

MINISTÉRIO DA SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR DA SILVA
COORDENAÇÃO DE ENSINO
RESIDÊNCIA DE FÍSICA MÉDIA - ÉNFASE EM RADIOTERAPIA

**CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE
LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSIMETRIA *IN
VIVO* EM TRATAMENTOS DE CABEÇA E PESCOÇO COM RAPIDARC**

RIO DE JANEIRO
2016

RICARDO GOMES DOS REIS

**CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE
LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSIMETRIA *IN
VIVO* EM TRATAMENTOS DE CABEÇA E PESCOÇO COM RAPIDARC**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Instituto Nacional de Câncer Jose Alencar Gomes
da Silva, como requisito parcial para conclusão do
programa Residência De Física Média - Ênfase Em
Radioterapia.

Orientador: DSc. Leonardo Peres da Silva.

RIO DE JANEIRO
2016

RICARDO GOMES DOS REIS

**CARACTERIZAÇÃO E CALIBRAÇÃO DE UM SISTEMA DOSIMÉTRICO DE
LUMINESCÊNCIA OPTICAMENTE ESTIMULADA (OSL) PARA DOSIMETRIA *IN
VIVO* EM TRATAMENTOS DE CABEÇA E PESCOÇO COM RAPIDARC**

Avaliado e aprovado por:

Leonardo Peres da Silva

Saulo Santos Fortes

Cláudio Castelo Branco Viegas

Data: 29/01/2016

RIO DE JANEIRO

2016

RESUMO

As técnicas moduladas de *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) e *Volumetric Modulated Radiation Therapy* (VMAT) se apresentam como resposta aos esforços empregados para a promoção de uma entrega de dose conformada à lesão e da redução da dose nos tecidos sadios. São apontados inúmeros benefícios correlatos, tais como excelente índice de conformidade, possibilidade de tratar volumes alvos definidos dentro de outro volume na mesma fase de tratamento e, especialmente, a redução de dose nos órgãos de risco. Todavia, conjugados aos benefícios surgem alguns riscos e precauções que devem ser adotadas, inclusive a formulação de um programa de controle de qualidade capaz de identificar eventuais falhas. A dosimetria pré-tratamento é recomendada, bem como a dosimetria *in vivo*, realizada durante o tratamento. Esta se apresenta como uma ferramenta que possibilita detectar erros graves no tratamento, não identificados através do controle de qualidade convencional (pré-tratamento), bem como para avaliar diferenças de doses clinicamente relevantes. Este trabalho propõe a calibração e caracterização de um sistema de dosímetros de luminescência opticamente estimulada (OSL) para realização de dosimetria *in vivo* em tratamentos de cabeça e pescoço com a técnica de VMAT (RapidArcTM). Os dosímetros utilizados foram os *nanodots* de óxido de alumínio dopado com carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), da empresa Landauer. O sistema de leitura dos detectores utilizado foi o InLightTM, da citada empresa.

Palavras-chaves: dosimetria *in vivo*, RapidArc, OSL.

ABSTRACT

Techniques such as Intensity Modulated modulated Radiation Therapy (IMRT) and Volumetric Modulated Radiation Therapy (VMAT) are presented as efforts for a promotion conformed doses and spared the healthy tissues. Modulated technics has several benefits such as: excellent conformity rate, possibility treatment of the volumes targets set within another volume in the same phase of treatment and, especially, a dose reduction in the risk organs. However, conjugated to benefits arise some risks and precautions should be taken, for instance, including a formulation of quality control program able to identify any faults. The dosimetry pre-treatment is recommended, as well as the *in vivo* dosimetry. This is presented as tool that allows serious errors detect in treatment, not identified through the conventional Quality Control (pre-treatment), as well as to detect differences in clinically relevant doses. This work proposes the calibration and characterization of optically stimulated luminescence dosimeters system (DOSL) to perform *in vivo* dosimetry in head and neck treatments, with the VMAT (RapidArcTM) technique. Dosimeters used were the nanodots of aluminum oxide doped with carbon (Al2O3: C) and the reading system was InLightTM.

Keywords: *in vivo* dosimetry , RapidArc , OSL .

AGRADECIMENTOS

Depois de dois anos de muito trabalho e aprendizado, chega a hora de prestar os agradecimentos àqueles que fizeram parte desse momento em minha carreira.

Agradeço inicialmente aos staffs da Física pelos ensinamentos e conselhos. Hoje, posso chamar alguns deles de amigos. Agradeço especialmente ao meu orientador Dr. Leonardo Peres, pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho de final de curso.

Agradeço aos residentes da radioterapia pelas conversas e risos, mas especialmente pelo suporte prestado à Física para a realização de um tratamento de qualidade aos nossos pacientes. Eles têm o meu respeito e admiração, pois, assim como nós, são onerados desde o primeiro ano com muitas responsabilidades.

Agradeço aos meus colegas de turma, Thiago e Bianca, pela ajuda, pelas brincadeiras e por assumiram aqui neste estado papel de família. Formamos uma equipe eficiente e bastante coesa. Decerto sentirei saudade dos bons momentos que passamos juntos.

Aos colegas da Medicina Nuclear e Radiodiagnóstico, Diego e Ryenne, pelo companheirismo e pela ajuda prestada na confecção deste trabalho. E às residentes do 1º ano, Laura, Fernanda, Sara e “Mini”, pela ajuda nos planejamentos, dosimetria e tudo mais.

Agradeço a minha família pelo incentivo, por acreditar que eu conseguiria chegar onde desejasse. Agradeço especialmente a minha mãe Francisca, que ao longo dos anos da minha vida sempre repetiu a seguinte frase: “filho, estude para conquistar os seus sonhos”. Agradeço aos companheiros dos SQRI, pelo apoio na realização do trabalho ora apresentado, dos quais destaco o Paul e o Cláudio.

Agradeço a minha noiva Fernanda, que, nestes últimos meses, teve importância fundamental em minha vida.

Por fim, considerando que os últimos serão os primeiros, agradeço a Deus por colocar em meu caminho essas pessoas que acima citei; agradeço por me dar condições de entrar na residência, mas especialmente pela ajuda para concluir-la, pois não foi fácil. Agradeço, por me ajudar a manter firme a minha fé e viva a esperança de que dias ainda melhores virão.

SUMÁRIO

| | | |
|--------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 8 |
| 2 | FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 11 |
| 2.1 | RADIOTERAPIA | 11 |
| 2.1.1 | <i>Intensity-Modulated Radiation Therapy – IMRT</i> | 11 |
| 2.1.2 | <i>Valumetric Modulated Radiation Therapy – VMAT</i> | 12 |
| 2.2 | DOSIMETRIA <i>IN VIVO</i> | 13 |
| 2.3 | OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE – OSL | 14 |
| 2.3.1 | Breve histórico do dosímetro OSL | 14 |
| 2.3.2 | Luminescência opticamente estimulada | 15 |
| 2.3.3 | Óxido de alumínio dopado com carbono | 17 |
| 2.3.4 | Estimulação do sinal e leitura dos DOSL | 18 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 20 |
| 3.1 | MATERIAIS | 20 |
| 3.1.1 | Dosímetros OSL e sistema de leitura | 20 |
| 3.1.2 | Equipamento para dosimetria | 21 |
| 3.1.3 | Objeto simulador | 22 |
| 3.2 | TESTES DE CARACTERIZAÇÃO | 23 |
| 3.2.1 | Teste dos parâmetros da leitora OSL | 23 |
| 3.2.2 | Teste de linearidade dos dosímetros OSL | 23 |
| 3.2.3 | Teste de calibração do sistema OSL | 24 |
| 3.2.4 | Dependência com o tamanho de campo | 25 |
| 3.2.5 | Dependência com a taxa de dose | 25 |
| 3.2.6 | Dependência Angular | 26 |
| 3.2.7 | Teste de interferência na entrega de dose pela presença do detector | 28 |
| 3.2.8 | Medidas de dose entregue ao objeto simulador Alderson | 28 |
| 3.2.9 | Fator de normalização | 30 |
| 3.2.10 | Indução de erros | 30 |
| 3.3 | CÁLCULO DE DOSE RECEBIDA PELO OSL | 30 |
| 3.4 | PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS | 31 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES | 32 |
| 4.1 | TESTE DOS PARÂMETROS DA LEITORA | 32 |

| | | |
|-----|--|----|
| 4.2 | TESTE DE LINEARIDADE DOS DOSÍMETROS OSL | 33 |
| 4.3 | TESTE DE CALIBRAÇÃO DOS DOSL | 34 |
| 4.4 | TESTE DE DEPENDÊNCIA COM A TAXA DE DOSE | 34 |
| 4.5 | TESTE DE DEPENDÊNCIA COM O TAMNHO DE CAMPO | 35 |
| 4.6 | TESTE DE DEPENDÊNCIA ANGULAR | 35 |
| 4.7 | FATOR DE NORMALIZAÇÃO | 36 |
| 4.8 | MEDIDAS NO SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO | 36 |
| 4.9 | TESTE DE INTERFERÊNCIA NA DOSE ENTREGUE PELA PRESENÇA DO DOSL | 38 |
| 5 | CONSIDERAÇÕES FINAIS | 39 |

REFERÊNCIAS

1 INTRODUÇÃO

Os procedimentos inerentes ao planejamento e execução dos tratamentos em radioterapia contribuem com uma incerteza significativa na entrega de dose ao paciente (ICRU 24, apud ALMEIDA et al, 2012). É possível notar que as técnicas em radioterapia evoluíram para promoção de uma entrega de dose conformada à lesão e, por conseguinte, da redução dos valores de dose nos tecidos sadios adjacentes, pelo surgimento das técnicas moduladas de *Intensity-Modulated Radiation Therapy* (IMRT) e *Volumetric Modulated Radiation Therapy* (VMAT) (ALMEIDA, 2012).

Em se tratando da técnica de VMAT, a solução da Varian Medical Systems é denominada RapidArc™, disponível somente para feixes de fótons, onde a dose é entregue com a máquina girando em torno do paciente variando a taxa de dose, velocidade do *gantry* e a velocidade das lâminas, que conformam a lesão, e se movimentam durante a irradiação, modulando assim a intensidade do feixe. Essa técnica, assim como a de IMRT, outorga ao planejamento uma dose altamente conformada, podendo-se, portanto, caso necessário, prescrever doses elevadas sem que os limiares inerentes aos órgãos de risco sejam sobrepujados.

São apontados inúmeros benefícios correlatos, tais como excelente índice de conformidade, possibilidade de tratar volumes alvos definidos dentro de outro volume, na mesma fase de tratamento (*Simultaneous Modulated Accelerated Radiotherapy* – SMART), e especialmente redução de dose nos órgãos de risco (ALMEIDA et al, 2012; ICRU 83, 2010).

Todavia, conjugados aos benefícios seguem alguns riscos e precauções que devem ser adotadas. O elevado nível de conformação das isodoses exige maior rigor no posicionamento, sendo em alguns casos recomendado o uso de posicionamento guiado por imagens (Image-Guided Radiation Therapy - IGRT), uma vez que a dose será moldada aos volumes desenhados reduzindo o volume tratado, que, à medida que diminui a toxicidade potencial, aumenta o risco de sub-dosar os volumes alvos (ALMEIDA, 2012). Além disso, com relação ao sistema de planejamento e ao funcionamento do aparelho se faz necessária a formulação de um conjunto de testes para compor um controle de qualidade capaz de identificar eventuais falhas (ALMEIDA et al, 2012). Deve-se, ainda, haver um maior rigor atinente à calibração do aparelho, e a dosimetria pré-tratamento é recomendada, bem como a dosimetria durante o tratamento, a denominada dosimetria *in vivo*.

Estudos indicam que, para certos tipos de tumores, há necessidade de uma exatidão de $\pm 5\%$ na dose administrada, o que pode implicar em melhor ou pior controle local da doença (TRS 398, 2000). A Radioterapia moderna confirma, em se tratando de novas técnicas, a necessidade de se conseguir alta precisão na aplicação das doses terapêuticas (TRS 398, 2000). Considerando a influência de inúmeros fatores que podem contribuir para o insucesso do tratamento, tal como planejado, é conveniente avaliar a dose real que o volume alvo recebe durante a administração do tratamento. Sendo assim, a dosimetria *in vivo* se apresenta como possível solução.

A dosimetria *in vivo* é entendida como a dosimetria realizada durante o tratamento, ou seja, refere-se à dosimetria durante a irradiação do paciente. Os procedimentos envolvidos no planejamento e na execução do tratamento podem contribuir para uma incerteza significativa na dose entregue ao paciente (ALMEIDA et al, 2012). Sendo assim, a dosimetria *in vivo* se apresenta como uma ferramenta que possibilita detectar erros graves no tratamento, especialmente no que diz respeito a diferenças de doses clinicamente relevantes. Além disso, possibilita que o valor da dose entregue ao paciente durante o tratamento possa ser registrado e arquivado.

Atualmente, na radioterapia, os Dosímetros Termoluminescente (TLD) são os detectores mais popularmente utilizados para a realização de dosimetria individual (TAUHATA et al; 2014). Todavia, além do custo elevado do método Termoluminescente (TL), o processo de leitura do detector é complicado e os resultados não são instantâneos. No Brasil, os materiais mais utilizados como TLD são: o Sulfato de Cálcio dopado com Disprósio ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$) e Fluoreto de Lítio (LiF), produzidos pelo laboratório do Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares (IPEN).

Outro detector que tem sido utilizado para determinação de dose absorvida é o dosímetro de luminescência opticamente estimulada (OSL, do inglês *Optically Stimulated Luminescence*). Similar ao TLD, o dosímetro OSL (OSLD) é constituído de material com característica luminescente, sendo que difere daquele no tipo de estímulo, uma vez que utiliza luz em vez de calor, cuja intensidade do sinal está relacionada a dose de radiação absorvida (BOTTER; MCKEEVER; WINTLE, 2003).

Entre as principais vantagens dos detectores OSL quando comparados com os TLD pode ser citada a sua alta sensibilidade. Diferentes materiais luminescentes apresentam propriedades OSL, em especial, o Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), que apresenta a sensibilidade 40 a 60 vezes maior que a do TL LiF:Mg (VIAMONTE et al, 2008), atualmente, o mais utilizado no país para fins dosimétricos. Além disso, o sistema de leitura é de fácil manipulação e compreensão, o tempo de leitura é pequeno e, especialmente, a possibilidade da realização de repetidas leituras de um mesmo detector sem perda significativa de sinal, proporcionando uma melhor análise estatística dos dados obtidos.

O objetivo do trabalho ora apresentado é caracterizar os dosímetros OSL para realização de dosimetria *in vivo*, em tratamentos de cabeça e pescoço com a utilização da técnica de RapidArcTM, em face da necessidade de se medir doses entregues em tratamentos de radioterapia que utilizam essa técnica, conforme recomenda alguns protocolos internacionais, em especial o *Report 87* (2005) da Associação Americana de Física Médica (AAPM, do inglês *American Association of Physicists in Medicine*). O uso da dosimetria *in vivo* tem sido proposto como uma barreira robusta pela maioria dos métodos de análise em radioterapia.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Em 1995, o físico Wilhelm Conrad Röntgen descobriu um novo tipo de radiação capaz de escurecer filmes fotográficos. Ele o chamou de raios-X, cujo primeiro uso médico foi relatado em janeiro de 1896, onde foi utilizado para localizar um pedaço de faca cravado em um marinheiro (HALL, 2000). Em 1897, Wilhelm Alexander Freud demonstrou seu uso terapêutico ao fazer desaparecer uma verruga peluda tratando-a com radiação. Os raios-X rapidamente passaram a ser utilizados na medicina para a visualização de estruturas internas do corpo humano em radiografias, bem como para tratamento de algumas moléstias, surgindo assim a radioterapia que é uma técnica de tratamento que utiliza radiação ionizante no tratamento de lesões malignas e algumas não-malignas.

2.1 RADIOTERAPIA

Os programas computacionais inicialmente utilizados em radioterapia, que procediam apenas à cálculos em duas dimensões (2D), deram lugar para programas mais evoluídos capazes de realizar o chamado planejamento em três dimensões (3D), através de uma simulação virtual do paciente, pela reconstrução de imagens tomográficas (SCAFF, 2010).

A evolução dos recursos tecnológicos conduziram a radioterapia a progressos consideráveis em se tratando de entrega de dose ao alvo e na diminuição dessa dose nos tecidos sadios. Um dos avanços recentes é radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) (LEE et al, 2016).

2.1.1 *Intensity-Modulated Radiation Therapy - IMRT*

O IMRT é uma extensão da radioterapia tridimensional conformada (3D-CRT, do inglês *3D conformal radiation therapy*) que usa intensidades não uniformes do feixe da radiação determinadas por várias técnicas de otimização computacionais (EZZELL et al, 2003). Consiste em uma modalidade de tratamento onde os objetivos a serem alcançados são estabelecidos previamente em um algoritmo que fornece a fluência das lâminas (*multileaf colimator – MLC*) e o cálculo de dose. Essa modalidade recebe o nome de planejamento inverso e a dose é modulada pelo movimento das lâminas. Segundo a publicação de número 83 da *International Commission on Radiological Units and Measurements* (ICRU), o IMRT é capaz de

fornecer uma distribuição de dose homogênea tanto quanto a técnica 3D conformacional, distinguindo-se desta pelo alto grau de conformação, ou seja, a isodoses (linha que une pontos de mesma dose) de prescrição restringe-se, basicamente, ao volume alvo, principalmente para volumes côncavos (MRTCWG, 2001, apud ICRU 83, 2012).

A técnica de IMRT também se caracteriza por um aumento de 1 a 3 vezes das unidades de monitoração (UM), em razão de o MLC proteger uma maior área do campo de tratamento por uma fração de tempo maior quando comparada à técnica convencional. Apesar de complexa, a IMRT tem sido cada vez mais aceita e se tornado técnica padrão nos principais centros de radioterapia (ALMEIDA, 2012).

2.1.2 *Volumetric Modulated Radiation Therapy - VMAT*

O uso de modulação em arco foi proposto inicialmente com a denominação IMAT (do inglês *Intensity Modulated Arc Therapy*), na qual a distribuição de dose era modelada pela rotação do feixe em torno do paciente, onde a distribuição a cada angulação é gerada pela superposição de campos de diferentes tamanhos (CEDRIC, 1995). A IMAT por ser mais complexa e não se mostrar mais eficiente que a IMRT de campos estáticos, teve seu uso, basicamente, restrito a centros acadêmicos (POPLLE, 2014).

A técnica de arco volumétrico VMAT, em contrapartida, dá forma às isodoses pela variação simultânea da velocidade de giro do *gantry*, da taxa de dose e da velocidade de movimentação das lâminas do colimador MLC (BETZEL et al, 2012). Esses parâmetros são confeccionados no sistema de planejamento (*Treatment Planning System - TPS*) a partir de planejamentos inversos, que têm início com as definições do sentido do arco, ângulo inicial e final, energia do feixe, tamanho de campo e giro do colimador. Em seguida, são estabelecidos objetivos na janela de otimização do planejamento inverso, através de pontos em um Histograma de Dose e Volume (HDV), tais como: dose prescrita, doses mínimas e máximas nos volumes alvos e órgãos de risco.

Um estudo indicou que o RapidArcTM, comparado ao IMRT, para casos de próstata e cabeça e pescoço, apresenta mais tolerância a variações de posição de *gantry*, posição de lâmina e variação da taxa de dose, sendo que, para este último parâmetro, é preciso haver uma variação acentuada para alterar significativamente a distribuição de dose (BETZEL et al, 2012).

O planejamento inverso é indicado, principalmente, para tratamentos que exigem cobertura de volumes com concavidades e para órgão de risco muito próximos do volume alvo. Com os objetivos sinalizados, o algoritmos de cálculo constrói uma função objetiva que consiste na medida da diferença entre os objetivos de dose e a dose que está sendo produzida pelo sistema, usando uma amostragem progressiva de ângulos de *gantry* para otimizar um número considerável de aberturas do MLC (ALMEIDA, 2012).

2.2 DOSIMETRIA *IN VIVO*

A dosimetria *in vivo* se refere à monitoração da dose entregue ao paciente durante o tratamento. Diferente das demais dosimetrias, inclusive aquelas que compõem o conjunto de testes do controle da qualidade, a dosimetria *in vivo* mede a dose que efetivamente está sendo entregue ao paciente e não a componentes eletrônicos irradiados previamente.

Sendo realizada durante o tratamento, a dosimetria *in vivo* pode ser entendida como um suplemento para o programa de garantia da qualidade, uma vez que simples medidas *in vivo* são uma garantia adicional contra os grandes erros de posicionamento e erros de cálculo que não foram identificados durante a checagem pré-tratamento. Outrossim, na ausência de erros de rotina, as medições *in vivo* podem servir para documentar que o tratamento foi entregue corretamente dentro de uma determinada tolerância.

Em face do aumento da utilização de técnicas complexas em radioterapia, como as de IMRT e VMAT, a necessidade de avaliação individual das doses nos pacientes aumentou consideravelmente devido aos seguintes fatores: equipamentos mais complexos; técnicas mais difíceis; diminuição de dose nos tecidos sadios (ALMEIDA, 2012).

Estudo realizado em três instituições que realizaram dosimetria *in vivo* em todos os tratamentos apontaram 120 erros de tratamento superiores a 5% com relação a entrega da dose (AAPM, 2005). Embora não haja consenso universal sobre o benefício da dosimetria *in vivo*, um forte argumento a seu favor é prevenir erros graves na entrega da dose, que podem levar a acidentes com consequências terríveis para o paciente, conforme observado pela superexposição de 28 pacientes no Panamá (AAPM, 2005) e no acidente que ocorreu no Rio de Janeiro que vitimou uma criança.

Destarte, a dosimetria *in vivo* tem sido reconhecida como parte integrante do programa de garantia da qualidade em radioterapia, ainda mais com surgimento emergente de técnicas mais complexas como as de intensidade modulada (IMRT) (MARCELA et al, 2011).

2. 3 OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE - OSL

Diversos dosímetros podem ser utilizados para fim de dosimetria *in vivo*, e, atualmente, diodos têm substituído dosímetros termoluminescentes devido a sua facilidade de uso, resposta em tempo real, custo e conveniência, uma vez que a leitura pela técnica termoluminescente é destrutiva, pois o sinal é completamente removido do detector durante sua leitura, além de ser um processo lento (AKSELROD et al, 2007).

Não obstante, dosímetros mais modernos têm substituído os diodos semicondutores, por exemplo, o MOSFET e o dosímetro luminescente de estímulo óptico (OSL) (REFT, 2009). O dosímetro OSL funciona, basicamente, através da emissão de luz por um isolante ou semicondutor durante a exposição luminosa, onde a intensidade é proporcional à dose de radiação absorvida, sendo essa a base para a realização de dosimetria em radioterapia (BOTTER; MCKEEVER; WINTLE, 2003).

2.3.1 Breve histórico do dosímetro OSL

Apesar de serem utilizados em inúmeras aplicações (dosimetria individual, ambiental, médica e retrospectiva), no princípio, o DOSL foi utilizado para medições de doses de radiação ambiental, sendo, em seguida, sugerido o seu uso para dosimetria individual, apesar de não ter sido uma prática bastante difundida, talvez pela falta de materiais que atendessem aos requisitos para esse fim (BOTTER; MCKEEVER; WINTLE, 2003).

O Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), apresenta sensibilidade. Essa característica inerente aos materiais OSL é de grande valia em medições que requerem elevada resolução espacial, como no caso da dosimetria *in vivo* e nos casos em que são utilizadas técnicas moduladas.

Embora os dosímetros OSL de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ tenham sido utilizados por anos para fins de proteção radiológica, somente nos últimos anos foram introduzidos para uso em radioterapia (MIJNHEER et al, 2013). O potencial dos DOSL na dosimetria

médica se constituiu em virtude de seu reduzido tamanho, alta sensibilidade, processo de leitura relativamente simples, além da possibilidade de ser lido múltiplas vezes (MARCELA et al, 2011).

2.3.2 Luminescência opticamente estimulada

Analogamente ao método termoluminescente (TL), o método OSL baseia-se na liberação de luz proporcionalmente à energia armazenada pela exposição à radiação, após receber um estímulo, que para TLD é térmico e para o OSL, ótico (AKSELROD et al, 2007). Esse método faz uso de elétrons presos em armadilhas dispostas entre as bandas de condução e de valência, na estrutura cristalina de certos tipos de materiais.

Quando irradiados, um material isolante ou semicondutor pode provocar a excitação de elétrons livres e os denominados buracos livres e serem retidos em armadilhas (defeitos) dentro do detector. Cessado o estímulo, podem ser estimulados de modo que a energia absorvida provoque a libertação de portadores de carga de um sinal, levando o sistema metaestável para um estável (MATSUSHIMA et al, 2013; AKSELROD et al, 2007).

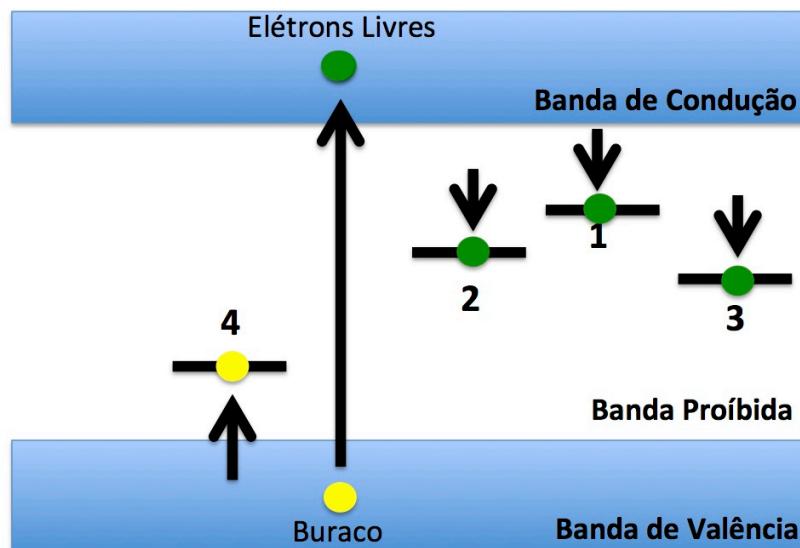
Os OSL, geralmente, são cristais iônicos que possuem bandas de energias bem delimitadas em sua estrutura. Um modelo para explicar o processo implica na existência de três bandas de energia fundamentais: a banda de valência, a de condução e a banda proibida (VIAMONTE, 2010).

Quando irradiados, os elétrons do material OSL existentes na camada de valência, migram para a banda de condução deixando buracos nessa. Entre essas bandas existe a denominada banda proibida, na qual existem os chamados defeitos, característicos do material, capazes de aprisionar as cargas excitadas (elétrons e buracos), que se movem podendo ser recombinações ou capturados por um defeito, permitindo assim a promoção de um estado metaestável de energia.

A figura 1 demonstra o processo de transição eletrônica durante a irradiação do OSL. Além da formação do par elétron livre-buraco, há o aprisionamento de cargas em níveis distintos. O nível 4 é capaz de aprisionar, além de elétrons livres, buracos formados durante a irradiação. Para fins dosimétricos, o nível mais importante é o nível 2, que emitirá sinal a ser considerado após a promoção de estímulo luminoso. O nível 1 é a denominada armadilha superficial. As cargas por ela capturadas podem retornar naturalmente para a banda valência ou condução

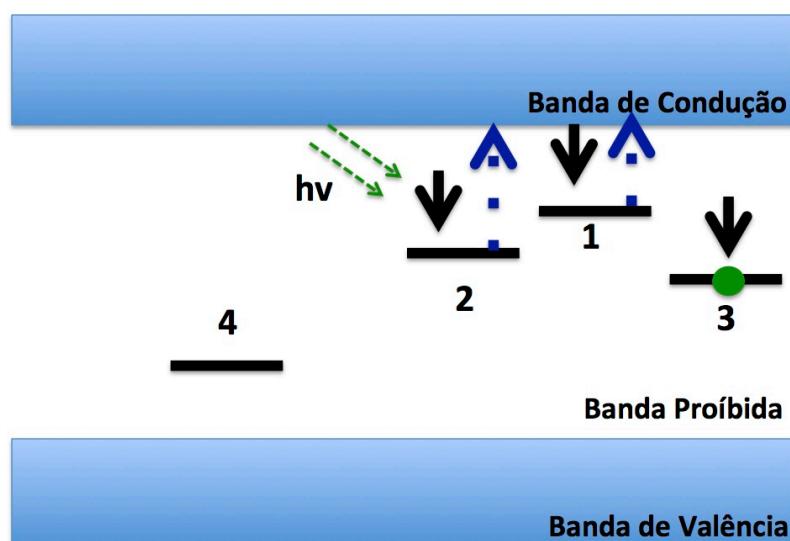
(buraco e elétron, respectivamente), emitindo sinal de fosforescência que pode interferir no resultado da leitura, sendo necessário um período de espera entre a medida e a leitura (VIAMONTE, 2010).

Figura 1- Fase de irradiação do OLS, formação de par elétron livre-buraco, e armadilhamento de cargas em 4 níveis.



A dose absorvida é proporcional à quantidade de cargas armadilhadas. Para aferir esse valor, é preciso submeter o material OSL à um estímulo luminoso, que faz com que as cargas armadilhadas retornem para a banda, emitindo sinal luminoso que é coletado pela leitora e convertido em um número de contagens. Esse sinal emitido é proporcional à quantidade de cargas presas e, por conseguinte, à dose de radiação absorvida (ver figura 2).

Figura 2- Fase de estimulação luminosa do OLS, emissão de sinal luminoso.



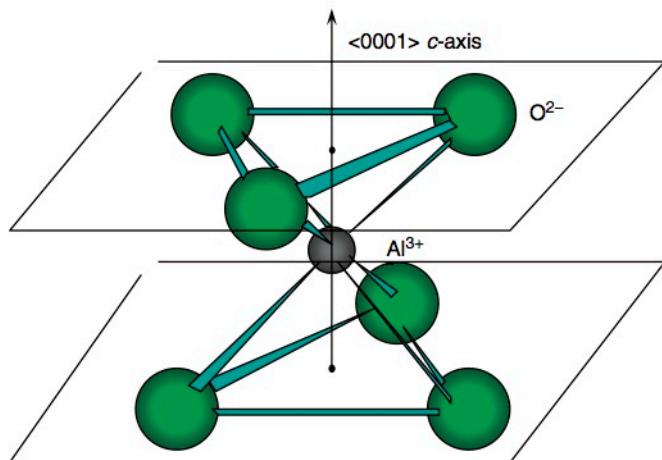
Alguns autores utilizam o fato de que a irradiação do material induz defeitos estáveis, pois quando irradiados, o estímulo luminoso não provoca a ionização do defeito, apenas a sua excitação e isso permite que possa ser lido múltiplas vezes sem destruir o sinal (BOTTER; MCKEEVER; WINTLE, 2003). Sendo assim, uma das vantagens do OSL com relação ao TLD, é que esse permite ser lido inúmeras vezes, o que possibilita um melhor estudo estatístico do sinal e o arquivamento desse para uma futura leitura, que, no caso da dosimetria *in vivo* pode ser utilizado para registro da dose recebida pelo paciente durante o tratamento. Além disso, possui alta sensibilidade, rápido tempo de leitura, processo de leitura mais simples e a possibilidade de serem combinados a materiais plásticos, em razão de não serem submetidos ao aquecimento, o que facilita o processo de fabricação (AKSELROD et al, 2007).

Além da alta sensibilidade já apontada, o OSL apresenta boa reprodutibilidade, linearidade, resposta rápida e processo simples de leitura das medidas. Também por não necessitar de aquecimento, o efeito térmico denominado de “*thermal quenching*” que diminui a eficiência luminescente do detector é eliminado (AKSELROD et al, 1998). Essas características fazem do OSLOD um bom dosímetro para realização de dosimetria *in vivo*.

2.3.3 Óxido de alumínio dopado com carbono

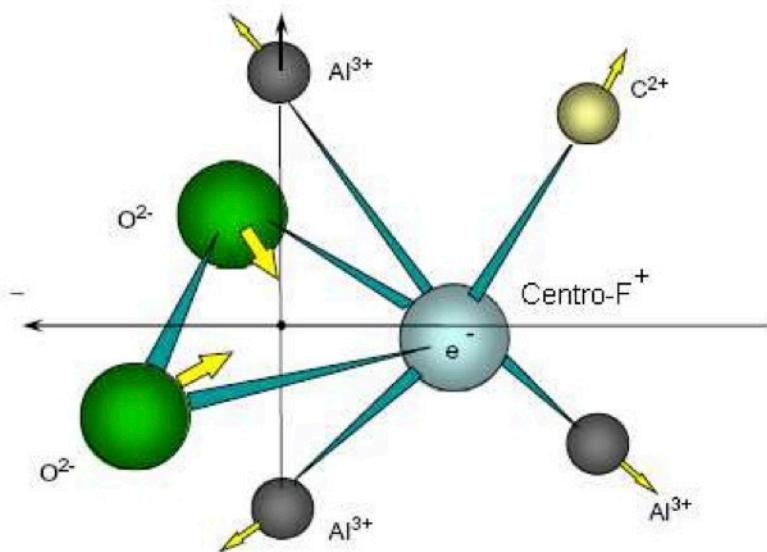
O Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), como dito alhures, apresenta sensibilidade 40 a 60 vezes maior alguns materiais termoluminescentes. Ele possui estrutura cristalina de geometria hexagonal compacta, como mostra a figura 3. A técnica mais comum utilizada para dopar esse material com Carbono é denominada técnica de Stepanov, onde os cristais, em uma ambiente rico em Carbono, são submetidos a altas temperatura, e, em seguida, são submetidos à baixa pressão, onde são cristalizados, condições essas que possibilita a formação de vacâncias estáveis de Oxigênio (VIAMONTE, 2010). Tais vacâncias são chamadas de centro-F neutro e centro- F^+ , quando ocupado por dois elétrons e por um elétron respectivamente (ver figura 4).

Figura 3 – Estrutura simplificada do cristal de Al_2O_3 .



Fonte: AKSELROD et al, 2007, p. 86.

Figura 4 – Configuração do Centro- F^+ .



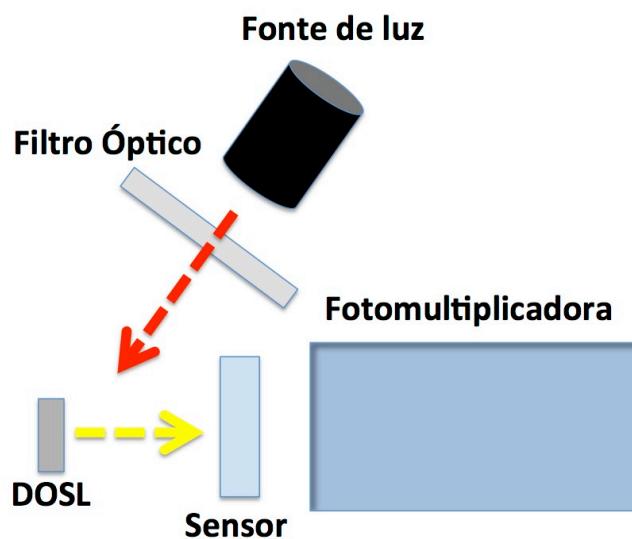
Fonte: VIAMONTE, 2010, p.12

2.3.4 Estimulação do sinal e leitura do OLSD

O sistema de leitura OSLS é composto, basicamente, de uma fonte de luz, de um tubo fotomultiplicador e de um sensor capaz de coletar os sinais emitidos pelo DOSL. Como o sistema de leitora deve conter um sensor capaz de captar sinais luminosos emitidos pelos dosímetros, convém que o comprimento de onda da luz utilizada para estimular tal sinal seja diferente do comprimento de onda deste. É

preciso impedir que a luz de estímulo atinja o sensor de luz, para tanto, filtros ópticos adequados podem ser utilizados. A figura 5 é um esquema representativo de um sistema de leitura OSL.

Figura 5 – Representação esquemática e um sistema de leitora OSL.



Um feixe de luz incide sobre o OSLD e promove a emissão de um sinal que é capturado por um detector e aumentado por um fotomultiplicadora. Por fim, o sinal é convertido em um número de contagem. Ressalte-se que esse número de contagem não se refere a um valor de dose, pois, para tanto se faz necessário calibrar o sistema conforme será mostrado nos tópicos seguintes.

Existem três principais formas de estimular opticamente o material OSL: onda contínua, pulso alternado e modulação linear. A modalidade de onda contínua é a mais comumente utilizada em face da sua simplicidade (VIAMONTE, 2010), onde o material é continuamente iluminado por um feixe de luz enquanto a intensidade do sinal é medida pela leitora. A modalidade de pulso alternado é pertinente quando se trata de DOSL irradiados por baixas doses e a de modulação linear não apresenta grandes melhorias com relação a de onda contínua.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste título, são apresentadas as características dos materiais e os testes realizados para o desenvolvimento da proposta. Os testes caracterizam o sistema dosimétrico OSL para dosimetria *in vivo* no acelerador linear Trilogy, para energia nominal de 6 MeV.

3.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados neste estudo são de propriedade do Instituto Nacional de Câncer (INCA) e do Serviço de Qualidade em Radiação Ionizante (SQRI), vinculado ao citado instituto.

3.1.1 Dosímetros OSL e sistema de leitura

Os dosímetros utilizados foram os *nanoDotTM* de Óxido de Alumínio dopado com Carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), da empresa Landauer. O sistema de leitura dos detectores utilizado foi a leitora *microStar[®]*, também da Landauer. Os dosímetros e a leitora compõem o sistema *InLightTM*. Os *nanoDotTM* são detectores em forma de disco com aproximadamente 5 mm de diâmetro e 0,2 mm de espessura, encapsulados em um suporte de plástico à prova de luz. Cada dosímetro possui um código alfanumérico com seu número de série e sensibilidade. No trabalho todos os detectores utilizados são do lote com sensibilidade 0,96 que refere-se a quantidade de sinal detectado e que está incluso no valor da dose obtido durante a leitura. A figura 6 ilustra o *nanoDotTM* utilizado.

Figura 6- Dosímetro OSL *nanoDotTM* utilizado.



Fonte: *InLight[®] Complete Dosimetry System Solution, nanoDotTM Dosimeter (2012).*

A leitora *microStar[®]* utilizada para estimular o material dosimétrico irradiado faz o uso de um diodo emissor de luz (LED, do inglês *light emitting diodes*) da cor verde

com comprimento de onda de 540 nm. Esse estímulo utiliza o método de onda contínua e o processo de leitura leva aproximadamente três segundos. Como dito alhures, uma das vantagens do OSL resta na possibilidade de ser lido repetidamente. Segundo informações do fabricante, estima-se perda de 0,2% do sinal a cada leitura do OSL. Estudos mostraram que é possível notar uma flutuação aleatória no sinal obtido por tal leitora de aproximadamente 1% (VIAMENTE et al, 2008).

Os dosímetros quando inseridos na leitora e estimulados pela luz, utilizam apenas uma fração das cargas armazenadas no $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, permitindo a sua leitura mais de uma vez sem destruir as informações contidas no material e não necessitando de nenhum tratamento após sua leitura para ser utilizado novamente. O sistema de leitura faz uso de um laptop com o software *microStar®* de mesma fabricante, que identifica, lê e armazena os dados de cada dosímetro. A Figura 7 demonstra a leitora *microStar®* utilizada.

Figura 7- Sistema de leitura *microStar®* utilizado.



Fonte: *InLight® Complete Dosimetry System Solution, microStar® Dosimeter Reader* (2010).

3.1.2 Equipamentos para dosimetria

A calibração se deu por meio da medida de uma dose conhecida, medida através de uma câmara de ionização cilíndrica em um objeto simulador. Para a realização das medidas, foi utilizada uma câmara de ionização cilíndrica de volume sensível igual 0,6 cm³, modelo 30001, e o eletrômetro UNIDOS E, número de série 666, ambos fabricados pela empresa PTW, conforme mostra a Figura 8.

Figura 8- Conjunto de eletrômetro e câmara de ionização utilizado na dosimetria.



3.1.3 Objeto simulador

A dosimetria foi realizada em um objeto simulador de crânio do *phantom* antropomórfico Alderson, conforme mostra a figura 9. Ele é feito de material de densidade similar a do tecido humano e suas dimensões e características estão de acordo com as recomendações da Associação Americana de Físicos Médicos (AAPM, 1994). Ele utiliza um esqueleto humano, material simulador de tecido mole e cavidade de ar.

Figura 9- Objeto simulador utilizado na dosimetria.



3.2 TESTES DE CARACTERIZAÇÃO

Para realização de medidas *in vivo* se fez necessária a caracterização e calibração dos OSL. Foram realizadas medidas para avaliar o comportamento da resposta dos dosímetros com relação a variação da taxa de dose, variação da direção da incidência do feixe, variação do tamanho de campo e por fim, medidas para determinar a linearidade dos detectores.

3.2.1 Teste dos parâmetros da leitora OSL

Para o bom funcionamento e aquisição de leituras confiáveis dos dosímetros OSL, a leitora *microStar®* deve estar com seus parâmetros estáveis e dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante. Para a avaliação dos parâmetros, três testes são realizados antes de inserir os dosímetros na leitora: CAL é o teste de calibração, a medida é feita com uma fonte padrão de Carbono-14 interna à leitora; LED é o teste do laser, a medida é feita com o diodo que emite luz; e, DKR é o teste de leitura com o laser desligado, é a medida da radiação de fundo.

Para a obtenção das medidas de cada parâmetro da leitora *microStar®*, o botão deve sair da posição HP (do inglês, Home Position) para as posições CAL, LED e DKR. Para cada parâmetro será fornecida uma contagem. Para a análise dos parâmetros, vinte medidas de cada indicador foram realizadas, e a média foi calculada para cada um. O valor de tolerância para o testes CAL e LED deve variar $\pm 10\%$ em relação à média e o teste DKR deve ter no máximo 30 contagens, conforme recomendação do fabricante.

3.2.2 Teste de linearidade dos dosímetros OSL (DOSL)

A resposta dos dosímetros precisa manter uma relação de linearidade com a dose recebida, para que se possa estabelecer uma relação de proporcionalidade, o que significa dizer que se o dosímetro for irradiado com o dobro da dose, sob as mesmas condições, espera-se obter o dobro de resposta. Caso esse comportamento não seja observado, deve-se utilizar um fator de correção ou os dosímetros não podem ser utilizados para dosimetria.

A fim de avaliar a linearidade dos dosímetros OSL, para um determinado intervalo de dose, considerando o intervalo de aplicação terapêutica, foram selecionados dosímetros que foram irradiados com os valores de doses que

variaram de 50 a 300 cGy (na profundidade de dose máxima, 1,5 cm para energia utilizada, em intervalos de 50 cGy), em condição padrão de medida (SSD =100 cm; campo = 10x10 cm²; taxa de dose = 400 MU/min) utilizando três dosímetros para cada valor de dose. Foram realizadas três leituras consecutivas de cada dosímetro, a radiação de fundo de cada OSL foi subtraída das leituras obtendo assim uma leitura líquida para cada medida, e a média dessas medidas calculada para cada dose.

3.2.3 Teste de Calibração do OSL

A calibração dos DOSL foi realizada com o auxílio de dois objetos simuladores de água sólida, cada um com dimensões 40x40x5 cm³, e de um conjunto dosimétrico consistente de uma câmara de ionização PTW 30001, um eletrômetro Unidos E, barômetro e termômetro, para o feixe de energia nominal 6MeV do acelerador linear Trilogy, do Instituto Nacional de Câncer (INCA).

Foram colocados 3 DOSL, em torno do eixo central do feixe, na face superior do referido simulador, em um arranjo experimental em SSD (Distância Fonte Superfície) a 100 cm do alvo, e um campo de 10x10 cm², para a energia nominal de 6MeV. A câmara de ionização foi posta dentro do simulador a uma profundidade de 5 cm.

Os DOSL foram cobertos por capas de *build-up*, a fim de garantir que a condição de equilíbrio eletrônico fosse satisfeita. A figura 10 mostra a capa utilizada.

Figura 10- Foto da capa de *build-up*.



O sistema foi irradiado com 100 unidades monitoras (UM), a fim de calibrar os dosímetros OSL (DOSL) mediante uma dose de 100 cGy. Foram realizadas três leituras para o mesmo arranjo experimental acima descrito, substituindo os OSL e zerando a leitura da câmara de ionização no eletrômetro. Em seguida, a fim de avaliar a influência da presença dos OSL no sistema durante a irradiação com a câmara de ionização, foram realizadas três leituras com a câmara sem a presença dos OSL.

A fim de garantir uma confiabilidade nas medidas, foram realizadas três leituras de cada dosímetro e estabelecido um valor médio, que, ao final, foi subtraído do valor da leitura de fundo (BG), coletada previamente. O coeficiente de calibração foi determinado pela equação 1.

$$N_{Cal} = \frac{D_{OSL}}{L_{OSL}} \quad [1]$$

Onde, D_{OSL} é o valor de dose administrada no dosímetro OSL e L_{OSL} é o valor médio líquido da leitura das contagens do detector OSL.

3.2.4 Dependência com o Tamanho de Campo

A relação entre a leitura dos DOSL e o tamanho de campo foi avaliada para seis tamanhos de campo, entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Os detectores foram irradiados na superfície da água sólida simultaneamente a uma câmara de ionização situada a uma profundidade de 5 cm, cuja dose medida foi extrapolada para a profundidade de dose máxima. Foram realizadas três leituras para cada tamanho de campo. O fator campo K_{camp} foi determinada pela equação 2.

$$K_{camp} = \frac{[L]_{xxx}}{[L]_{10 \times 10}} \quad [2]$$

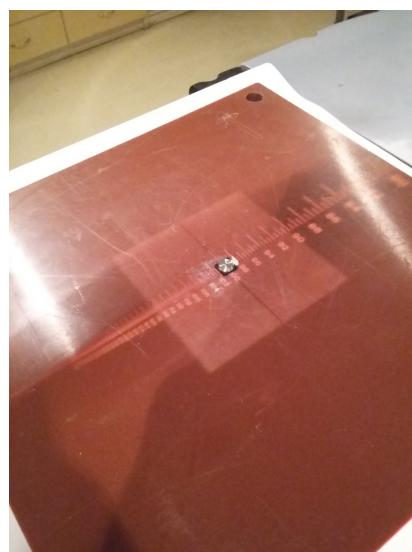
onde, L_{xxx} é a leitura média líquida das medidas para um dado tamanho de campo dividido pela leitura média líquida obtida utilizando o tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ($[L]_{10 \times 10}$). O fator de campo final é a média dos fatores campos.

3.2.5 Dependência com a Taxa de Dose

Em se tratando da técnica de RapidArc™, a dependência da resposta do OSL com a taxa de dose é de grande importância, uma vez que nessa técnica a taxa de dose varia durante a irradiação, junto a velocidade do *gantry* e a velocidade das lâminas do MLC.

Para avaliar essa dependência, os detectores foram colocados na superfície da placa de água sólida com a capa que garantiu o equilíbrio eletrônico necessário e irradiados, conforme mostra a figura 11, com uma dose de 100 cGy, variando as seguintes variações da taxa de dose: 100, 300, 400, 500 e 600 cGy/min e em relação a condição padrão de medida: na profundidade de dose máxima e para um feixe de energia nominal de 6 MeV.

Figura 11 - DOSL posicionado sobre uma placa de água sólida coberto pela capa de equilíbrio eletrônico



O fator taxa de dose K_{tdi} para uma dada taxa foi obtido pela equação 3 e o fator final $K_{taxa\ de\ dose}$ foi dado pela média dos fatores.

$$K_{tdi} = \frac{M_{tdi}}{M_{td400}} \quad [3]$$

onde, M_{tdi} e M_{td400} são as medidas líquidas médias para uma taxa de dose qualquer e para a taxa de dose de calibração (400 MU/min), respectivamente.

3.2.6 Dependência Angular

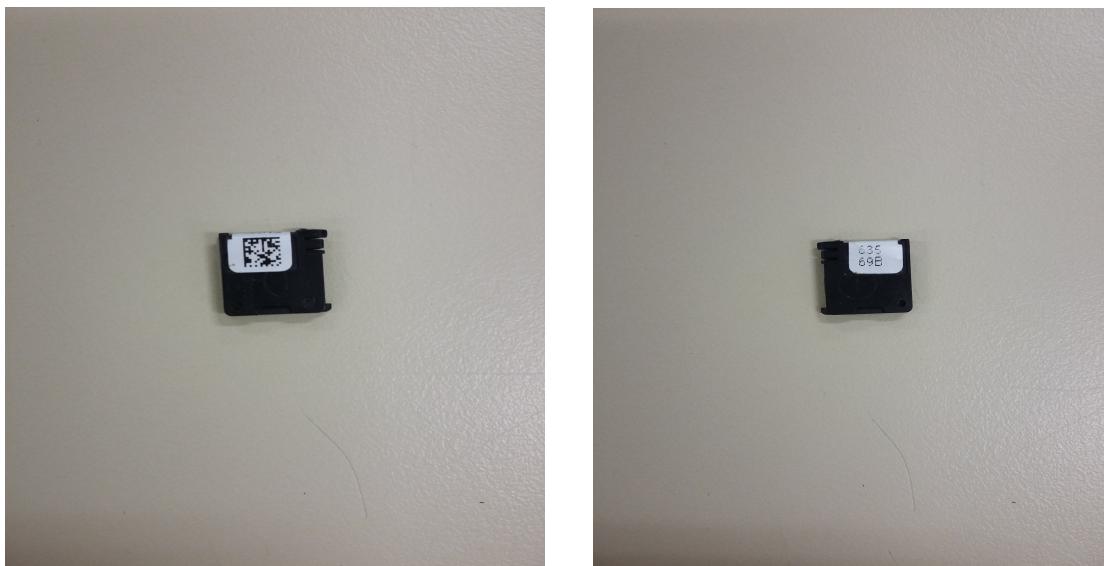
A dependência angular pode ser considerada uma das mais influentes nas medidas de dose, uma vez que se trata de uma técnica rotacional, onde o feixe assumirá inúmeras posições em um arco de 360° em torno do detector.

A avaliação da dependência angular dos dosímetros OSL foi realizada com relação a variação da resposta do dosímetro irradiado em um ângulo qualquer em relação a resposta a irradiação no ângulo de referência de 0° .

Foram utilizados nove grupos com dois dosímetros OSL, sendo cada grupo irradiado em um ângulo diferente com uma dose de cGy. Os ângulos testados foram 0° , 36° , 72° , 144° , 180° , 324° , 252° , 216° e 288° . Três leituras consecutivas foram realizadas para cada dosímetro em cada ângulo, obtendo uma média que foi subtraída da radiação de fundo. Para cada ângulo foram utilizados dois dosímetros, posicionados sobre a superfície do *phantom* com uma capa de equilíbrio eletrônico.

A irradiação a 0° é perpendicular a face do detector que possui o QR-Code e 180° a face que possui o código numérico de cada dosímetro, conforme figura 12. Sendo assim, os dosímetros foram posicionados com a sua maior dimensão paralela à mesa de tratamento.

Figura 12 –Fotos dos OSL posicionado nas posições de irradiação 0° e 180° .



(a) Posição 0° de Irradiação. O feixe incide perpendicularmente à face do OLS que possui o QR-Code.

(b) Posição 0° de Irradiação. O feixe incide perpendicularmente à face do OLS que possui o código numérico.

O cálculo do fator de correção K_{Ang} devido à variação da resposta do detector com o ângulo foi obtido utilizando a equação 4.

$$K_{Ang} = \frac{M_{Ang}}{M_{0^\circ}} \quad [4]$$

onde, M_{0° é a média líquida das medidas obtidas no ângulo 0° e M_{Ang} é a média líquida das medidas obtidas com o ângulo que apresentou a maior variação com relação ao ângulo de calibração.

3.2.7 Teste de Interferência na Entrega de Dose pela Presença do Detector

A dosimetria *in vivo*, como já exposto, consiste na medida de dose durante a aplicação do tratamento, assim convém avaliar se a presença do detector no paciente pode causar diferença considerável na entrega de dose. Para isso, foram realizadas, inicialmente, três medidas com uma câmara de ionização, na profundidade de 5 cm em uma placa de água sólida, com um DOSL em sua superfície coberto pela capa de equilíbrio eletrônico, e, em seguida, foram realizadas outras três medidas com a câmara, sob as mesmas condições, mas sem a presença do DOSL. As leituras foram corrigidas pelas grandezas de influência (temperatura e pressão).

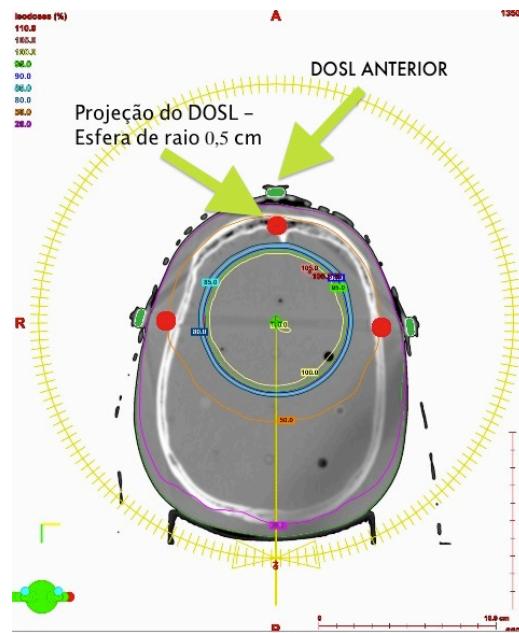
3.2.8 Medidas de dose entregue ao objeto simulador Alderson

A cabeça do simulador *phantom* Alderson foi tomografado com três OSL situados na frente (anterior), na lateral direita e na lateral esquerda. As imagens foram exportadas para o sistema de planejamento Eclipse 8.6, onde foram realizados planejamentos com a técnica de RapidArcTM.

Foram realizados dois planejamentos de RapdArcTM no Eclipse para uma lesão simulada em uma tomografia da cabeça do objeto simulador (*phantom* Alderson). O primeiro planejamento teve por objetivo verificar a concordância da dose medida pelos dosímetros OSL e a dose calculada no sistema de planejamento. O segundo objetivou averiguar a capacidade do método de dosimetria *in vivo* proposto de identificar erros de prescrição de dose.

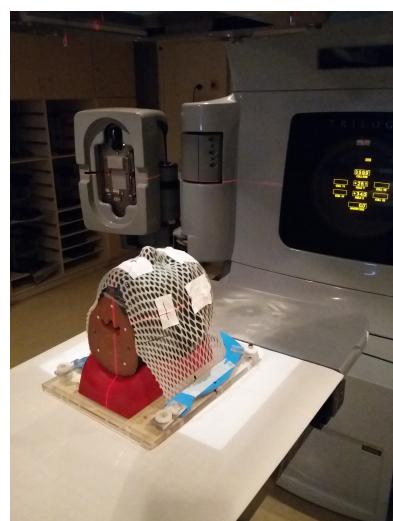
Como a calibração dos detectores foi feita para medida de dose na profundidade de dose máxima, foram desenhadas esferas de 0,5 cm de raio a aproximadamente 1,5 cm da borda do corpo (cabeça) seguindo a projeção dos três detectores, conforme figura 13. O motivo pelo qual foram desenhadas esferas e registrada a dose média em vez da dose em um ponto na profundidade de dose máxima, para cada detector, é reduzir as incertezas inerentes ao posicionamento do volume sensível do OSL, além de minimizar as incertezas do sistema de planejamento relacionadas ao cálculo de dose de entrada na região de *build-up*.

Figura 13 – Corte axial do *phantom* Alderson do TPS Eclipse 8.6, mostrando a posição das representações dos OLS em profundidade.



Os planejamentos foram executados com os dosímetros OSL sobre as três posições situados sobre objeto simulador (ver figura 14), que em seguida, foi posicionado de modo que a intersecção dos lasers lateral, vertical e sagital da sala de tratamento coincidisse com as marcações feitas durante a tomografia. Por fim, foi realizado o deslocamento da cabeça do *phantom* Alderson através das coordenadas do isocentro de planejamento indicadas pelo TPS. A fim de garantir que a simulação se aproximasse de um tratamento real, foi utilizada uma máscas de immobilização sobre a cabeça do *phantom*.

Figura 14 – Posicionamento Pré-irradiação dos DOSL no Acelerador Trilogy.



3.2.9 Fator de normalização

Os dosímetros OSL apresentam entre si variação da resposta, razão pela qual convém determinar o quanto a resposta de cada detector individual varia em torno de um valor central. Para tanto, o lote de detectores foi irradiado com 100 unidades monitoras em um setup padrão. Das leituras, foi retirada a leitura de fundo e calculada a variação em torno de um valor central. O fator de normalização, $K_{normalização}$, foi determinado pela equação 5.

$$K_{normalização} = \frac{\sigma}{M_L} \quad [5]$$

onde, σ é o desvio das leituras líquidas em torno de um valor médio e M_L é a leitura líquida média das medidas.

3.2.10 Indução de erros

Como foi dito alhures, um dos objetivos da dosimetria *in vivo* é registrar erros na entrega de dose no paciente. Esses erros, frequentemente, são relacionados ao cálculo de dose (IAEA, 2000). Desse modo, foram induzidos erros de prescrição de dose, a fim de que o dosímetro OSL conseguisse registrar essas alterações. O valor de dose acrescido correspondeu a 25% da dose, valor esse relativo à média das variações dos principais acidentes reportados pela IAEA (*International Atomic Energy Agency*) (IAEA, 2000).

3.3 CÁLCULO DE DOSE RECEBIDA PELO OSL

O cálculo da dose recebida no dosímetro OSL foi obtido utilizando os fatores apresentados anteriormente no item 3.2 multiplicados pela leitura líquida média de irradiação conforme mostra a equação 6.

$$D = \bar{M} \times N_{cal} \times K_{taxa\ de\ dose} \times K_{normalização} \times K_{ang} \quad [6]$$

onde:

\bar{M} : média das leituras do dosímetro OSL;

N_{cal} : coeficiente de calibração;

$K_{normalização}$: fator de correção de linearidade;

K_{ang} : fator de correção angular;

$K_{\text{taxa de dose}}$: fator de correção energético.

Não foram determinados fatores de correção para uso de filtros ou bandejas, uma vez que a técnica para qual se propõe o uso dos OSL para dosimetria *in vivo* não utiliza tais recursos. Também não foi avaliada a dependência energética dos detectores, uma vez que foram calibrados na energia nominal de 6 MeV na qual se destina os tratamentos.

3.4 PROPAGAÇÃO DE INCERTEZAS

Todo o processo narrado está imerso em incertezas. A incerteza total corresponde a soma dos quadrados das incertezas inerente à formulação de cada fator, que podem ser do tipo A ou do tipo B. A propagação das incertezas correlatas aos fatores determinados é dada pela equação 7:

$$S = \sqrt{\sum_n^i \sigma_i^2} \quad [7]$$

onde, σ_i é a incerteza para um dado fator de correção e para o coeficiente de calibração. O quadro 1 elenca as incertezas relacionadas a cada fator formulado e ao coeficiente de calibração para 1 σ .

Quadro 1: Fatores de correção, coeficiente de calibração e suas incertezas.

| Coeficiente de Calibração | K_i | Incerteza Tipo (σ) |
|---------------------------|---------------------|-----------------------------|
| Coeficiente de Calibração | 2,750E-05 cGy/cont. | 4,67E-07 |
| Fator Taxa de Dose | 1,012 | 0,012 |
| Fator Campo | 0,996 | 0,015 |
| Fator Angular | 1,044 | 0,009 |
| Fator Normalização | 1,035 | - |
| Total | - | 0,021 |

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo é apresentada a discussão dos resultados obtidos na realização dos testes de caracterização e calibração dos dosímetros OSL, para um feixe de 6 MV do acelerador linear Trilogy e técnica modulada em arco RapidArcTM. Bem como, o resultado da irradiação do simulador antropomórfico em duas condições: a primeira simulando o tratamento e a segunda simulando um erro de dose.

4.1 TESTE DOS PARÂMETROS DA LEITORA OSL

Antes de proceder à leitura dos dosímetros, três parâmetros devem estar dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante, na leitora *microStar*[®], são eles: CAL, LED e DKR. O resultado para o parâmetro DKR está apresentado na gráfico 1, e as leituras mostram-se dentro do limite estabelecido, de no máximo 30 contagens. Os resultados para os parâmetros CAL e LED estão nos gráficos 2 e 3 respectivamente, e as leituras também estão dentro do intervalo permitido de $\pm 10\%$ em relação a média das leituras obtidas. Esses resultados mostram que a leitora apresentou uma excelente estabilidade e que está apta a realização das leituras dos OSL irradiados.

Gráfico 1: Resultado das contagens registradas para o parâmetro DKR.

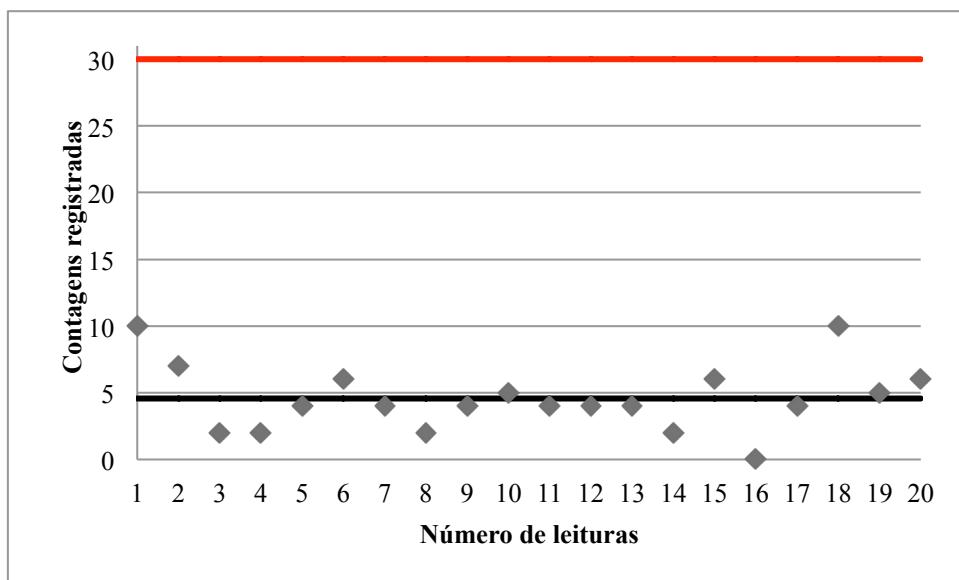


Gráfico 2- Resultado das de contagens registradas para o parâmetro CAL.

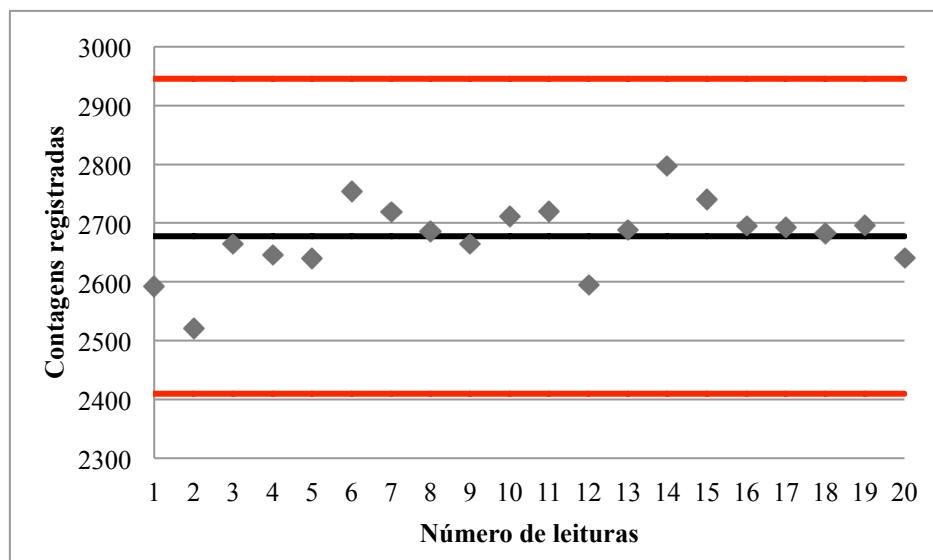
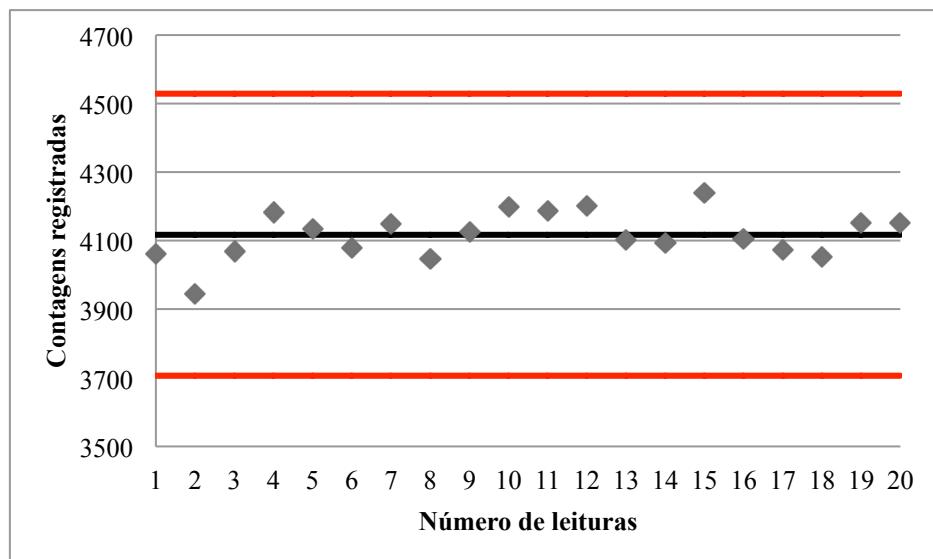


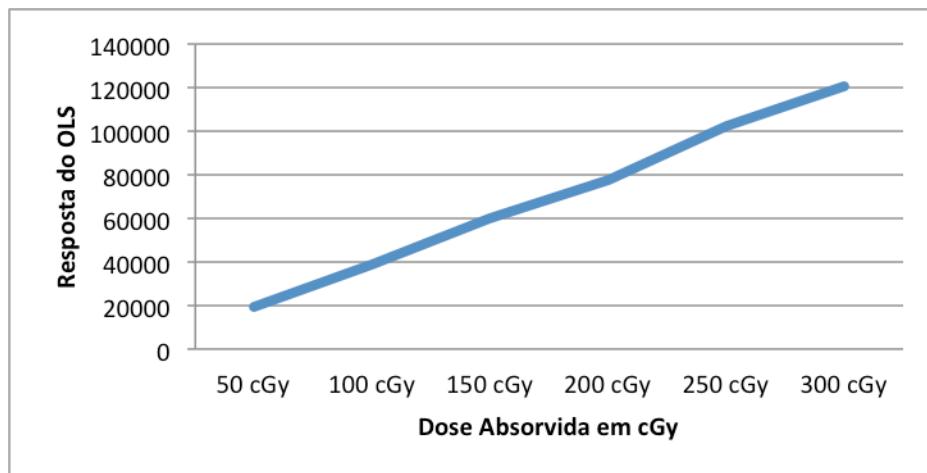
Gráfico 3- Resultado das contagens registradas para o parâmetro LED.



4.2 TESTE DE LINEARIDADE DOS DOSÍMETROS

O teste de linearidade do dosímetro OSL demonstrou que, dentro da faixa de dose terapêutica utilizada em radioterapia (200 a 300 cGy/fração), os dosímetros apresentam comportamento quase linear (ver gráfico 4), ou seja, a leitura é linearmente proporcional a dose entregue. Deste modo, não há necessidade de formulação de fator de correção pela não linearidade.

Gráfico 4- Gráfico da resposta do OSL em função da dose absorvida.



4.3 TESTE DE CALIBRAÇÃO DOS DOSL

Os resultados dos testes de calibração dos dosímetros apresentaram um coeficiente de calibração igual a $2,75\text{E-}05 \pm 4,67\text{E-}07$ cGy por unidade de leitura do OLS.

4.4 TESTE DE DEPENDÊNCIA COM A TAXA DE DOSE

O quadro 2 mostra a variação da resposta dos dosímetros OSL em relação a taxa de dose, no qual os valores foram normalizados para a taxa de dose de calibração igual a 400 cGy/min. A variação máxima foi de 3% e, sendo assim, foi estabelecido um fator de correção para a taxa de dose no cálculo da dose entregue ao paciente com a técnica de RapidArc™. O valor do fator de correção foi obtido pela equação 3.

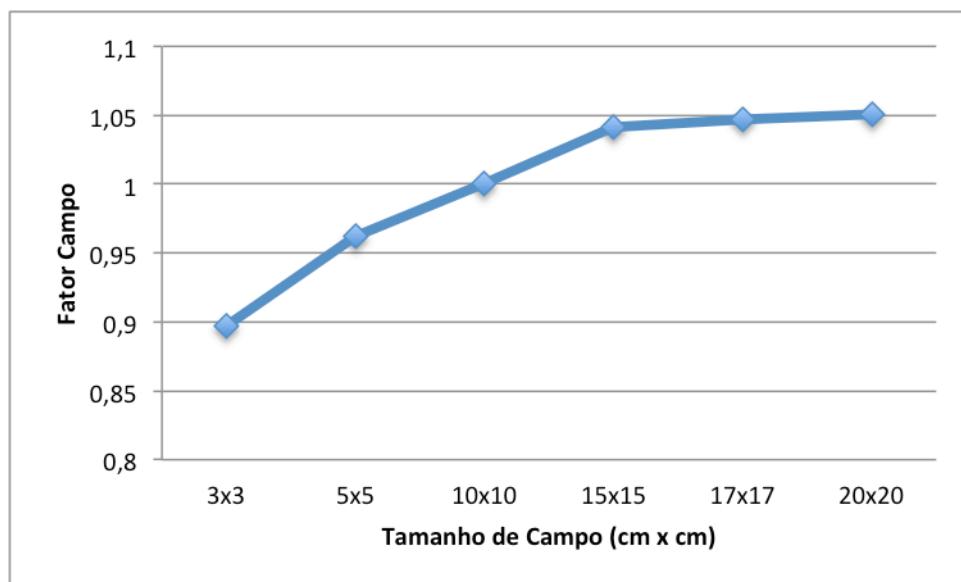
Quadro 2: Fator campo em função da taxa de dose e o desvio padrão inerente.

| Taxa de Dose em MU/min | Fator Taxa de Dose | Desvio Padrão |
|------------------------|--------------------|---------------|
| 100 | 1,02 | $\pm 0,01$ |
| 200 | 0,97 | $\pm 0,01$ |
| 300 | 1,00 | $\pm 0,02$ |
| 400 | 1,00 | $\pm 0,01$ |
| 500 | 1,00 | $\pm 0,02$ |
| 600 | 0,99 | $\pm 0,03$ |

4.5 TESTE DE DEPENDÊNCIA COM O TAMANHO DE CAMPO

O gráfico 5 mostra a relação do fator campo em função do tamanho do campo de radiação. A resposta do OSL apresentou crescimento linear no intervalo de 3 a 15 cm². Para campos entre 15 e 20 cm², a variação observada é pequena. A média dos fatores campos correspondeu a uma variação inferior 0,5% com relação ao valor inerente ao campo de calibração, 10 x 10 cm². Sendo assim, não foi utilizado um fator de correção do tamanho de campo no cálculo da dose medida com o dosímetro OSL.

Gráfico 5- Gráfico da variação da resposta do OSL em função do tamanho de campo.



4.6 TESTE DE DEPENDÊNCIA ANGULAR

Os resultados para a dependência direcional dos dosímetros, demonstrou desvio de 2,05% em torno de um valor médio, para 9 angulações distintas. A figura abaixo mostra a variação da resposta do detector de acordo com a direção de incidência do feixe. O fator direcional demonstrou ser o mais relevante para cálculo de dose medida, em comparação com os demais fatores testados. As maiores variação obtidas foram para as angulações de 72° e 288°, correspondendo a um desvio de até 4,4% relativo à angulação de calibração (0°).

Com relação a direção 0°, a irradiação do dosímetro para a angulação de 180° apresentou diferença inferior a 0,5%, não imprimindo grande relevância sobre o resultado das medidas. Isso condiz com o esperado, pois o dosímetro é extremamente delgado, não apresentando diferença de espessura entre as paredes

de entrada em suas faces. Sendo assim, foi determinado um fator de correção para a dependência direcional considerando a maior variação obtida, conforme equação 4.

4.7 FATOR DE NORMALIZAÇÃO

Os resultados demonstraram que os detectores podem variar até 3,5% em torno de um valor central, demonstrando a necessidade de se corrigir a leitura pelo fator de normalização determinado pela equação 5.

4.8 MEDIDAS NO SIMULADOR ATROPOMÓFICO

As doses medidas com os detectores no simulador antropomórfico (ver figura 6), D_m , foram comparadas com os valores de dose calculados pelo sistema de planejamento, D_{plan} . A dose medida foi calculada utilizando a equação 6 e os valores obtidos, assim como os do planejamento, são mostrados no quadro 2.

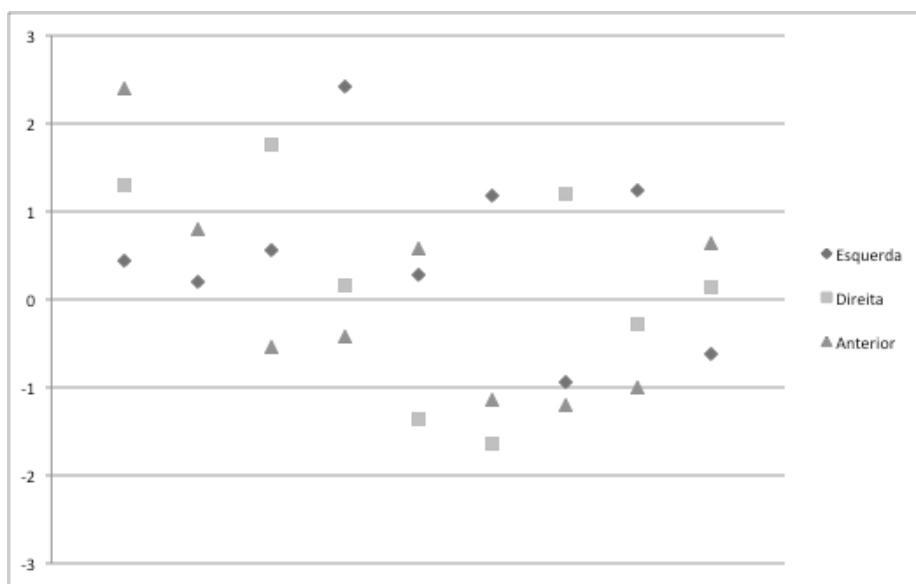
Quadro 2: Comparação das doses calculadas no TPS e as medidas pelo OSL.

| OSL | Dose TPS (cGy) | Dose Medida (cGy) | Diferença (%) | Desvio Padrão (cGy) |
|------------------|-------------------|----------------------|------------------|------------------------|
| Lateral Esquerda | 97,90 | 95,51 | -2,44 | ± 0,49 |
| Lateral Direita | 95,60 | 101,58 | 6,26 | ± 0,16 |
| Anterior | 118,50 | 106,77 | -9,90 | ± 0,17 |

Os resultados demonstraram uma concordância entre as doses planejada e a administrada, sendo encontrada uma diferença máxima menor que ±10%. Apesar de se esperar um desvio entre as doses medidas e calculadas dentro de um intervalo de ±5% (ALMEIDA, 2012), o valor encontrado pode ser considerado satisfatório, eis que diferenças menores que ±10% são aceitáveis (KRON, 1993). Isso prova a viabilidade do detector OSL para seu uso em medidas *in vivo*. Desse modo, este estudo propõe o limite de ação (investigação) para variações acima de 10 %.

O gráfico 6, demonstra a dispersão dos valores das medidas realizadas para os dosímetros OSL nas três posições da cabeça do objeto simulador em torno de um valor central (média dos valores). É possível notar que poucas leituras divergem mais que 2%, assegurando a reproduzibilidade do método utilizado.

Gráfico 6: Dispersão dos valores medidos para os DOSL nas três posições.



Na prática clínica, a dosimetria *in vivo* dever ser realizada de modo a interferir o mínimo possível no tratamento do paciente. Assim, é conveniente determinar apenas um lugar para posicionar o dosímetro utilizado. Os resultados demonstraram que a posição ideal para colocação do dosímetro OSL, nos tratamentos com RapidArc™, é uma das laterais da cabeça do paciente.

Foram feitas mais duas medidas simulando erros na entrega da dose devido a um planejamento equivocado com 25% a mais na dose prescrita. O quadro 3 mostra o resultado das doses registradas com o dosímetro OSL e a variação em relação a dose prescrita de 200cGy.

Quadro 3: Quadro Comparativo entre as doses medidas e calculadas, para o erro de dose simulado.

| OSL | Medida Dose Correta (cGy) | Medida com Erro (cGy) | Diferença (%) | Desvio Padrão (cGy) |
|------------------|---------------------------|-----------------------|---------------|---------------------|
| Lateral Esquerda | 97,90 | 116,84 | 19,35 | ±0,70 |
| Lateral Direita | 95,60 | 119,53 | 25,03 | ±0,53 |
| Anterior | 118,50 | 126,53 | 6,78 | ±0,88 |

O resultado mostrou variações nas duas simulações de erros maiores que 10% que é o limite de investigação adotado para a simulação do erro de dose de prescrição, ou seja, se esse erro acontecesse o dosímetro OSL registraria uma

variação de dose maior que o limite de investigação e, consequentemente, o planejamento seria revisado e o erro descoberto. Note-se que a dose medida pelo dosímetro situado na parte frontal (anterior) do objeto simulador mostrou diferença inferior a 10%, mas, em contraste, os demais detectores foram capazes de identificar uma diferença superior a 19%, o que reforça a recomendação apontada de posicionar os dosímetros nas laterais do paciente para essa técnica de tratamento.

4.9 TESTE DE INTERFERÊNCIA DA PRESENÇA DO DOSL SOBRE A DOSE ENTREGUE

Os resultados demonstraram que a presença do OSL sob o campo de tratamento causa uma alteração de 0,5% sobre a dose medida em um ponto situado a 5 cm de profundidade abaixo do detector. Sendo assim, podemos concluir de que o dosímetro OSL interfere muito pouco na dose entregue durante o tratamento, sendo desprezada, e, consequentemente pode ser usado em dosimetria *in vivo*.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Foi realizada a calibração e caracterização do sistema dosimétrico OSL para fins de dosimetria *in vivo* em tratamentos de cabeça e pescoço com RapidArcTM, bem como foram realizados testes para verificar se tal sistema é promissor para essa finalidade.

Dos resultados obtidos, depreende-se que os dosímetros OSL apresentam dependência angular, com a taxa de dose e com o tamanho de campo, portanto, para a realização de dosimetria *in vivo*, convém considerar eventuais flutuações nas leituras de doses, em se tratando do uso da técnica de arco volumétrico. Foi encontrada variação de até 9,9% ao comparar as doses medidas pelo detector OSL e a dose calculada pelos sistema de planejamento.

O sistema *InLight*TM da Landauer Inc. apresentou resultados confiáveis e reprodutíveis para os testes de calibração CAL, LED e DKR. Não obstante, os dosímetros apresentaram linearidade com relação ao valor da dose recebida, para o intervalo de dose terapêutica, e baixa dependência com a taxa de dose. O fator campo não excedeu o valor de 0,5%, imprimindo pouca influência sobre os resultados e não foi levado em consideração no cálculo da dose. Para o fator taxa de dose, foi encontrada uma variação de aproximadamente 1,2%, que também não imprime grande influência sobre o resultado, mas deve ser considerada no cálculo da dose. Os maiores contribuintes para o cálculo final foram os fatores de normalização e o fator angular que apresentaram variação de 3,5% e 4,4%, respectivamente.

Os resultados para os erros simulados foram favoráveis, uma vez que as medidas foram capazes de captar variações superiores a 10%, para alteração de dose. Assim, o estudo realizado demonstrou que os dosímetros OSL utilizados, lançando mão da caracterização ora realizada, são viáveis para aplicação em pacientes para fim de dosimetria *in vivo*, uma vez que não exercerá influência sobre o tratamento programado e em razão de se demonstrar capaz de encontrar eventuais erros de dose.

O estudo apresentado requer ainda aprimoramento, a fim de que possa ser reduzido o limite estabelecido como nível de ação, neste caso, uma variação acima de 10% da dose medida quando comparada ao sistema de planejamento. Pode-se, então, realizar testes para verificar dependências que não foram consideradas por este trabalho, como por exemplo a dependência com a distância fonte superfície.

Também pode ser proposta uma metodologia para aprimorar os fatores ora apresentados.

REFERÊNCIAS

- AAPM, 87. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy, USA, 2005.
- AAPM, 46. Comprehensive qa for Radiation oncology. Medical Physics, v. 21, USA, 1994.
- ALMEIDA, Carlos Eduard de et al. Bases físicas de um programa de garantia de qualidade em IMRT. CEBIO/UERJ, Rio de Janeiro, 2012.
- ANDERSEN, C. E.; Marckmann, C. J.; AZNAR, M.C. Algorithm for real-time dosimetry in intensity-modulated radiation therapy using the radio luminescence signal from Al₂O₃:C:C. Radiat. Prot. Dosim. 120, 7-13, 2006.
- AZNAR, M. C. et al. Real-time optical-fibre luminescence dosimetry for radiotherapy: Physical characteristics and applications in photon beams. Phys Med. Bio. 49, 1655-1669, 2004.
- AKSELROD, M. S. et al. Thermal quenching of F-center luminescence in Al₂O₃:C. Journal of Applied Physics 84, 3364 (1998); doi: 10.1063/1.368450. Disponível em: <http://scitation.aip.org/docserver/fulltext/aip/journal/jap/84/6/1.3_68450>. Acesso em: 10/01/2016.
- AKSELROD, M. S., et al., Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry. Radiat. Meas. (2007), doi: 10.1016/j.radmeas.2007.01.2004.
- BETZEL, G. T. et al. Is rapidarc more susceptible to delivery uncertainties than dynamic IMRT?. Medical Physics, 39, 2012.
- BOTTER-JENSEN L., MCKEEVER S.W.S. AND WINTLE A.G., *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*, Elsevier Science B. V, Amsterdam 2003.
- CEDRIC. X.Yu, “Intensity-modulated arc Therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative tomotherapy,” Phys. Med. Biol. 40, 1435–1449 (1995).
- DUTREIX, A. When and how can we improve precision in radiotherapy? Radiother. Oncol. 1: 275-292, 1984. Disponível em: <http://ac.els-cdn.com/S0167814084800705/1-s2.0-S0167814084800705-main.pdf?_tid=e582d174-c040-11e5-b9a5-00000aacb360&acdnat=1453382246_c056d5ea5fea36aae0464621a62642d3>. Acesso em: 20 de dezembro de 2015.
- EZZELL G A. et al., “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee”, Medical Physics, 30: 2089, 2003.
- HALL, Eric J. Radiobiology for radiologist/Eric J. Hall. – 5º Ed. Philadelphia, 2000.
- International Commission on Radiation Units and Measurements “Determination of

Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures”, *IntensityReport 24*, ICRU: Bethesda, 62: 1976.

International Commission on Radiation Units and Measurements, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, ICRU Report No. 83, Oxford University Press, 2010.

KRON T., Schneider M., Murray A. and Mameghan H. “Clinical thermoluminescencedosimetry: How do expectations and results compare?” *Radiother. Oncol.* 26, 151-161, 1993a.

LEE, Jason. et al. Intensity Modulated Radiation Therapy: an introduction for patients and clinicians - Part I: Treatment Planning and Delivery. University of Pennsylvania (2016). Disponível em: <[http://www.oncolink.org/includes/print_article.cfm ?Page=2&id=182§ion=treatment_options](http://www.oncolink.org/includes/print_article.cfm?Page=2&id=182§ion=treatment_options)>. Acesso em: 17 de janeiro de 2016.

MIJNHEER, Bem et al. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Medical Physics* 40, 070903 (2013); doi: 10.1111/1.4811216.

POPPLE, Ricard A. Because of the advantages of rotational techniques, conventional IMRT will soon become obsolete. *Medical Physics*, 41, AAPM, 2014.

REFT, CS. “The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams”, *Medical Physcs*. 36, 1690-9, 2009.

SCAFF, Luiz. FísicanaRadioterapia: a base analogical de uma era digital. Projeto Saber. São Paulo, 2010.

TAUHATA, L., Salati, I. P. A., Di Prinzipio, R., Di Prinzipio, M. A. R. R. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 10^a revisão abril/2014 - Rio de Janeiro - IRD/CNEN.

TRS 398: Technical Reports Series n. 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Vienna, 2000.

VIAMONTE, A. et al. Radiotherapy dosimetry using a comercial OSL system. *Medical Physics* 35, (2008).

VIAMONTE. Alfredo Marin. Caracterização de um sistema dosimétrico baseado na técnica de luminescencia opticamente estimulada para uso em dosimetria in vivo em radioterapia. COPE/UFRN. Rio de Janeiro, 2010.