

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

BRENDA VON WOLTER

**AVALIAÇÃO DO USO DE FILMES RADIOCRÔMICOS AO LADO DE
CÂMARA DE IONIZAÇÃO E TLDS NA MENSURAÇÃO DE DOSES
PERIFÉRICAS EM RADIOTERAPIA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2016

BRENDA VON WOLTER

**AVALIAÇÃO DO USO DE FILMES RADIOCRÔMICOS AO LADO DE
CÂMARA DE IONIZAÇÃO E TLDS NA MENSURAÇÃO DE DOSES
PERIFÉRICAS EM RADIOTERAPIA**

Trabalho de Conclusão de curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Diplomação do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia, do Departamento Acadêmico de Física – DAFIS – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do grau de Tecnólogo em Radiologia.

Orientador: Prof. Dr. Danyel Scheidegger
Soboll

CURITIBA

2016



FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO

“Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas em radioterapia”

por

Brenda Von Wolter

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 13h00min do dia 24 de junho de 2016. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 193**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr
UTFPR. Presidente.

Profa. Danielle Filipov, Dra
UTFPR

TNR Fernanda Cristine Pacheco Toledo
Hosp. Erasto Gaertner

Visto:

Prof.Danyel Scheidegger Soboll,Dr
Coordenador de TCC do CSTR

Agradecimentos

Agradeço a Deus, por ser o meu porto seguro em todos os momentos durante esta caminhada.

Aos meus familiares que estiveram comigo e sem os quais eu com certeza não teria chegado a mais essa etapa.

Ao Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll que sempre me auxiliou e instruiu para que tanto este trabalho como os próximos passos a serem seguidos após a graduação fossem realizados com excelência.

Aos melhores amigos e ao meu companheiro Guilherme de Mello Aguiar agradeço pela ajuda, paciência e compreensão.

As pessoas do PQRT-INCA (Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional do Câncer), em especial ao Alfredo Viamonte Marin e ao Victor Gabriel Leandro Alves pelas leituras realizadas tanto dos TLDs quanto dos filmes radiocrômicos, e pela sua disponibilidade em me apresentar o serviço quando estive no Rio de Janeiro.

Ao Helio Augusto Salmon Júnior e ao Luiz Roberto Belatini Júnior, (Betinho), do grupo COI (Clínicas Oncológicas Integradas – Sede Barra da Tijuca, Rio de Janeiro).

A UTFPR pelos ensinamentos.

E aos demais deixo o meu muito obrigada por terem participado desta etapa que está finalizando.

VON WOLTER, BRENDA. Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas em radioterapia. 2016. 32f. Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Tecnologia em Radiologia pela, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

RESUMO

O crescente aumento de sobreviventes ao câncer tem criado a necessidade de se investigarem as causas das sequelas do tratamento. Mensurações de radiações periféricas à região alvo da radioterapia incrementam o conhecimento do assunto e auxiliam na elaboração de métodos de proteção. Como o espectro da radiação na periferia é diferente do encontrado no feixe, a independência energética supostamente oferecida em filmes radiocrômicos pode suplantar a dependência energética encontrada em câmaras de ionização e os dosímetros termoluminescentes, de forma a descartar a necessidade de correções de valores se filmes forem utilizados. O objetivo deste trabalho é submeter filmes radiocrômicos, TLDs e câmara de ionização a situações idênticas de irradiação, com a finalidade de se avaliarem as suas capacidades em medir doses periféricas. Neste trabalho os três dosímetros foram submetidos às doses decorrentes da emissão de feixes de 6 MV, campo 10 cm x 10 cm e 500 UM. Os dosímetros foram posicionados a 0, 10, 17,5 e 30 cm do raio central, sempre sob 5 cm de água. Os resultados encontrados mostraram que os valores apresentados pelos filmes possuem alto desvio padrão da média e que para resultados mais conclusivos é necessário prosseguir com as irradiações, empregando feixes mais intensos.

Palavras-chaves: Dosimetria, filmes radiocrômicos, dose periférica.

VON WOLTER, BRENDA. Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas em radioterapia. 2016. 32f. Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Tecnologia em Radiologia pela, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

ABSTRACT

The growing number of survivors of cancer has created the need to investigate the cause of the sequelae of treatment. Measurements of peripheral radiation to the radiotherapy increment the knowledge of the subject and assist in the development of protection methods. As the periphery of the radiation field the spectrum is different from that in the beam, the energy independence supposedly provided by radiochromic films can overcome the energy dependence found on ionization chambers and thermoluminescent dosimeters, in order to discard the necessity of correction of the values if films are used. The objective of this work is to submit radiochromic films, TLDs dosimeters and ionization chamber to identical situations of irradiation, in order to assess their capabilities in measuring peripheral doses. In this work the three dosimeters were subjected to doses exposure to 6 MV beams, field 10 cm x 10 cm field and 500 UM. The dosimeters were placed at 0, 10, 17.5 and 30 cm from the central ray, always under 5 cm of water. The results showed that the values presented by the films have high standard deviation and for more conclusive results it is necessary to proceed with the radiations, employing more intense beams.

Keywords: Dosimetry, radiochromic film, peripheral dose.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Irradiação o elétron adquire energia para mudar	16
Figura 2 - Aquecimento o elétron retorna à banda de valência,	17
Figura 3 - Curva de Perfil Tempo – Temperatura	17
Figura 4 - Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose	19
Figura 5 - Gráfico da densidade ótica em função da dose	21
Figura 6 - Princípios do funcionamento da câmara de ionização	22
Figura 7 - Filme radiocrômico antes da irradiação	24
Figura 8 - Dosímetros TLDs após irradiação	25
Figura 9 – Filmes radiocrômicos pós irradiação, organizados para o envio	26

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais vantagens e desvantagens dos dosímetros.....	12
Tabela 2 - Valores Obtidos	27

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS , ACRÔNIMOS E SÍMBOLOS

2D – Duas dimensões

µm - micrometro

CCD – charge-coupled device (Dispositivo de Carga Acoplada)

cGy – centiGray

cm - centímetro

COI – Centro de Oncologia Integrados

f – Fator de correção

Gy – Gray

MV - megavoltagem

IAEA – *International Atomic Energy Agency* (Agência Internacional de Energia Atômica)

IARC – *International Agency for Research on Cancer* (Agência Internacional de Pesquisa em Câncer)

INCA - Instituto Nacional do Câncer

Io – Luz coletada

It – Luz transmitida

nm – nanômetro

OD – Optical density (Densidade ótica)

P – Pressão

PQRT – Programa de Qualidade em Radioterapia

kPa - QuiloPascal

s – segundos

T - Temperatura

TLD – Thermoluminescent Dosimeter (Dosímetro Termoluminescente)

UM – Unidades Monitoras

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

WHO – World Health Organization (Organização Mundial da Saúde)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	12
3. OBJETIVOS	14
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	15
4.1 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE	15
4.1.1 TERMOLUMINESCÊNCIA	15
4.2 SISTEMA DE DOSIMETRIA COM FILME RADIOCRÔMICO	18
4.3 SISTEMA DE DOSIMETRIA COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO	21
5. METODOLOGIA	24
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES	27
7. CONCLUSÕES	29
8. REFERÊNCIAS	30

1. INTRODUÇÃO

O câncer é um problema de saúde pública, principalmente em países subdesenvolvidos, onde é esperado que, nos próximos anos, o impacto dessa doença na população corresponda a 80% dos mais de 20 milhões de novos casos estimados para o ano de 2025 (IARC, 2014). O tratamento do câncer visa a cura, prolongar e melhorar a qualidade de vida dos pacientes oncológicos. Para que o alcance da cura seja possível, são propostos protocolos médicos de tratamentos (WHO, 2005). Um deles, datado do início do século é o tratamento que envolve radiações ionizantes, a Radioterapia.

Após a descoberta experimental dos raios X, em 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen, iniciaram-se diversos estudos e em 1898 o casal Curie descobriu o Rádio. A partir de então a radioterapia começou a ser desenvolvida. Em janeiro de 1896, o primeiro paciente foi tratado com radiação ionizante e em 1899 o primeiro caso de câncer (BENTEL, 1996).

O progresso no tratamento do câncer nas últimas décadas mostrou-se muito significativo. Nota-se um aumento do número de sobreviventes ao câncer infanto-juvenil, gerando assim a necessidade de se descobrir as consequências do tratamento radioterápico (RUBIN *et al.*, 2008). Por esse motivo mensurar a radiação periférica à região alvo da radioterapia aumenta o conhecimento e auxilia no desenvolvimento de novos métodos para a redução de dose periférica (KLEIN, 2006).

Como o espectro da radiação periférica é diferente do encontrado no feixe principal (KLEIN, MASERANG, MANSUR, 2007), a suposta independência energética apresentada em filmes radiocrômicos (CHIU-TSAO *et al.*, 2005) pode ser superior a dos demais dosímetros (câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes) quando comparada à dependência deles, desta maneira, 'elimina-se a necessidade de correções de valores.

Então, neste trabalho os três tipos de dosímetros serão expostos a condições idênticas de irradiações para que assim seja possível avaliar as suas capacidades em medir dose periférica e fomentar o conhecimento sobre o assunto.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Em um tratamento radioterápico conhecer as doses as quais o paciente será submetido é de fundamental importância, devido a consequências que podem surgir posteriormente. Por isso, a dosimetria é uma das principais preocupações dos profissionais de uma Radioterapia (IBBOTT *et al.*, 2008).

Na radioterapia, há a recomendação de uma exatidão com uma margem de erro que não ultrapasse $\pm 5\%$ na administração da dose que será absorvida pelo volume alvo. Desta maneira, considerando que o objetivo principal desse tratamento é a eliminação total do tumor, com o menor dano possível a região adjacente sadia, é importante que se tenha conhecimento e certeza sobre a dose administrada a profundidades distintas e com configurações diferentes (MARIN, 2003).

O controle de qualidade no serviço de radioterapia é comum e frequentemente realizado. Uma das maneiras empregadas para a avaliação e verificação dos parâmetros que fazem parte do tratamento é a dosimetria física. Essa utiliza dosímetros do tipo câmara de ionização para a mensuração de dose em diferentes profundidades (KNOLL, 1989). Além desses, ainda é possível usar dosímetros termoluminescentes (TLD) e filmes com o mesmo objetivo (LIMA, 2001). Na Tabela 1 estão apresentadas as vantagens e desvantagens desses tipos de dosímetros (PODGORSAK, 2006).

Tabela 1 - Principais vantagens e desvantagens dos dosímetros

Dosímetro	Vantagens	Desvantagens
Filme radiocrômico	Facilidade de uso	Armazenamento em ambiente seco e escuro
	Eliminação da necessidade de revelação	Evitar exposição a luz fluorescente
	Independência energética	
Câmara de ionização	Alta precisão	Precisa de cabos
	Recomendado para calibração de feixes.	Precisa de correção para dosimetria em feixes mais energéticos
	Leitura instantânea	Precisa de fonte de alta tensão
TLD	Tamanho pequeno	Perda do sinal após a leitura
	Não precisa de cabos	Necessita de calibração
	Disponível em vários tamanhos	Leitura e calibração demoradas
	Barato	

Fonte: PODGORSAK, 2006

O filme do tipo radiocrômico apresenta vantagens como: facilidade de uso, eliminação da necessidade de revelação e processamento do filme e a melhor independência energética são alguns de seus benefícios (PODGORSAK, 2006).

Além disso, quando comparadas a câmaras de ionização os filmes radiocrômicos tem a vantagem de fornecer a distribuição de dose de maneira planar (2D). A pequena espessura desse tipo de filme torna-o o dosímetro bidimensional mais apropriado para a realização de medidas em superfícies de contato entre materiais com propriedades físicas e químicas diferentes (BROZYNA, 2014).

Atualmente existem vários trabalhos realizados diversos dosímetros para verificar as dependências energéticas e as suas eficiências, como por exemplo o "*Measurement of off-axis and peripheral skin dose using radiochromic film*" que disserta sobre a mensuração de dose periférica fora do feixe central usando o filme radiocrômico e feixes de 6 MV e 10 MV, e concluiu-se que com o aumento de campo aumenta a dose periférica e que a dose diminui para distâncias maiores (PHYS MED BIOL, 1998).

Além desse, há também artigos que discorrem sobre a mensuração de dose periférica com diodo e dosímetros termoluminescentes na radioterapia de intensidade modulada entregues com acelerados lineares convencionais e não convencionais e apresentam como resultado leituras compatíveis apesar de haver diferentes condições experimentais (J MED PHYS 2013).

3. OBJETIVOS

O objetivo principal deste estudo é avaliar o uso de filmes radiocrômicos, câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas. Desta maneira, visando alcançar este objetivo é necessário analisar a concordância das doses que os três dosímetros são capazes de medir na radioterapia, para que desta forma aumente-se o conhecimento do assunto e sirva como auxílio na elaboração de métodos de proteção.

4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A radioterapia é uma forma de tratamento que usa as radiações ionizantes. Esse tipo de radiação é aquele que tem energia suficiente para liberar elétrons da estrutura atômica, como, por exemplo, raios X, raios gama, partículas beta e partículas alfa.

Quando a radiação é proveniente de um aparelho como um acelerador linear ou uma unidade de cobalto, nos quais a fonte encontra-se distante do paciente, a forma de tratamento é conhecida como teleterapia.

Radioterapia e a física radiológica estão associadas desde a descoberta dos raios X e da radioatividade por vários aspectos que integram o técnico, o dosimetrista, o físico e o médico.

A grande maioria dos serviços de radioterapia no Brasil empregam dosimetristas e físicos, com o intuito de promover o serviço em todos os aspectos referentes ao uso de feixes de radiação ionizante, principalmente na dosimetria, no planejamento do tratamento e na radioproteção (INCA, 2000).

4.1 SISTEMA DE DOSIMETRIA TERMOLUMINESCENTE

A utilização do material termoluminescente como dosímetro na medicina teve seu início a partir de 1950, com os trabalhos desenvolvidos por Daniels e Wilkins na Universidade de Wisconsin nos Estados Unidos. Entretanto no início o método não foi muito utilizado devido ao seu alto custo, desta maneira, ele foi desenvolvendo-se até os dias atuais (MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995).

A dosimetria termoluminescente é usada como mais um método para a realização de procedimentos dosimétricos na Radioterapia, pois seu uso tem mostrado eficiência tanto para a verificação de dose em feixe de fótons quanto para elétrons. Assim sendo, mais uma ferramenta para a verificação do índice de exatidão na administração de dose (LIMA, 2001).

4.1.1 TERMOLUMINESCÊNCIA

O fenômeno luminescente termicamente estimulado trata-se da emissão de luz devido a estimulação térmica de um material que foi irradiado e o objetivo principal

desse tipo de dosimetria é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material (MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995).

A termoluminescência acontece quando elétrons excitados pela interação com a radiação incidente são capturados nas “armadilhas de elétrons ou vacâncias” do material, mas a energia da radiação não é emitida espontaneamente na forma de luz visível. Pelo contrário, ela é armazenada indefinidamente até que o material termoluminescente seja aquecido (HOROWITZ, 1984).

A radiação ionizante ao atravessar um material com estrutura de bandas irá gerar pares elétrons-vacâncias. Para que tal material atenda aos propósitos da dosimetria, ele deverá possuir alta concentração de armadilhas com o intuito de capturar uma quantidade significativa de elétrons. O material com tais propriedades funciona como dosímetro integrador uma vez que a quantidade de elétrons capturados é proporcional à dose recebida (MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995).

Para mensurar a exposição, o elétron capturado deverá receber energia para escapar para a banda de condução e migrar para a vacância da camada mais próxima, Figura 1 quando, então, eles se recombinam com a consequente emissão de um fóton, Figura 2. Assumindo-se que cada recombinação implica numa única emissão de fóton, o número total de fótons indica o número de pares elétrons-vacâncias produzidos (MAURICIO, 1993).

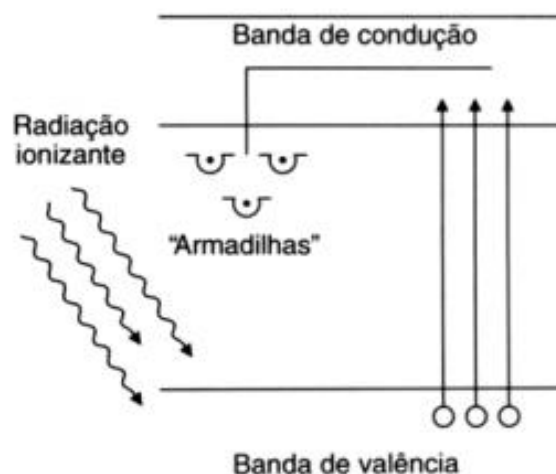


Figura 1 - Irradiação o elétron adquire energia para mudar

Fonte: Modificado de MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995

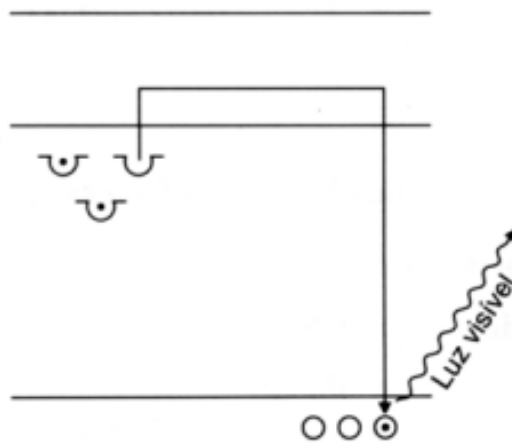


Figura 2 - Aquecimento o elétron retorna à banda de valência,

Fonte: Modificado de MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995.

O equipamento básico para contabilizar os fótons emitidos a partir de um dosímetro irradiado é composto por um sistema de aquecimento, uma fotomultiplicadora, uma fonte de alta tensão e um local para a colocação do dosímetro.

Para realizar a leitura do dosímetro termoluminescente ocorre o aquecimento gradual e, à medida que a temperatura aumenta permite que elétrons possam ser reexcitados. Esta leitura deve ser realizada com uma técnica rápida e automática de aquecimento, assim garantindo a estabilidade do processo. O procedimento pode ser descrito por meio de uma curva denominada de Perfil de Tempo – Temperatura, Figura 3, a qual mostra a temperatura em função do tempo.

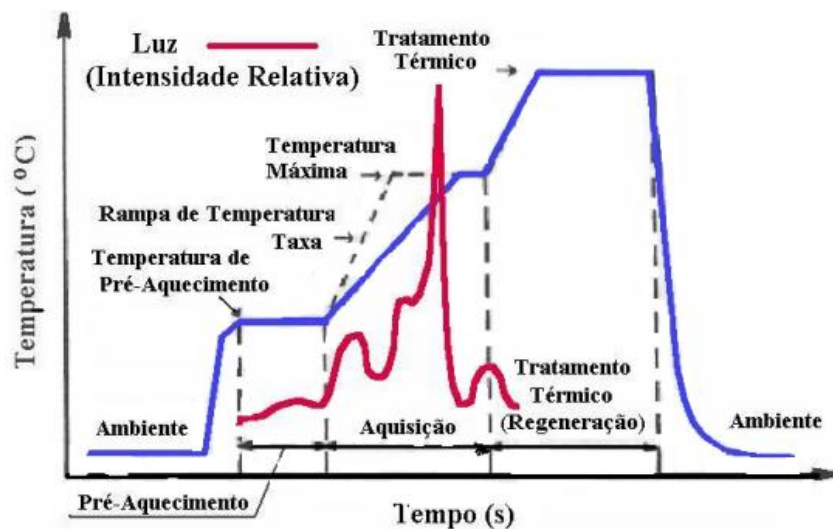


Figura 3 - Curva de Perfil Tempo – Temperatura

Fonte: Modificado de MCKEEVER, MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995.

É realizado primeiro um aquecimento com uma temperatura inferior à de avaliação, a fim de retirar os três picos, os quais são instáveis por serem dependentes da temperatura ambiente. Para o Fluoreto de Lítio (LiF:Mg,Ti) o processo de leitura é inferior a 50 s (MCKEEVER; MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995).

O Fluoreto de Lítio é um halogenato alcalino. Produzido comercialmente pela Thermo RMP do Reino Unido (CAMERON, SUNTHARALINGAM, KENNEY, 1968 e THERMORMP) é conhecido como Harshaw TLD-100. Ele é resultado da fusão homogênea do fluoreto de lítio, fluoreto de magnésio, crioletto de lítio e fluoreto de lítio e titânio, estas são impurezas ativadoras (MCKEEVER; MOSCOVITCH, TOWNSEND, 1995, THERMORMP, 2015, DA ROSA, 2000, MCKINLAY, 1981).

De maneira geral o Fluoreto de Lítio apresenta prós e contras, os quais variam de acordo com o material. E devido as vantagens esse dosímetro ainda é o mais utilizado no contexto médico (DA ROSA, 2000, ATTIX, 1986).

Vantagens:

- Pequenas dimensões e formatos variados.
- Relativamente barato.
- Alta equivalência ao tecido.
- Alta sensibilidade em amplo intervalo de dose.

Desvantagens:

- A sensibilidade varia com o tempo após a irradiação.
- Sensibilidade à luz e umidade.
- Instrumentos necessários para a leitura são caros
- Desvanecimento.

4.2 SISTEMA DE DOSIMETRIA COM FILME RADIOCRÔMICO

A utilização de películas radiocrômicas para dosimetria tem evoluído desde 1960. Desta maneira, a sua utilização tornou-se uma ferramenta muito importante e cada vez mais popular, especialmente na dosimetria de braquiterapia. Em particular,

as películas radiocrômicas do tipo EBT da marca Gafchromic. Elas foram aceitas pela comunidade científica como detectores de referência bidimensional (CHEUNG, 2006).

As principais vantagens dos filmes radiocrômicos incluem: serem tecido-equivalente, possuírem alta resolução espacial, terem ampla faixa dinâmica, terem baixa dependência energética, serem insensíveis a luz visível e dispensarem processamento físico-químico.

Os filmes radiocrômicos são constituídos por uma espessura ultrafina (7 a 23 μm), sem cor e que quando exposto muda para tons de azul e verde, como resultado de um processo de polimerização induzida por radiação ionizante, conforme mostrado na Figura 4. Outras variedades possuem uma fina camada radiosensível disposta entre duas partes de base de poliéster, tipo sanduíche.



Figura 4 - Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose

Fonte: Silva (2013)

O filme GafChromic modelo EBT3 possui uma camada ativa entre duas camadas de substrato de poliéster. Esse substrato é revestido com partículas de sílica em sua superfície, evitando assim a formação de artefatos de imagens no contato entre o filme e a superfície do scanner. Além disso, esse modelo de filme possui uma estrutura homogênea, então não existe a necessidade de se identificar a face do filme que estará em contato com o scanner.

O grau de coloração é geralmente medido com um espectrofotômetro com um curto comprimento de onda espectral (610-670 nm). Para digitalizar os filmes podem ser usados scanners a laser e dispositivo de carga acoplada (CCD) e câmeras microdensitométricas. Estas medições são expressas em termos de densidade ótica, definida pela Equação 1.

$$OD = \log \frac{I_0}{I_t} \quad (\text{Equação 01})$$

Onde OD é a densidade ótica, I_0 é a quantidade de luz coletada sem o filme e I_t é a quantidade de luz transmitida através do filme.

Em alguns scanners conhecidos como *flat bed scanners*, o detector CCD se move enquanto o filme continua parado na região de digitalização. Já em outros modelos, o detector permanece estático enquanto o filme se move sobre os rolamentos verticalmente (ALVES, 2014).

Vinte e quatro horas após a irradiação ocorre a estabilização da cor. A dependência energética é muito menor que o haleto de prata dos filmes radiográficos. Embora os filmes radiocrômicos sejam insensíveis a luz visível, eles apresentam alguma sensibilidade à luz ultravioleta e a temperatura. Por isso eles precisam ser armazenados em um ambiente seco e escuro e a uma temperatura e umidade não muito diferente daquela em que serão usados para a dosimetria. Estes filmes por serem sensíveis a luz ultravioleta, não devem ser expostos a luz fluorescente ou luz solar. Desta maneira podem ser lidos e manipulados sob luz incandescente normal.

Os filmes radiocrômicos devem ser calibrados antes de serem utilizados na dosimetria. Faz-se esse processo de calibração irradiando pequenos pedaços do filme com doses conhecidas e posteriormente realiza-se um ajuste de modelo matemático, “curvas de calibração”, o qual possibilita a conversão de um filme irradiado com dose desconhecida para uma dose conhecida. Essa calibração pode ser representada por meio da curva sensitométrica ou característica do filme, relacionando a densidade ótica do filme em função da dose, conforme a Figura 5, sendo que, cada tipo de filme apresenta uma curva característica.

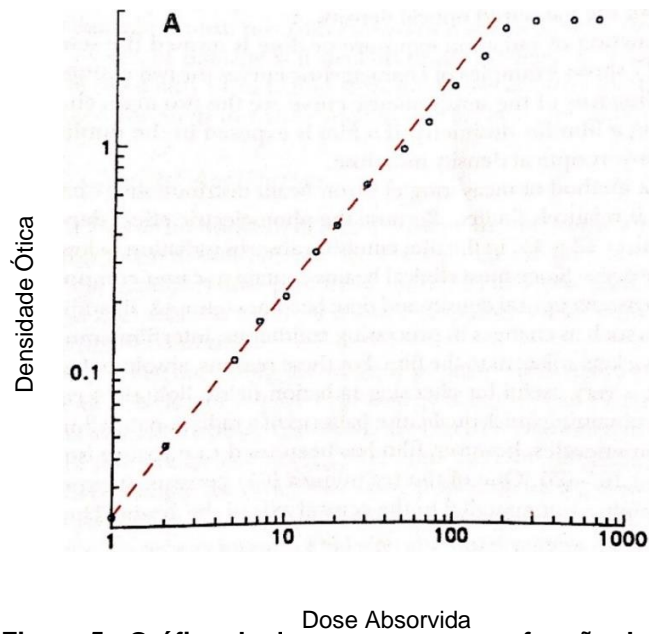


Figura 5 - Gráfico da densidade óptica em função da dose

Fonte: Modificado de Khan (2010)

Na curva sensitométrica há três regiões: a de subdosagem, a linear e a de superdosagem. A região de subdosagem é a região que apresenta valores bem baixos de densidade, podendo assim ser considerada como ruído. Já a parte linear é conhecida como a região de dose certa, a qual é usada para os trabalhos de dosimetria. E a última região é a superdosagem, independentemente da quantidade de radiação utilizada na exposição, a densidade óptica se manterá praticamente constante (LUVIZOTTO, 2015).

4.3 SISTEMA DE DOSIMETRIA COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO

Câmaras de ionização são usadas tanto em radioterapia quanto em radiologia diagnóstica para a determinação da dose de radiação. Elas podem detectar tipos de radiação distintos. As partículas que mais realizam interação com o detector são as carregadas, partículas alfa e beta e as radiações gama e X.

A mensuração da dose em condições de referência de irradiação também pode ser chamada de calibração do feixe. As câmaras possuem várias formas e tamanhos, para que assim possam atender os requisitos específicos.

O sistema é composto basicamente por um recipiente (câmara), feita de um material condutor preenchida por ar ou um gás de alto número atômico, como por

exemplo o Xenônio e dois eletrodos (cátodo e anodo central), como mostrado na Figura 6.

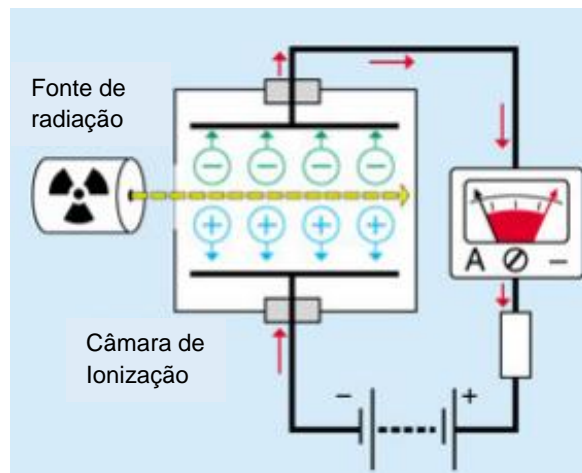


Figura 6 - Princípios do funcionamento da câmara de ionização

Fonte: European Nuclear Society (2015).

Na maioria dos casos o cátodo apresenta formato cilíndrico, e o anodo dispõem-se em forma de haste. Contudo, o ânodo pode ter forma de cone. Em outros casos há a possibilidade do cátodo e ânodo serem placas, dispostas paralelamente.

Quando a radiação ionizante penetra em seu interior através das paredes e ioniza os átomos do ar lá presente ocorre a produção de pares de cargas, elétron-íon. Então ao aplicar-se uma diferença de potencial entre os eletrodos é criado um campo elétrico. As cargas que foram produzidas pelas ionizações sofrem a ação desse novo campo e deslocam-se de acordo com a polaridade, íons vão em direção ao cátodo e elétrons para o ânodo, assim, originando uma corrente elétrica. Desta maneira, a intensidade da corrente mensurada está relacionada à quantidade de ionizações dentro do volume de gás da câmara de ionização, que, por conseguinte está coligado à quantidade de radiação incidente naquele volume.

As câmaras utilizadas normalmente não são seladas, ou seja, o ar presente em seu interior é o mesmo do ambiente, por causa disso é necessário fazer a correção das leituras para a pressão e temperatura ambientes. Em alguns casos a umidade também pode afetar a leitura, produzindo uma “corrente de fuga”, o que faz necessário um controle de umidade no ambiente em que esses instrumentos são armazenados. A correção pelos fatores de tempo e pressão da leitura é feita através da seguinte Equação (JOHNS, CUNNINGHAM, 1983):

$$f(T, p) = \frac{(273,2+T) \times p_{ref}}{(273,2+T_{ref}) \times p} \quad (\text{Equação 02})$$

Onde, T_{ref} e p_{ref} são valores de referência de 20° C e 101,3 kPa respectivamente.

5. METODOLOGIA

As irradiações ocorreram em uma clínica de Curitiba foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3, Figura 7, fornecidos pela UTFPR, dosímetros termoluminescentes TLD 100 em pó encapsulados (MARIN, 2003) e uma câmara de ionização PTW TN 30013 ofertada pela clínica.

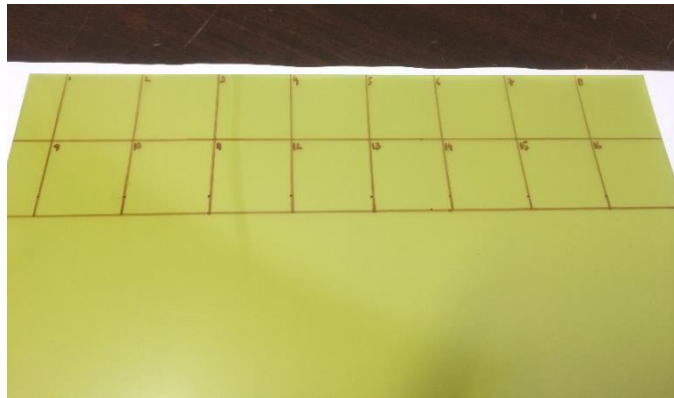


Figura 7 - Filme radiocrômico antes da irradiação

Fonte: Arquivo Pessoal

Os dosímetros foram posicionados a 5 cm de profundidade na água, em um simulador cúbico de paredes de acrílico, com 40 cm de lado, com a finalidade de serem usados na mensuração de dose absorvida decorrente do uso de um acelerador linear Elekta Synergy. Trabalhou-se com um feixe de 6 MV e um campo 10 cm x 10 cm e 500 UM, incidente na água. A distância da fonte à superfície da água foi de 100 cm e os dosímetros foram posicionados nas distâncias 0, 10, 17,5 e 30 cm, perpendicularmente ao raio central.

A câmara de ionização – detentora de certificado de calibração válido – foi calibrada e resultou em 99,92 cGy, sendo que o resultado esperado era de 100 cGy, na profundidade máxima em condições de referência (IAEA, 2000) e então posicionada sequencialmente nos locais de interesse já descritos, foram efetuadas três medidas para cada distância.

Com os TLDs, Figura 8 – fornecidos pelo PQRT/INCA – também foram realizadas três medidas em cada ponto de interesse, sendo usados 12 TLDS. Depois

de irradiados, estes dosímetros foram enviados ao PQRT/INCA, para que fosse realizada a leitura.

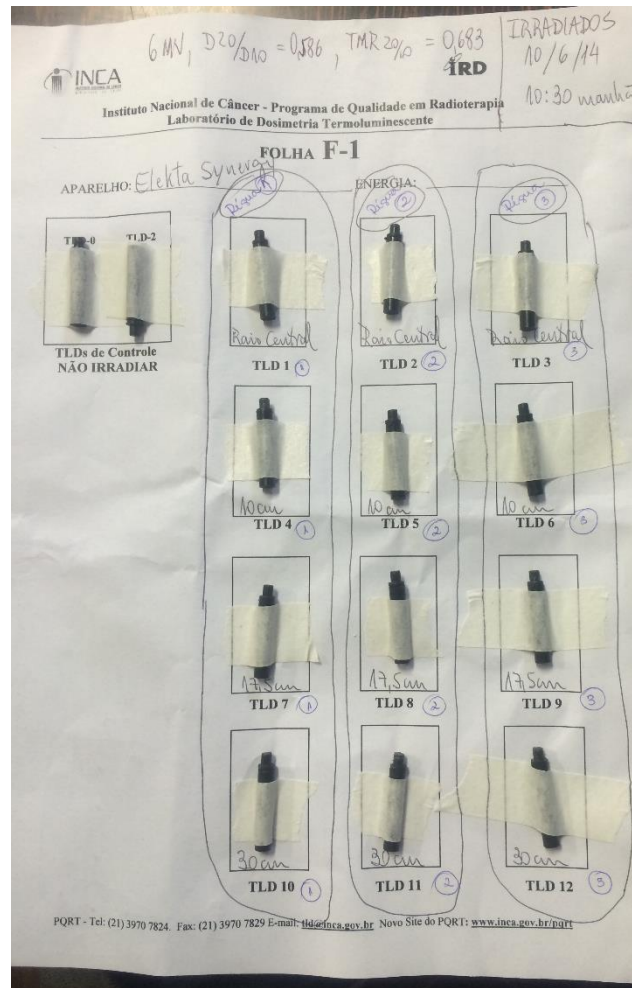


Figura 8 - Dosímetros TLDs após irradiação

Fonte: Arquivo Pessoal

E por fim, oito filmes radiocrômicos, Figura 9, de forma quadrada, com 3 cm de lado cada um, foram utilizados para se medirem doses duas vezes em cada ponto de interesse. Depois de irradiados os filmes foram organizados em uma folha, na qual foi separado os filmes irradiados em água e em placas, para a obtenção de uma curva de calibração e então enviados ao PQRT/INCA e escaneados para a leitura.

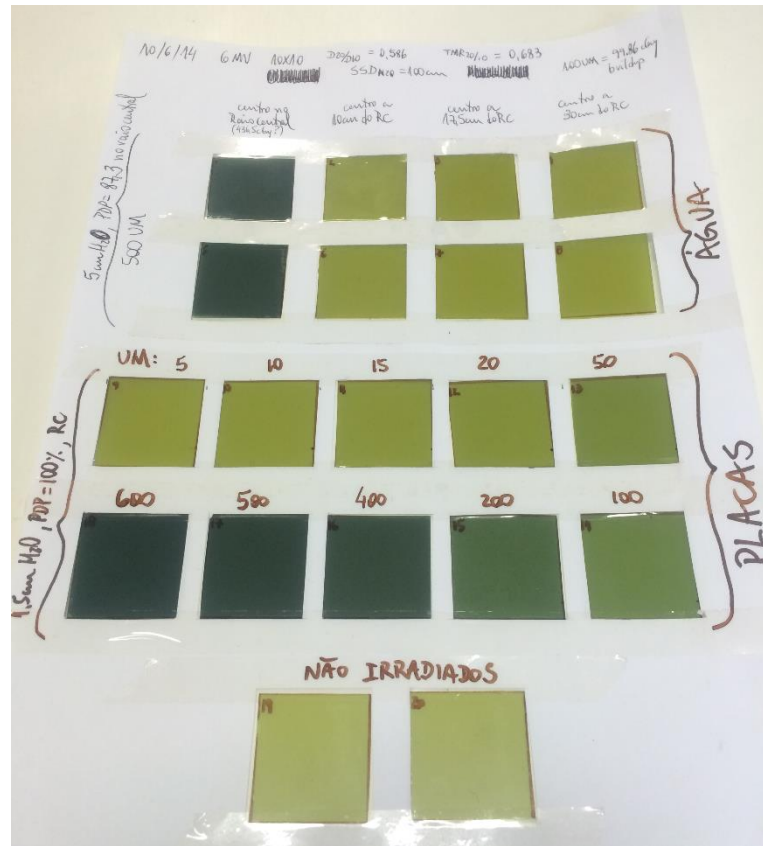


Figura 9 – Filmes radiocrômicos pós irradiação, organizados para o envio

Fonte: Arquivo Pessoal

Por fim após as irradiações e as leituras dos dosímetros os valores obtidos foram organizados em uma Tabela para a análise dos resultados e discussões.

6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Tabela 2 abaixo apresenta os valores de dose obtidos por cada detector.

Tabela 2 - Valores Obtidos

	Distância (cm)	Leituras (cGy)			Média (cGy)	Desvio Padrão
		1	2	3		
Câmara de ionização	0	437,8	438,1	438,5	438,1	0,4
	10	7,8	7,8	7,8	7,8	0,0
	17,5	2,1	2,1	2,1	2,1	0,0
	30	0,5	0,5	0,5	0,5	0,0
TLD	0	450,8	449,1	448,7	449,6	1,1
	10	7,5	7,7	7,4	7,5	0,2
	17,5	2,2	2,2	2,1	2,2	0,1
	30	0,4	0,4	0,4	0,4	0,0
Filme radiocrômico	0	455,5	442,3	---	448,9	9,3
	10	5,6	11,9	---	8,8	4,5
	17,5	2,8	10,2	---	6,5	5,2
	30	0	8,3	---	4,2	5,9

Segundo os dados de comissionamento do irradiador utilizado, a porcentagem de dose na profundidade de 5 cm de água, com campo 10 cm x 10 cm e 6 MV é de 87,3%, de forma que poder-se-ia teoricamente esperar que as 500 UM aplicadas rendessem 436,15 cGy nesta profundidade, no raio central. Como pode ser visto na Tabela 2, a dose média com câmara de ionização foi de 438,1 cGy neste ponto, ou seja, apenas 0,5% diferente do esperado. Neste mesmo ponto, os filmes e os TLDs diferiram um pouco mais, atingindo 2,9% e 3,1% respectivamente, o que mostra uma aproximação razoável do valor aguardado, mas com a ressalva que com filmes ocorreu a maior diferença entre as leituras e também o maior desvio padrão da média, devido as regiões de flutuações do filme e não apenas pontual.

Quanto aos valores periféricos, a inspeção da Tabela 2 revela que a redução natural de dose com o aumento da distância foi confirmada. Novamente a aproximação de valores nas leituras com câmara de ionização derrubou os valores dos desvios padrão, enquanto que com os filmes as incertezas foram as mais altas dentre os dosímetros utilizados. As doses médias apresentadas pela câmara e pelos TLDs se aproximaram muito em cada ponto, o que fez haver concordância substancial dos resultados entre estes dosímetros. Com filmes, por outro lado, em todos os pontos periféricos as doses foram maiores e as incertezas foram grandes – naturalmente aumentando com o aumento da distância – e chegando ao ponto de serem maiores do que o valor médio medido, como no caso do ponto 30 cm distante. Isto remete à faixa de doses periféricas alcançadas com a utilização de apenas 500 UM, que parecem produzir doses periféricas insuficientes para que as medidas com filmes possuam baixo desvio padrão.

Desta forma, é necessário prosseguir com este estudo, efetuando novas irradiações com feixes mais intensos, para se encontrarem resultados mais conclusivos sobre o uso de filmes radiocrômicos nas mensurações de doses periféricas. O tema merece atenção, pois o fato de a radiação periférica, que é formada principalmente por espalhamento do meio e fuga do cabeçote, ter espectro diferente do feixe do irradiador, exigiria calibrações para cada distância de emprego da câmara de ionização e dos TLDs.

7. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos com a aplicação do método proposto mostraram razoável concordância das doses que os três dosímetros foram capazes de medir. Entretanto, o elevado desvio padrão da média no caso dos filmes foi determinante para apontar que o prosseguimento deste estudo precisa ser feito, aplicando feixes mais intensos dos que aqui foram praticados, de forma a se encontrarem valores mais conclusivos.

8. REFERÊNCIAS

ALVES, V. G. L., *Avaliação dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos*. Rio de Janeiro, 2014.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *Physical aspects of quality assurance in radiation therapy*. AAPM Task Group 24, New York, 1984.

BENTEL, G. C. *Radiation therapy planning*. 2 ed. New York: McGraw-Hill, 1996.

BROZYNA, B., CHEŁMIŃSKI K., BULSKI W., GIŻYŃSKA M., GROCHOWSKA P., WALEWSKA A., ZALEWSKA M., KAWECKI A., KRAJEWSKI R., *Dosimetry of dose distributions in radiotherapy of patients with surgical implants Radiation Physics and Chemistry*. Poland, 2014.

CAMERON, J.R., SUNTHARALINGAM, N., and KENNEY G. N., *Thermoluminescent Dosimetry*. (Univ. Wisconsin Press, Madison), 1968.

CHEUNG, T, BUTSON, M. *Measurement of high energy x-ray beam penumbra with Gafchromic EBT radiochromic film*. Medical Physics, 2006.

CHIU-TSAO ST1, HO Y, SHANKAR R, WANG L, HARRISON LB. "Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies". *Medical Physics* 32(11):3350-4, jul 2005.

CKINLAY A. F., *Thermoluminescent Dosimetry*. Medical Physics Handbook 5. 1981.

DA ROSA, L. A. R., *Dosimetria termoluminescente aplicada à física médica. Instituto de Radioproteção e Dosimetria*, publicação interna, DEFISME/IRD. 2000.

EUROPEAN NUCLEAR SOCIETY, obtida pelo site www.euronuclear.org no dia 09 de dezembro de 2015.

FRANK HERBERT ATTIX., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Inc, 1986.

HOROWITZ, Y. S; *Thermoluminescence and Thermoluminescent Dosimetry*, vol.1, 1984.

IBOOTT G, MA C M, ROGERS D W O, SELTZER S M, WILLIAMSON J F. *Anniversary paper: fifty years of AAPM involvement in radiation dosimetry*. Medical Physics. (2008): 35(4):1418.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Curso para técnicos em radioterapia. INCA, Rio de Janeiro, 2000

INTERNACIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Technical Report Series, TRS-398, IAEA, Vienna, Austria: 2000.

INTERNACIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. *World cancer report*, 2014.

J MED PHYS. “*Peripheral dose measurements with diode and thermoluminescence dosimeters for intensity modulated radiotherapy delivered with conventional and un-conventional linear accelerator*”. Jan-Mar; 38(1): 4–8. 2013.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4 ed. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983.

KHAN, FAIZ M. Title: *Physics of Radiation Therapy*, The, 4rd Edition, 2010.

KLEIN, E.E., MASERANG, B., Wood, R. E MANSUR, D. “*Peripheral doses from pediatric IMRT*”. Medical Physics 33(7), July 2006.

KLEIN, E.E., MASERANG, B., Wood, R. E MANSUR, D “*Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques*”. Radiotherapy and Oncology 82, 179–184, 2007.

KNOLL, G. F., *Radiation Detection and Measurement*, 2° ed, NY, John Wiley and Sons, 1989

LIMA, L. P., *Implementação da dosimetria termoluminescente para controle de qualidade, calibração e planejamento num serviço de radioterapia*. Tese de Mestrado, USP. Ribeirão Preto, SP, 2001.

LUVIZOTTO, J., *Caracterização do filme radiocrômico Gafchromic modelo EBT3 para uso em braquiterapia*. IPEN, São Paulo, 2015.

MAURÍCIO, C.L.P., *Noções de Dosimetria Termoluminescente: Aplicação em Dosimetria Individual*. IRD/CNEN, 1993.

MCKEEVER. W. S. S., MOSCOVITCH M., TOWNSEND P. D., *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.

PHYS MED BIOL, “*Measurement of off-axis and peripheral skin dose using radiochromic film*”. Sep;43(9):2647-50, 1998.

PODGORSAK, E. B., KAINZ K. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA Viena, 2006.

RUBIN, P., CONSTINE, L.S., MARKS, L.B., OKUNIEFF, P. (ORGS.). *Late effects of cancer treatment on normal tissues*. Springer-Verlag: 2008.

SILVA, R. G., *Desenvolvimento de um programa de qualidade para a tecnologia VMAT*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

THERMORMP, Informação obtida no site www.thermormp.com firma produtora do Harshaw TLD-100 no dia 20 de novembro de 2015.

MARIN, A. V., *Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico Postal para uso em Programas de Qualidade em Radioterapia com Feixes de Fótons em Condições de Não Referência*. 2003. Dissertação (mestrado). Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro.

WHO, *Are the number of cancer cases increasing or decreasing in the world?*, Informação obtida no site www.who.int/en/ no dia 05 de maio de 2016.