



AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA IRRADIAÇÃO GAMA NO COMPOSTO DE GEL CLÍNICO/SULFATO DE COBRE ANALISADOS EM IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

**Gabriela Pontes Cardoso¹, Esther Lorraine M. Pereira², Rodrigo M. Gontijo¹,
Adriana de Souza Medeiros Batista¹**

¹ Departamento de Anatomia e Imagem – Faculdade de Medicina
Universidade Federal de Minas Gerais
Avenida Alfredo Balena, 190
30130-100 Belo Horizonte, MG
gabrielapontesc@gmail.com

² Departamento de Engenharia Nuclear – Faculdade de Engenharia
Universidade Federal de Minas Gerais
Avenida Antônio Carlos, 6627
31270-901 Belo Horizonte, MG

Palavras-Chave: Simulador de Corpo, Ressonância Magnética, Irradiação Gama, Gel Clínico, CuSO_4 .

RESUMO

Simuladores de corpo para Ressonância Magnética (RM) são úteis para treinamento de novos profissionais e também no controle do bom funcionamento dos equipamentos. Este trabalho trata-se de uma avaliação de compostos de gel clínico incolor, com sulfato de cobre penta-hidratado ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$), em diferentes proporções para o uso como simulador de corpo em exames de RM. As amostras foram irradiadas com doses gama de 10, 50 e 100 kGy. Imagens de RM foram obtidas em um equipamento GE do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais (HC-UFMG) e analisadas com o software ImageJ®, demonstrando diferenças nos tempos de relaxação promovidos pelo processo de irradiação. Amostras de gel puro e de baixas concentrações de sulfato de cobre apresentaram bom contraste nas imagens de RM, relacionado com o processo de irradiação. O mesmo ocorre em concentrações maiores de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ não irradiadas.

1. INTRODUÇÃO

A ressonância magnética (RM) é uma técnica de diagnóstico por imagem bastante atrativa por possibilitar a visibilidade de órgãos e tecidos moles do corpo humano sem necessidade do uso de radiação ionizante. Assim mesmo seu desenvolvimento é recente em relação a outras técnicas por imagem resultando em equipamentos caros e com manutenção onerosa [1]. Neste sentido o treinamento de profissionais para manuseio da técnica e obtenção de imagens diagnósticas de qualidade passa por um preparo teórico e necessariamente um manuseio prático. Devido à preocupação adicional da manipulação do equipamento por profissional em treinamento se faz necessário recursos didáticos para



concretizar o entendimento teórico dos parâmetros a serem trabalhados para obtenção da imagem.

Embora as imagens médicas em geral tenham em comum o contraste baseado em diferença de tons de cinza, outras técnicas de diagnóstico por imagem, como Raios X (RX) e Tomografia Computadorizada (TC) possuem parâmetros de obtenção de imagem que se relacionam, tornando-as mais intuitivas, quanto às propriedades de atenuação dos tecidos [2]. Por outro lado, para aquisição de imagem por RM é necessária a compreensão de princípios físicos complexos e pouco intuitivos [3]. Os tons de cinza que determinam o contraste da imagem estão relacionados à manipulação de características intrínsecas dos tecidos, como os tempos de relaxação T1 e T2, densidade de prótons, mas também na manipulação de parâmetros extrínsecos, como Tempo de Repetição (TR), Tempo de Eco (TE), Tempo de Inversão (TI), entre os principais [4]. É de valor na formação do futuro profissional a oportunidade de validar os conhecimentos teóricos, porém o acesso a RM é limitada pelo seu alto custo e, neste sentido, o manuseio do equipamento por alunos em formação deve ser em condições seguras e ainda, em simulação de exames, em função da presença de pacientes ou colaboradores voluntários adicionar gastos devido a necessidade da presença de um médico responsável.

Dentro deste contexto, o presente trabalho apresenta parte de um projeto de pesquisa e ensino de conceber simulador de corpo para uso em RM que seja seguro, de baixo custo e fácil manipulação. Para tanto é necessário material que, ao ser submetido ao campo magnético, retorne sinais de relaxação distintos, proporcionando variados tons de cinza. Estes seriam então correlacionados a diferentes tempos de relaxação T1 e T2 conforme a manipulação dos parâmetros extrínsecos. Para tanto foi escolhido como material simulador gel clínico incolor puro e com adição de sulfato de cobre penta-hidratado ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$) em diferentes proporções. Adicionalmente foi testada a influência da exposição do gel e dos compostos a irradiação com radiação gama de uma fonte de cobalto – 60 (^{60}Co). Isto porque o gel é composto essencialmente por água e carbono [5], sendo o hidrogênio da composição aquosa utilizada para produzir as imagens, o sulfato de cobre para modificar a resposta do hidrogênio [6] e a interação da radiação com o gel e composto previsto para modificar a configuração química do hidrogênio, eventualmente proporcionando diferença no sinal captado [7]. A comprovação da contribuição do processo de irradiação na obtenção de distintos tons de cinza passa pela obtenção da imagem do simulador em equipamento de RM e análise da mesma, sendo o objetivo do presente trabalho.

2. METODOLOGIA

Para cada amostra preparada foi utilizado 100 ml de RMC[®] Gel Clínico incolor do fabricante Unigel puro e com mistura manual de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ em diferentes proporções, formando sete amostras a serem analisadas: gel clínico puro, com 50, 100, 200, 300, 400 e 500 mg de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ dispersos. Após a mistura uma fração de 3 ml de cada amostra foi separada para irradiação no Laboratório de Irradiação Gama (LIG) do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) com doses de 10, 50 e 100 kGy. Todas as amostras foram irradiadas com 10 e 50 kGy, amostras de gel puro foram irradiadas nas três doses (10, 50 e 100 kGy). Para efeito comparativo as amostras não irradiadas de gel puro e dos compostos também foram



utilizadas na obtenção da imagem por RM, além de um recipiente vazio (para verificar sua influência na obtenção da imagem). Na Fig. 1 se apresenta as amostras separadas para irradiação.



Fig. 1. Amostras separadas de 3 ml para irradiação do gel clínico e das amostras de mistura do gel com diferentes proporções de sulfato de cobre penta-hidratado.

Após a exposição das amostras ao processo de irradiação elas foram colocadas juntas a não irradiadas em uma caixa de polipropileno e as imagens foram obtidas em um equipamento GE do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais (HC-UFMG) e analisadas com o software ImageJ® para verificar os tons de cinza resultantes na imagem. Foram utilizadas as sequências Fast Spin Eco (FSE) para obtenção das imagens ponderadas em T1 e sequências Fast Spin Eco com Restauração Magnética (FRFSE) para obtenção das imagens ponderadas em T2, com cortes axiais, coronais e sagitais. Para as imagens em FSE T1 foi utilizado como parâmetro para os cortes axiais TR de 850 ms, TE de 8,7 ms; para cortes coronais TR de 383,3 ms e TE de 8,7 ms; para cortes sagitais TR de 566,7 ms e TE de 8,7 ms. Para as imagens em FRFSE foram utilizados como parâmetros para cortes axiais TR de 9.850 ms e TE de 114,8 ms; para cortes coronais TR de 4.483,3 ms e TE de 115,6 ms; para cortes sagitais TR de 6.216,7 ms e TE de 115,6 ms.

3. RESULTADOS

Considerando que a imagem de RM é obtida com um campo magnético que exerce uma força tão intensa que se alinha os spins dos prótons dos hidrogênios com orientação espacial definida, paralela e antiparalela, confere o comportamento de mini-ímãs. A direção de aplicação do campo magnético é chamada de eixo z ou longitudinal e o plano xy é chamado de plano transversal. Para orientar os spins, emite-se um pulso de radiofrequência (RF) de curta duração, que deve estar em fase com a frequência de precessão. O efeito produzido é o de desviar os spins do eixo longitudinal em um ângulo definido. O mais usado é o de 90° que os alinha ao plano transversal, com os utilizado neste trabalho.

Quando se encerra a aplicação dos pulsos de RF ocorre a relaxação dos spins, que irão liberar a energia absorvida por esta ação e voltarão à orientação de acordo com o campo. As bobinas, acessórios específicos para cada finalidade e região do corpo, são usadas para emitir e captar estes sinais, fazendo a leitura da fase e da frequência para definir a localização de onde vem o sinal. O tempo do retorno de 63% do seu valor para a magnetização longitudinal é chamado T1. O tempo que a magnetização no plano transversal leva para atingir 37% do seu valor inicial é chamado T2 [4].

Na Fig. 2 apresentamos as imagens obtidas com a sequência FSE, ponderação em T1 e corte sagital, para a identificação em código das amostras, de forma a possibilitar um comparativo com as imagens obtidas em coronal, sagital e em T2.

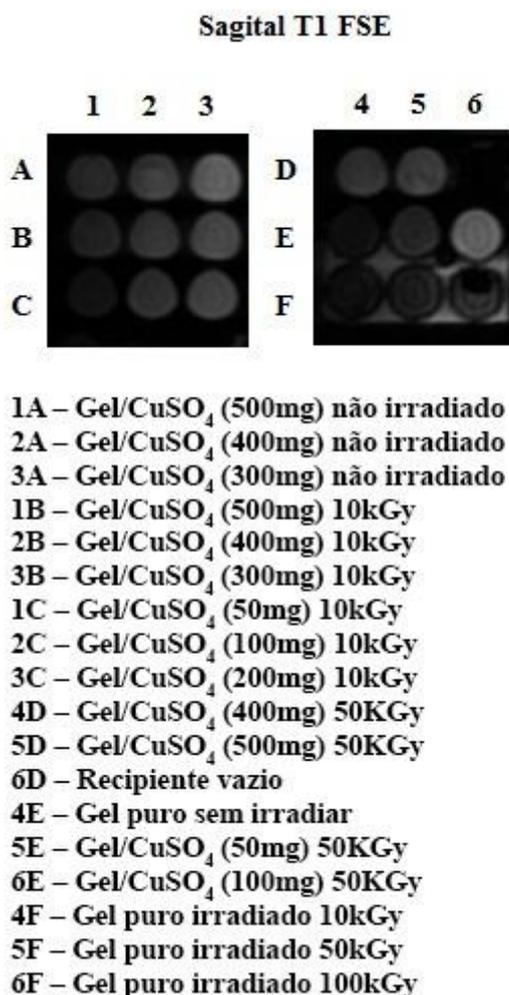


Fig. 2. Imagens obtidas das amostras em ponderação T1 sequência FSE e a codificação das amostras conforme composição e dose de radiação recebida.

Observamos na Fig. 2 que a imagem codificada como 6D trata-se do recipiente vazio e que ele não contribui com a imagem, aparecendo somente como espaço escuro. Percebemos diferença nas tonalidades das demais amostras sendo algumas bem mais brilhantes que outras, demonstrando diferença de relaxação T1 entre elas. A Fig. 3 mostra imagens obtidas nos demais cortes, coronal e axial, para um comparativo em termos de brilho e diferença de tons de cinza, resultando em diferentes contrastes e a visibilidade do contorno dos recipientes em que as amostras foram colocadas. Pode-se observar inclusive a formação de bolha no interior do recipiente pela posição em que foram colocadas.

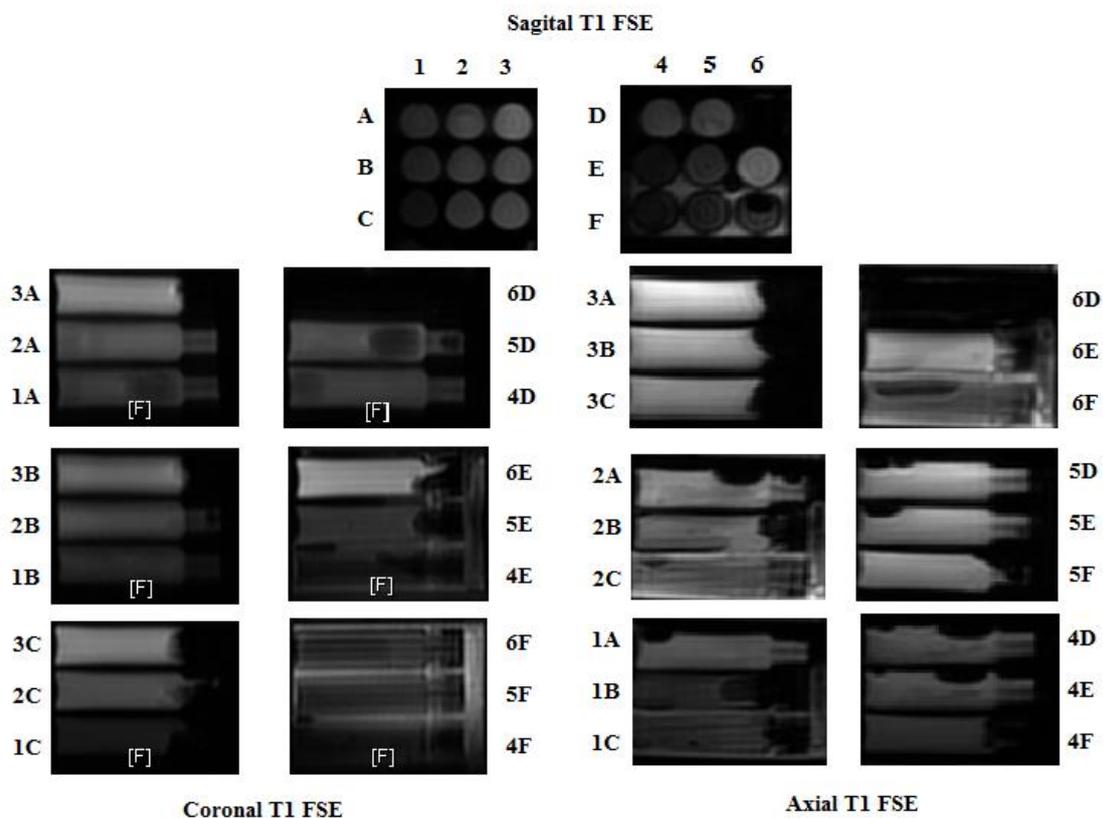


Fig. 3. Imagem das amostras obtidas em ponderação T1 sequência FSE codificadas nos cortes sagital, coronal e axial.

Para estimar com precisão a diferença de tons de cinza conseguidos das diferentes amostras foi necessária sua mensuração com o programa ImageJ®. Na Tab. 1 consta as tonalidades de cinza calculados pelo programa para as amostras de compostos gel/CuSO₄.5H₂O nas proporções de 50, 100, 300, 400 e 500 mg irradiadas com doses de 10 e 50 kGy. As tonalidades quantificadas pelo programa variam entre os valores de 0 a 150, sendo que os próximos de zero são mais escuros, tendendo ao preto e os próximos de 150 mais claros, tendendo ao branco [8].

Tab. 1. Valores dos tons de cinza calculados pelo programa ImageJ® para amostras de compostos de gel com sulfato de cobre em diferentes proporções irradiados ou não.

Dose (kGy) / Amostras	Gel/CuSO ₄ (50 mg)	Gel/CuSO ₄ (100 mg)	Gel/CuSO ₄ (300 mg)	Gel/CuSO ₄ (400 mg)	Gel/CuSO ₄ (500 mg)
0	-	-	93	63	35
10	16	43,8	69	53	31
50	32	94,1	-	43	56



Podemos observar na Tab. 1 expressiva diferença nas tonalidades de cinza das amostras não irradiadas e irradiadas com doses entre 10 e 50 kGy, embora as diferenças não demonstrem um comportamento semelhante entre as amostras. Assim que, por exemplo, o valor de tom de cinza da amostra de gel/ CuSO_4 (400 mg) decresce desde a amostra não irradiada, a irradiada com 10 e 50 kGy de forma coerente. Por outro lado, a amostra de gel/ CuSO_4 (100 mg) demonstra aumento nos valores de tons de cinza da amostra irradiada com 10 kGy em relação à amostra irradiada com 50 kGy. Por outro lado uma relação bem mais coerente entre a dose de radiação e intensidade do tom de cinza é possível de ser percebida nas amostras de gel puro irradiado (Fig. 4).

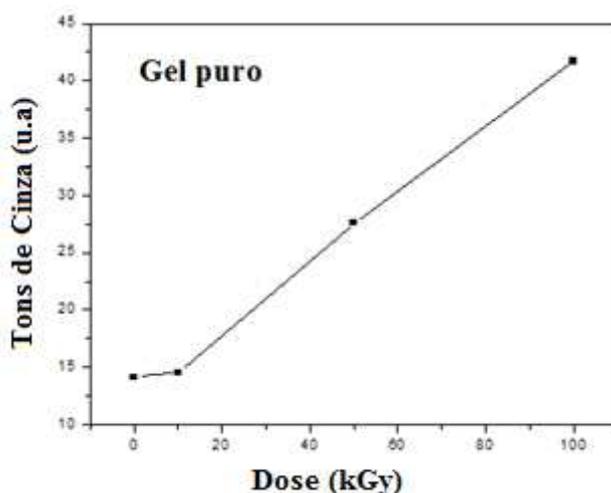


Fig.4. Variação na intensidade dos tons de cinza das amostras de gel puro não irradiado e irradiados com 10, 50 e 100 kGy.

É interessante observar que a variação nos tons de cinza do gel puro segue uma relação linear com a dose de radiação aplicada. Isto pode sugerir que o gel puro pode ser utilizado também para finalidade dosimétrica para estimativa de dose, muito embora a dosimetria por gel com uso de RM diagnóstica tenha sido relatada para doses inferiores, para dosimetria de tratamentos radioterápicos, por exemplo [9]. Assim mesmo abre-se a perspectiva para estudos futuros com irradiação em doses menores, para verificar esta potencial aplicação. Considerando ser um material barato e disponível, de densidade igual a da água, seria de grande interesse para controle volumétrico de dose, por ser um gel.

Continuando a avaliação dos compostos e gel puro para promoção de contraste nas imagens de RM e a contribuição do processo de irradiação, na Fig. 5, de forma semelhante à Fig. 2, é possível acompanhar a resposta das amostras em corte sagital, agora ponderadas em T2, com a codificação que possibilita relacioná-las com as imagens ponderadas em T1. Observamos que na ponderação T2 as amostras possuem um brilho reduzido em relação às ponderadas em T1. Assim mesmo, amostras mais brilhantes entre as demais são as codificadas como 1C, 2C, 5E e 6E, todas de compostos irradiados.

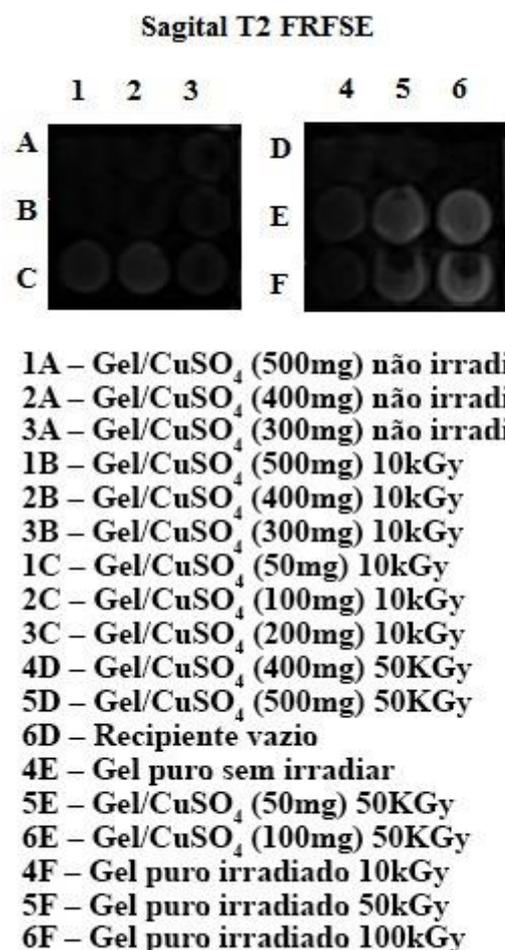


Fig.5. Imagem das amostras obtidas em ponderação T2 sequência FRFSE e a codificação das amostras conforme composição e dose de radiação recebida.

Observando a Fig. 5 em comparação com a Fig. 2 vemos que a amostra 4E (gel puro sem irradiar) aparece escura tanto na ponderação T1 quanto T2, demonstrando que para conseguir contraste em RM é necessária a adição do sulfato de cobre ou, pelo menos a irradiação do gel puro. Isto porque as amostras 5F e 6F (gel puro irradiadas com 50 e 100 kGy, respectivamente) aparecem escuras em T1 porém brilhantes em T2. Por outro lado, a amostra 4F (gel puro irradiado com 10 kGy) aparece escura nas duas ponderações, sugerindo a necessidade de doses acima de 50 kGy para obtenção de contraste nas amostras de gel puro.

Por outro lado, no que se refere às amostras com sulfato de cobre penta-hidratado, a contribuição da irradiação se torna mais expressiva, dependendo da concentração do sulfato de cobre, o que pode ser acompanhado com as amostras 1C, 2C, 5E e 6F, todas de compostos (50 e 100 mg) e irradiadas, onde as amostras são brilhantes em T2 e se apresentam obscurecidas em T1. Isto sugere que o processo de irradiação possibilita utilizar o gel com sulfato de cobre penta-hidratado para promover diferenças de resposta às ponderações, sendo mais foscas em T1 e brilhantes em T2, promovendo um



comparativo com o contraste gordura versus água dos tecidos corporais. Por outro lado, amostras em concentrações maiores de sulfato de cobre parecem não precisarem da irradiação para demonstrar diferentes contrastes em T1 e T2. Porém as amostras com concentrações acima de 300 mg de sulfato de cobre penta-hidratado se tornam mais aquosas, perdendo sua textura de gel, dificultando seu manuseio seguro para evitar vazamentos do recipiente, que pode molhar o equipamento de RM e provocar danos no mesmo.

4. CONCLUSÃO

Amostras de gel clínico incolor puro e acrescido de sulfato de cobre penta-hidratado foram testadas para obtenção de imagens em RM, com diferentes contrastes em ponderações T1 e T2 para estudo da viabilidade de seu uso como simulador de corpo. As amostras foram irradiadas com doses gama de 10, 50 e 100 kGy para promover diferença de resposta ao campo magnético. Observou-se que o processo de irradiação contribui com o contraste entre as ponderações, possibilitando associar ao comportamento da água versus gordura na composição da imagem, especialmente em amostras de gel puro ou em baixa concentração de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$. A adição de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ em maiores proporções promove semelhante efeito, sendo então menos dependente do processo de irradiação para promoção de contraste. Por outro lado é interessante a opção de conseguir o mesmo efeito da adição de maiores proporções de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ com a irradiação, em função da alteração da textura do gel, que se torna mais rala e aquosa em alta concentração de sulfato de cobre penta-hidratado. Isto favorece uma resposta semelhante do composto com menor quantidade de $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, mantendo sua textura em gel, para melhor manipulação e segurança quanto a vazamento.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos pelo apoio da Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (PRPQ – UFMG).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] F. M. Ferreira, “Manual de Técnicas em Ressonância Magnética”, Ed. Rubio, Rio de Janeiro, Brasil (2011).
- [2] K. L. Bontrager e J. P. Lampignano, “Manual Prático de Técnicas e Posicionamento Radiográfico”, 7ª Ed., Elsevier (2009).
- [3] D. A. F. Amorim, “Desenvolvimento de um fantoma cerebral para ressonância magnética”. 2013. 98 f. Dissertação (Mestrado em Computação e Instrumentação Médica), Departamento de Física do Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto (2013).
- [4] M. D. Mitchell, et al., “Agarose as a tissue equivalent phantom material for NMR imaging,” *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 4, pp.263-266 (1986).



- [5] V. J. Bolfé e R. R. J. Guirro, “Resistência elétrica dos géis e líquidos utilizados em eletroterapia no acoplamento eletrodo-pele”, *Revista Brasileira de Fisioterapia*, Vol. 13, pp.499-505 (2009).
- [6] R. J. Benzie and A. H. Cooke, “The magnetic susceptibility of copper sulphate”, *Proceedings of the Physical Society. Section A*, Vol. 64 (1951).
- [7] G. P. Cardoso, et al., “Radiation induction interaction between CuSO_4 and clinical gel for use in MRI”, *Conference Proceedings of the International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2017*, Belo Horizonte, MG, Brazil, October 22-27 (2017).
- [8] F. C. Dias “Uso do Software ImageJ para Análise Quantitativa de Imagens de Microestruturas de Materiais”, *Dissertação de Mestrado, Curso de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia Espaciais/Ciência e Tecnologia de Materiais e Sensores, São José dos Campos, Brasil* (2008).
- [9] Pavoni, J. F., et al., “Dosimetria tridimensional usando gel MAGIC com formaldeído”. *Revista Brasileira de Física Médica*. 4(1), pp. 15-8 (2010).