R_p (cm)
Água	-----	-----	1,32	1,94	2,30	2,86
1	0,0	1,72	1,60	2,27	2,78	3,60
2	7,0	1,79	1,41	2,05	2,43	3,09
3	12,0	1,80	1,32	1,98	2,39	2,99
4	13,0	1,88	1,39	1,96	2,39	3,01
5	14,0	1,97	1,33	2,02	2,42	3,06
6	15,0	1,94	1,38	1,97	2,40	3,00
7	16,0	2,00	0,99	1,55	1,98	2,62

a. S_{mass} =poder de freamento mássico; Z_{max} =profundidade na dose máxima; IR_{80} =intervalo radioterapêutico; R_{50} =profundidade a 50% da dose máxima; R_p =alcance prático.

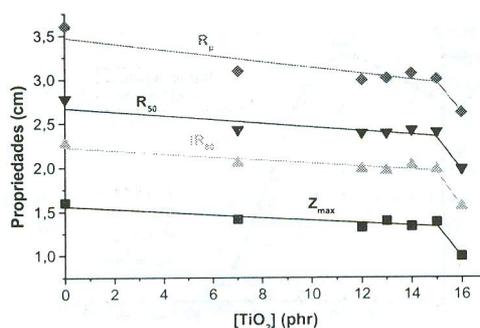


Figura 4 - Efeito da Carga nas Propriedades de Atenuação da Borracha Natural Radiovulcanizada.

A adição de 15phr de TiO_2 desloca a Z_{max} da borracha natural de 1,55cm para 1,32cm, que coincide com a da água. Porém, $[TiO_2] = 16phr$, apresenta um $Z_{max} = 0,99cm$, bem inferior ao da água. Da mesma forma, os outros três parâmetros, apresentam comportamento similar. O IR_{80} decresce de 2,24cm para 1,96cm com 15phr de TiO_2 , cujo valor é muito próximo ao do da água (1,94cm). Com a adição de 16phr de TiO_2 o IR_{80} atinge um valor de 1,55cm, que é mais baixo do que o da água.

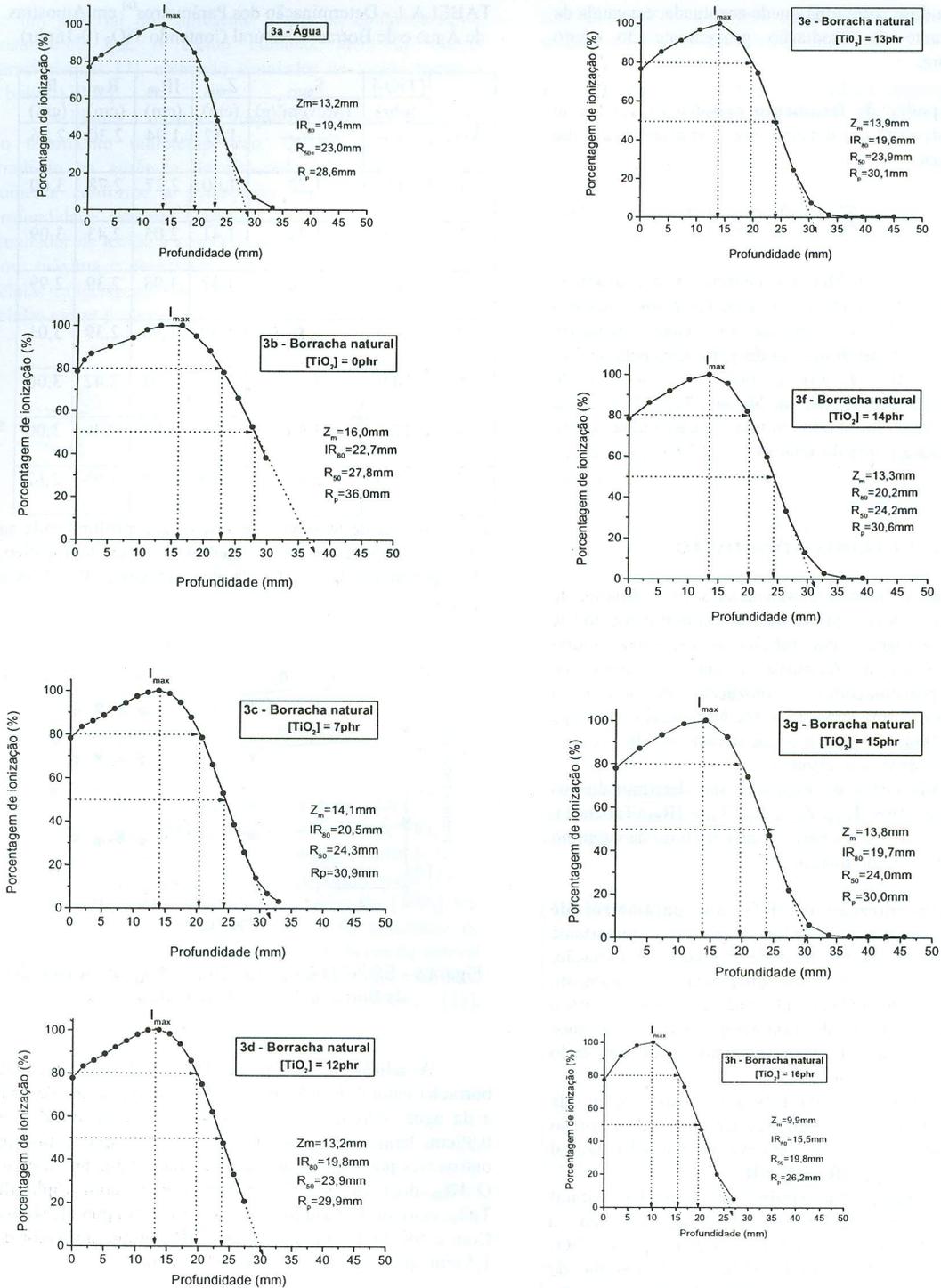


Figura 3 - Ionização (%) em função da profundidade da água e da borracha natural (carga de TiO_2). $E_{elétrons} = 6\text{MeV}$.
 I_{max} - ionização máxima; Z_{max} - profundidade na I_{max} ; IR_{80} - Intervalo radioterapêutico;
 R_{50} - profundidade a 50% da I_{max} ; R_p - alcance prático.

O R_p também decresce, de 3,47cm para 2,97cm com 15phr de TiO_2 (água, $R_p = 2,86cm$). Também com a adição de 16phr de TiO_2 o R_p atinge um valor de 2,62cm, que é mais baixo do que o da água. O R_{50} também decresce, de 2,67cm para 2,36cm com 15phr de TiO_2 (água, $R_{50} = 2,30cm$), atingindo um valor muito próximo do da água. Também com a adição de 16phr de TiO_2 o R_{50} atinge um valor de 1,98cm, que é mais baixo do que o da água.

Estes fatos mostram que, em concentrações superiores a 15phr de TiO_2 , o material obtido deixa de apresentar as características de atenuação desejadas.

Efeito da concentração de TiO_2 no poder de freamento mássico. Os elétrons podem interagir individualmente com o átomo como um todo, com elétrons atômicos ou com o núcleo, transferindo, em cada uma dessas interações, uma pequena fração da sua energia cinética. Elétrons com energia de 1MeV sofrem cerca de 10.000 colisões quando atravessam o alvo, consequentemente seu comportamento pode ser descrito pela teoria estatística do espalhamento múltiplo, que compreende como principais tipos de interação, o espalhamento inelástico onde o elétron colide com um elétron atômico, o espalhamento elástico onde o elétron interage com o campo coulombiano do átomo, perdendo pequena quantidade de energia, necessária para mudar a sua trajetória e, o espalhamento inelástico com o núcleo, provocando a desaceleração e a deflexão do elétron, com emissão de radiação eletromagnética ("bremsstrahlung") [1]

A perda de energia por colisão é o mecanismo mais importante resultando em excitação e ionização do material atravessado. A perda de energia, dE, ao longo de um incremento de percurso, dx, será proporcional à densidade eletrônica do material [1].

O poder de freamento ou "stopping power" (dE/dx) é definido como a taxa média de energia perdida por unidade de percurso. O poder de freamento mássico é a razão entre o poder de freamento e a densidade do material (dE/pdx).

Embora o poder de freamento seja amplamente utilizado na dosimetria da radiação, é raramente medido, e pode ser normalmente calculado grosseiramente a partir do poder de freamento teórico.

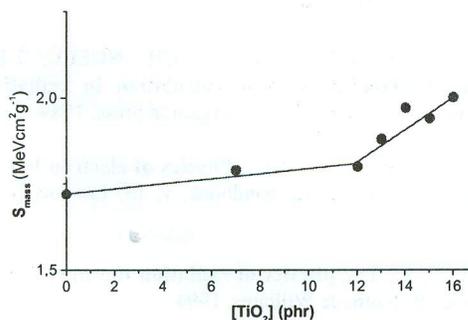
Segundo Attix [1] o poder de freamento total teórico em compostos pode ser calculado baseado na Regra de Braggs [15], que considera que os átomos têm uma contribuição praticamente independente para o poder de freamento, e por isso, seus efeitos são aditivos (Equação 1) [1].

A Figura 5, obtida da Tabela 1, mostra o efeito da concentração de carga no S_{mass} , que aumenta em função da $[TiO_2]$. Observa-se um ligeiro aumento de S_{mass} , de 1,72 $MeVcm^2g^{-1}$ para 1,80 $MeVcm^2/g$, quando se adiciona 12phr de carga. Em concentrações entre 12phr e 16phr de carga, o aumento de S_{mass} , de 1,80 $MeVcm^2g^{-1}$ para 2,00 $MeVcm^2g^{-1}$, foi mais acentuado.

O aumento proporcional do S_{mass} , em relação à concentração da carga é explicado pela presença de Ti, cujo $Z=22$ é mais alto do que os dos constituintes da borracha natural, como o do C ($Z=6$) e do H ($Z=1$). Mas o aumento

da inclinação a partir de 12phr da carga, mostra uma eficiência maior na atenuação da radiação que independe do Z.

Figura 5 - Efeito da Carga no Poder de Atenuação Mássico da Borracha Natural Radiovulcanizada



IV. CONCLUSÕES

As propriedades de atenuação da radiação, da borracha natural radiovulcanizada, são aumentadas pela presença de TiO_2 .

Os parâmetros Z_{max} , IR_{80} , R_p , e R_{50} decrescem linearmente até $[TiO_2] = 15phr$. Em concentrações superiores a 15phr de TiO_2 , o material obtido deixa de apresentar as características de atenuação desejadas, porque atingem valores menores que os da água.

O S_{mass} sofre um aumento proporcional à concentração da carga porque Z_{Ti} é maior do que os dos constituintes da borracha. Até 12 phr da carga, esse aumento é pequeno, de 1,72 $MeVcm^2g^{-1}$ para 1,80 $MeVcm^2/g$. Entre 12-16phr de carga ocorre um aumento mais acentuado da atenuação da radiação, sugerindo a atuação de outros fatores além do número atômico.

Os resultados permitem concluir que a carga de TiO_2 deve ser utilizada entre 12-15phr, na borracha natural radiovulcanizada.

AGRADECIMENTOS

Ao Físico José Renato Rocha, do Centro de Atenção Integral da Saúde da Mulher (CAISM) do Hospital de Clínicas da UNICAMP, pela utilização do acelerador de elétrons e determinações das medidas de absorção.

REFERÊNCIAS

- [1] ATTIX, F. H., **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. United States, John Wiley & Sons, Inc., 1976.
- [2] BRETANI, M.M.C.; IYEVASU, H.; KOLWASKI, L.P., Lemar, p. 640, 1998.
- [3] BENTEL, G.G.; NELSON, CH; NOELL, T.K., **Treatment planning & dose calculation in radiation oncology**. 4. ed. United States, Pergamon press, 1989.
- [4] KLEAVENHAGEN, S.C., **Physics of electron beams therapy**, Medical physics handbook, v. 13, London, p. 1-204, 1985.
- [5] KHAN, F., **The physics of radiation therapy**, 2. Ed., Maryland; Williams & Williams, 1994.
- [6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements**. ICRU Report 44, ICRU Publications, Bethesda, MD, 1990.
- [7] WHITE, D.R., **The substitutes in experimental radiation physics**. Medical Physics, v. 5, n.6, p.457-479, 1978.
- [8] WHITE, D.R. & CONSTATINOU, C., **Anthropomorphic phantom materials**. Progress in Medical Radiation Physics. New York, N.Y., v.1, 1982.
- [9] KLEAVENHAGEN, S.C., **Physics and dosimetry of therapy electron beams therapy**, Madison, Wisconsin, p.479, 1993.
- [10] UTAMA, M., **Irradiated latex and its application**. Final report. Viena. In: AIEA, Jan 1990 (IAEA-RU-2080).
- [11] STACEY, ^aJ.; BEVAN, ^aR.; DICKENS, C.W., **A new phantom material employing depolymerized natural rubber**. Br. J. Radiol., v. 34, n. 304, p. 510-515, 1960.
- [12] TOMIMASU, S., **Desenvolvimento de material simulador de tecido humano a partir do látex de borracha natural vulcanizado com radiação gama**. São Paulo. (Tese, Doutorado, IPEN), 2000.
- [13] SALMAN, D. K., **Desenvolvimento de poli(cloreto de vinila)-PVC para utilização no tratamento radioterápico de pacientes com câncer**. Campinas. (Dissertação, Mestrado, UNICAMP), 1995.
- [14] SUMARNO, K.& SUNDARDI, F., **Studies on the preparation and uses of Co-60 gamma rays irradiated natural rubber latex**. J. Appl. Polym. Sci., v. 21, 1977.
- [15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, **Radiation dosimetry:**

electron beams with energies between 1 and 50mMeV. ICRU Report 35, ICRU Publications, Bethesda, MD, 1990.

ABSTRACT

In this paper was studied the concentration effect of TiO₂ used as filler in the radiation attenuation properties of human tissue simulator obtained from radiovulcanized natural rubber. The studied parameters were the following: the mass stopping power (S_{mas}), the depth at maximum dose (Z_{max}), the depth at 50% of maximum dose (R_{50}) the radiotherapeutic range (RR_{80}) and the electrons range (R). The natural rubber latex was formulated with [n-butyl acrylate] = 3phr and [KOH] = 0,2phr and radiovulcanized by gamma rays (10kGy) from ⁶⁰Co source. The filler TiO₂ was added (0-16phr). The natural rubber slabs were obtained by casting method and theirs absorbed dose behavior was studied for each filler concentration using electrons beam (6MeV) from an accelerator. The results showed that the addition of each phr of filler promoted the decrease of 0.019cm for Z_{max} , 0.021cm for RR_{80} , 0.033cm for R and 0.026cm for R_{50} up to [TiO₂] = 15phr. The S_{mas} increased from 1.72 MeVcm²g⁻¹ to 2.00 MeVcm²g⁻¹ in the filler concentration range of 0-16phr. The filler must be used in the 12-15phr range.