

Monografia

Scharles Tressmann

**Estudo da deposição de energia das
radiofrequências através do método das
diferenças finitas dependentes do tempo**

Botucatu

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Tressmann, Scharles.

Estudo da deposição de energia das radiofrequências através do método das diferenças finitas dependentes do tempo / Scharles Tressmann. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientadora: Joel Mesa Hormaza

1. Física médica 2. Biofísica 3. Radiofrequência

Palavras-chave: Método das diferenças finitas; Radiofrequência; Taxa de absorção específica

Scharles Tressmann

**Estudo da deposição de energia das
radiofrequências através do método das
diferenças finitas dependentes do tempo**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu

2009

A Alfredo e Ivoni Tressmann

Agradecimentos

Tenho por fim a oportunidade de dedicar, formalmente, uma parte importante da minha vida a quem é parte dela.

Aos meus pais por terem me ensinado desde cedo os valores que trago hoje como ser humano; aos meus irmãos e aos familiares, pela estima e confiança.

Agradeço aos meus amigos do ensino médio, pelo incentivo dado; aos do ensino técnico, pelas diversas vezes que nos encontramos durante esse tempo; aos amigos de sala e à galera do futebol, pela convivência e diversos momentos de confraternização.

Aos colegas de empresa júnior e do núcleo de empresas juniores, por sempre darem valor às minhas palavras e projetos.

Aos professores com os quais tive contato nesses anos, em especial aos professores da Biofísica e Bioestatística, os quais na maioria das vezes despertaram em mim a curiosidade pelas disciplinas e tiveram a paciência para tirar dúvidas.

Dedico grande parte do sucesso deste trabalho ao professor Joel Mesa Hormaza, por acreditar na minha capacidade no desenvolvimento desse projeto desde o início; ao professor Roberto Morato e Ney Lemke, pela excelente convivência durante a execução dos trabalhos.

À FAPESP, pelo apoio financeiro nos últimos 19 meses.

À Andréa Fernandes Genehr, pelo companheirismo e paciência.

Por fim, agradeço a todos que de alguma forma ou de outra, me fizeram entender que a vida é um ciclo, com bons e maus momentos, e que devemos aprender a lidar com ela.

Um caso acontecido
uma lembrança boa de um tempo esquecido
e mais um gole
daquela boa que alguém trouxe das Gerais
Um brinde a alegria
a um novo segredo
à velha pescaria e à viola
ainda é cedo fica mais um pouco
canta um pouco mais

Carlos Lacerda
Trecho da música *Bons amigos*

Resumo

O estudo dos efeitos das radiofrequências (RF) em tecidos vivos, principalmente no intervalo de 900 a 2400 MHz (largura de banda da telefonia celular), é um campo da biofísica que tem sido extensivamente estudado nos últimos anos. Com o aumento do tempo de exposição às radiofrequências cresce concomitantemente a preocupação com a saúde humana a fim de determinar os limites de exposição seguros. Nesse sentido é preciso estabelecer um parâmetro em comum para a realização de pesquisas que relacionem dose de radiação absorvida com os danos biológicos. Esse parâmetro é a taxa de absorção específica (SAR, do inglês *Specific Absorption Rate*).

Atualmente, a taxa de absorção específica máxima para a exposição às radiofrequências para cada 1-grama de tecido estabelecida pela comissão internacional de proteção das radiações não ionizantes - ICNIRP¹ [1] - é 1,6 W/Kg.

Simulações com o método das diferenças finitas dependentes do tempo FDTD (do inglês *Finite Difference Time Domain*) tem se mostrado uma ferramenta poderosa para que os engenheiros projetem aparelhos mais seguros, eficientes e antenas compactas para serviços de telefonia sem fio. Isto porque o método é muito eficaz na formulação de modelos que predizem os valores medidos experimentalmente para campos eletromagnéticos próximos ou distantes de antenas, essencialmente para configurações arbitrárias de meios não-homogêneos.

Este trabalho se preocupou em analisar a distribuição da SAR em estruturas experimentais simples que permitissem alavancar uma onda de estudos sobre os efeitos biológicos em procedimentos experimentais de fácil reprodutibilidade, descobrir se os riscos de fato existem e avaliar possíveis efeitos benéficos das radiofrequências. Para isso, utilizou-se o método das diferenças finitas seguindo a lógica do algoritmo de Yee [2]. O algoritmo de Yee prevê a discretização dos valores de campo elétrico em diferentes pontos do espaço, sendo uma poderosa arma na resolução das equações de Maxwell.

Para operacionalização das simulações, a escolha do software Mathematica foi feita devido a facilidade de implementação dos cálculos. Para testar a confiabilidade dos resultados, buscou-se na literatura trabalhos que foram desenvolvidos utilizando o mesmo software, com resoluções numéricas para as equações de Maxwell [3], [4].

Palavras-Chave: Radiofrequência, Método das Diferenças Finitas, Taxa de Absorção Específica

¹Internacional Commission on Non-Ionizing Radiation Protection.

Abstract

The study of radiofrequency's (RF) effects in life tissues, mainly in the range of 900 to 2400 MHz (range of Personal Wireless Communication – PWC) is a field of biophysics that have been extensively studied in last years. With the increase of exposition's time to the radiofrequencies, increases together the worry with the human health, in the sense to define the safety limit of exposition. So make it necessary to create a commum parameter for the search guiding that relates absorpion radiation rate with the biologicals damages. This parameter is the specific absorpion rate (SAR).

Actually, the highest specific absorption rate to exposition to radiofrequencies for each 1-gram of tissue stipuleted by International Comission on Non-Ionizing Radiation Protection - ICNIRP [1] - is 1,6 W/Kg.

Simulations with the finite difference time domain (FDTD) shows a very important tool to enginners make more safely and efficients devices, and compact antennas to use in personal wireless communications (PWC) services. This is because the method is very efficient to make models to predict values of electromagnetics fields near or away from antennas, especially to arbitrary configurations of non-homogeneous environment.

This work was worried to realize a study of the distribution of SAR in simple experimental experiments that allows to create a wave of searches about the biological effects in experimental methods of easy reproducibility, to discover if there is really riskiness and to balance possi- bles positives effects from radiofrequencies. Therefore, it was used the finite diference method guiding for the logic of the Yee's algoritm [2], that brings the discretization of values of electrical fields in several points in the space, what become it self a powerful way in the resolution of the Maxwell's equations.

To make the simulations, the choose of software Mathematica was made cause the easiness of implementation of calculus. To testify the confiability of results, it was searched in literature works that was developed usind the same software, with numerical resolutions for the Maxwell's equations [3], [4].

Keywords: Radiofrequency, Finite Difference Method, Specific Absorption Rate

Índice

	Página
Resumo	6
Abstract	7
1 Introdução	11
1.1 Revisão bibliográfica	11
1.2 Interação da radiação eletromagnética com a matéria	13
1.2.1 Materiais dielétricos	14
1.2.2 Constante dielétrica dos tecidos	15
1.2.3 Condutividade específica dos tecidos	15
1.2.4 Profundidade de penetração (Efeito Skin)	15
1.2.5 Taxa de absorção específica - SAR	16
1.3 Efeitos biológicos das radiações eletromagnéticas não-ionizantes	18
1.3.1 Efeitos térmicos	18
1.3.2 Efeitos não-térmicos	18
1.4 Riscos devido às radiações eletromagnéticas	18
1.4.1 Exposição a campos de linha de alta tensão	19
1.4.2 Exposição ao Telefone Celular	19
2 Métodos	20
2.1 O método das diferenças finitas	20
2.2 Construção da aproximação de diferenças finitas	21
2.3 Formulação FDTD para solução das equações de Maxwell	24
2.3.1 Campo espalhado	24
2.3.2 Condutor perfeito	27
2.3.3 Materiais anisotrópicos	28
2.4 Requisitos para o código FDTD e arquitetura	29
2.4.1 Definição do tamanho da célula	30
2.4.2 Definição do tamanho do passo de tempo	30
2.5 O Algoritmo de Yee	31
3 Resultados e Discussão	32
4 Conclusão	42

Lista de Figuras

1	Condutividade específica do sangue em função da frequência. Imagem retirada do curso sobre radiações não-ionizantes [13]	16
2	Variação da profundidade de penetração em tecidos em relação à frequência. Imagem retirada do curso sobre radiações não-ionizantes [13]	16
3	Padrões de grades típicos: a) grade retangular, b) grade losangular, c) grade triangular, d) grade circular	21
4	A função pode ser aproximada por um conjunto de retas em intervalos curtos ligando os pontos da função. Quanto mais próximos os pontos, menor o erro da aproximação	22
5	Dividindo o espaço em grades retangulares, considerando o eixo das coordenadas como o eixo do tempo, sendo seu vetor unitário indicado por j , e o eixo das abscissas o eixo do espaço, sendo o vetor unitário indicado por i	23
6	Posição das componentes dos campos para a unidade de célula do modelo de Yee	25
7	Simulação das condições de exposição para o fantoma esférico	32
8	Componentes do campo elétrico na superfície da esfera	33
9	Componentes do campo elétrico a 4 cm de profundidade na esfera	34
10	Componentes do campo elétrico no centro na esfera	34
11	Componentes do campo elétrico a 12 cm de profundidade na esfera	35
12	Componentes do campo elétrico na superfície oposta da esfera	35
13	Quadrado do campo elétrico em função do tempo em alguns pontos na esfera .	36
14	Resultados de Bit-Babik [25] em relação a dosimetria devido às radiofrequências considerando uma onda incidente de potência $250mW$. As imagens estão normalizadas com o pico de SAR encontrado em cada simulação. A simulação computacional realizada aqui considera materiais não homogêneos. (a) Dipolo a 1 cm da cabeça. $SAR_{máxima} = 2,3W/Kg$. (b) $SAR_{máxima} = 1,3W/Kg$. (c) $SAR_{máxima} = 0,054W/Kg$	37
15	Visualização das condições de exposição com o fantoma cilíndrico. O dipolo emissor do pulso de radiofrequência está a 10 mm do cilindro	38
16	Discretização da região exposta na simulação com o fantoma cilíndrico	39
17	SAR por unidade de potência em função da penetrabilidade no cilindro. Note que a quebra da continuidade da deposição de energia se dá na interface entre os tecidos, onde a condutividade elétrica é bruscamente alterada	39
18	SAR por unidade de potência em função do espalhamento em relação ao eixo de incidência perpendicular da onda. O decaimento exponencial da energia da onda é o comportamento previsto pela teoria eletromagnética	40

Lista de Tabelas

1	Síntese de alguns estudos já realizados sobre os efeitos das radiofrequências em tecidos vivos e suas variabilidades	14
2	Dados das constantes dielétricas e condutividades do modelo cilíndrico utilizado nas simulações dosimétricas	38

1 Introdução

1.1 Revisão bibliográfica

Uma das principais consequências da globalização é o impressionante desenvolvimento das telecomunicações [5] - [6], aumentando consideravelmente a exposição dos seres vivos a campos eletromagnéticos com frequências que variam de 0 Hz a 300 GHz [7]. Muitas questões tem sido levantadas a respeito do impacto dessa exposição, e particularmente, em relação aos possíveis efeitos sobre a saúde humana [1] - [5].

Existe, entretanto, uma enorme divergência quanto aos efeitos das radiofrequências (RF) sobre a saúde na literatura. Essa incongruência de resultados é obtida pois as pesquisas seguem procedimentos experimentais únicos, como por exemplo o estudo *in vitro* ou *in vivo*, uso de células humanas ou animais, o que os tornam ineficientes para uma inferência dos efeitos em condições normais de exposição. Além do mais, as reações em cobaias vivas podem não ser as mesmas que em humanos.

Dentre os estudos já realizados, podemos citar os relacionados com motilidade e concentração de espermatozóides [5], indução do estresse oxidativo, efluxo de Ca^{++} em cultura de células de neuroblastos humanos, alteração na secreção de melanina e do fluxo de sangue útero-placental. Também existem reportes sobre a alteração nos níveis de progesterona e no diâmetro do túbulo seminífero [7], neurotransmissores e permeabilidade da barreira hematoencefálica [6], quebra da dupla hélice de DNA durante a divisão celular no cérebro [8], os efeitos no Sistema Nervoso Central e na lente dos olhos. Tudo isso além da discussão mais fervorosa, que é sobre a possível relação com a incidência de câncer [9].

A Organização Mundial da Saúde definiu um conjunto de diretrizes e normas para fixar esses limites de exposição aos campos eletromagnéticos considerados seguros, como resposta à crescente preocupação pública sobre os possíveis efeitos adversos da exposição, principalmente provindo de sistemas de comunicação móvel celular [10].

Realizou-se um estudo detalhado dos artigos quanto aos procedimentos experimentais a fim de identificar os parâmetros que foram avaliados em cada pesquisa, que acabaram por provocar a heterogeneidade dos resultados. Alguns deles são citados a seguir.

Erogul [5] expôs durante 25 minutos sem intervenção uma cultura de tecido espermiogênico *in vitro* com radiação na faixa de 900 MHz, a 10 centímetros de distância, com 2 W de potência máxima, com densidade de potência absorvida média de 0,02 mW/cm².

Brillaud [6] estudou a influência da radiação a 900 MHz da tecnologia de telefonia móvel GSM, com uma SAR controlada e avaliada em 6 W/Kg, em ratos previamente aclimatados

em seu laboratório para que os resultados não fossem atribuídos a nenhum tipo de estresse. Depois de 15 minutos de exposição, os animais foram sacrificados em decorrência do tempo e o estudo sobre as células da glia foi realizado. Assim, constatou efeito nos ratos sacrificados logo depois da exposição, mas os resultados com ratos sacrificados dias depois foram os mesmos que o grupo controle. Assim, concluíram que os efeitos existem mas são temporários. Um fator que impede a extrapolação aos seres humanos é que a alocação espacial do cérebro do rato é diferente do cérebro humano, e a região de exposição também não é a mesma. As áreas mais atingidas na configuração experimental de Brillaud foram o córtex frontal e o putame caudado. Da forma usual de utilização dos aparelhos de telefonia móvel, a área do cérebro humano mais afetada é o lobo temporal. Outro quesito que entra na discussão é que líquidos retêm mais a radiação que as partes sólidas do cérebro, e temos densidades diferentes em cada parte dele. Assim, é sugerido uma configuração experimental mais apropriada que leve em consideração os fatos levantados na discussão desse trabalho e também o estudo quanto a exposição crônica.

Forgács [7] estudou a interferência da radiação não ionizante com áreas sensíveis do corpo humano, que são o sistema nervoso central, o tecido espermiogênico e a lente dos olhos. Com frequências de 1800 MHz constatou, num estudo *in vitro*, modificações dos níveis normais de testosterona, células de Leydig e na histologia geral do órgão reprodutivos de ratos. Além da temperatura, a umidade do local foi monitorada. A exposição foi de 2 horas por dia durante 2 semanas. A densidade de potência média foi de $100 \mu W / cm^2$.

Marinelli [9] estudou a interação com o balanço de sinais pró-apoptóticos e pró-sobrevivência em células cancerígenas. O estudo foi motivado, dentre outros fatores, por estudos preliminares que indicaram que linfócitos de trabalhadores expostos a radiação de microondas tinham aberrações cromossômicas semelhantes àquelas encontradas em trabalhadores expostos à poluentes químicos.

Foi variado o tempo de exposição mas utilizando-se sempre a mesma fonte na cultura de células já citadas *in vitro*, e constatou-se que há aumento da taxa de sobrevivência dessas células, fatores associados à agressividade do câncer. Mas, mesmo com o controle da temperatura, não há consenso de que os resultados possam ser atribuídos ou descartados aos efeitos não-térmicos das radiofrequências.

Panagopoulos [8] expôs mosquitos a 6 minutos por dia, durante 6 dias, com radiofrequências emitidas por um aparelho de celular convencional. Esse método foi escolhido pois há estudos que fontes variáveis de radiofrequências sejam biologicamente mais ativas que fontes uniformes. A temperatura foi controlada e o desvio médio padrão foi de $0,05^\circ C$. Analisou nos seus experimentos as tecnologias de telefone móvel GSM e DCS que emitem, respectivamente, 900 e 1800 MHz. Os seus resultados foram significativos, com cerca de 63% de indução de morte celular nos ovos do grupo exposto a frequência provinda da tecnologia GSM e quase 40% de indução de morte celular nos ovos do grupo exposto à tecnologia DCS. Uma explicação razoável seria que baixas frequências são mais bioativas, pois interagem de modo mais eficaz com os

canais de íons eletrosensíveis na membrana plasmática da célula. Como os mosquitos são em geral mais resistentes a radiação eletromagnética do que os mamíferos, resultados alarmantes com o processo de germinação dos ovos de mosquitos indicam danos potenciais a mamíferos.

Se por sua vez o organismo do mamífero é mais complexo (e portanto possui mecanismos mais complexos para enfrentar essa alteração no meio), ao menos é sugerido estudos com as radiofrequências para verificação de doenças mais comuns nos dias atuais, como enxaquecas, fadiga e distúrbios no sono.

Toivonen [11] teve a preocupação de discutir algumas configurações experimentais eficazes para o estudo de dosimetria de radiofrequências de 900 MHz na pele. Para isso, fez estudos com simulações computacionais e medidas experimentais com alguns voluntários, que tiveram a pele do antebraço exposta à radiação de 902,4 MHz com um nível de SAR de 1,3 W/Kg, com a realização de biópsias do tecido exposto depois para verificar o modelo matemático proposto. A fonte foi posicionada a 10 mm do alvo. Com o propósito de comparar os resultados com as simulações computacionais, foi empregado um fantoma cilíndrico de PMMA (Polymethylmethacrylate), material que simula as características dielétricas da pele humana e que é utilizado comumente para estudos de dosimetria.

Os resultados reportados nesse trabalho permitiram avaliar a qualidade dos nossos cálculos, já que a simetria cilíndrica na geometria que descreve o antebraço permite implementar com relativa facilidade o método das diferenças finitas seguindo a formulação de Yee.

Schuderer [12] também propôs uma comparação entre os métodos de montagem dos experimentos e cálculos utilizados nos estudos *in vitro*, avaliando, dentre outros quesitos, os desvios da SAR nos frascos utilizados, a eficiência de atuação dos campos eletromagnéticos e a variação de temperatura.

Considerando que variações mínimas de frequência, densidade de corrente gerada nos estudos, SAR, densidade de potência do campo ou campos pulsantes geram alterações nas respostas, alguns autores desqualificam os campos eletromagnéticos como causadores de algum dano, deixando porém abertas as discussões com relação aos efeitos de exposição crônica [6].

Como se pode notar na Tabela 1, apesar da maioria dos trabalhos terem respeitado as normas das comissões internacionais de dosimetria [1], em alguns deles foram constatados efeitos nocivos das radiofrequências.

1.2 Interação da radiação eletromagnética com a matéria

Para que a radiação eletromagnética possa produzir algum efeito, em um tecido ou qualquer outra substância é necessário que haja transferência de energia dessa radiação para o meio, e que essa energia seja absorvida. Os efeitos são divididos em efeitos térmicos e não-térmicos, dependendo se os efeitos são devidos ao incremento de temperatura (efeitos térmicos) ou devido a interação direta do campo com as substâncias, sem transferência significativa de calor (efeitos

Tabela 1: Síntese de alguns estudos já realizados sobre os efeitos das radiofrequências em tecidos vivos e suas variabilidades

Trabalho	Frequência (MHz)	PD (mW/cm ²)	SAR (W/Kg)	Efeitos
Erogul [5]	900	0,02	Não Informado	Confirmados
Brillaud [6]	900	Não informado	6	Descartados
Forgács [7]	900	Não Informado	0,4	Descartados
		Não Informado	0,08	Descartados
		Não Informado	0,018 ± 0,023	Confirmados
Marinelli [9]	900	23,68	0,0035	Confirmados
ICNIRP [1]	Qualquer	Não Informado	2	Descartados
Panagapoulos [8]	900	GSM: 0,402 ± 0,054	0,89	Confirmados
	1800	DCM: 0,288 ± 0,038		
Flyckt [14]	900	Não Informado	4,5	Descartados
	1800	Não Informado	1,7	

não-térmicos). Os fatores mais importantes para a absorção das ondas são: constante dielétrica, condutividade, geometria e conteúdo do meio [13].

1.2.1 Materiais dielétricos

Um material dielétrico não contém cargas livres capazes de se moverem sob a ação de um campo elétrico externo aplicado. No entanto as cargas positivas e negativas em moléculas dielétricas podem ser separadas pela ação do campo, e quando isso ocorre nomeia-se o fenômeno como polarização. A relação entre o campo elétrico \vec{E} em um material dielétrico é dada por:

$$\epsilon_0 \vec{E} = \vec{D} - \vec{P} \quad (1)$$

em que ϵ_0 é a permissividade elétrica no vácuo, \vec{D} é o vetor deslocamento associado com cargas livres e \vec{P} o vetor polarização, associado com cargas de polarização.

Nos dielétrico de classe A, onde o material é homogêneo e isotrópico (caso das simulações realizadas), \vec{P} é paralelo a \vec{E} , onde $\vec{P} = \chi \epsilon_0 \vec{E}$, sendo χ a susceptibilidade elétrica. Dessa forma vem que:

$$\vec{D} = \epsilon_0(1 + \chi)\vec{E} \Rightarrow \vec{D} = \epsilon_r \epsilon_0 \vec{E} \quad (2)$$

em que ϵ_r é a constante dielétrica relativa, ou coeficiente dielétrico, que varia com a frequência, a temperatura e com o material.

Uma relação similar descreve a relação entre a indução magnética \vec{B} , num meio isotrópico, com o campo eletromagnético externo \vec{H} , onde:

$$\vec{B} = K_m \mu_0 \vec{H} \quad (3)$$

em que K_m e μ_0 são a permeabilidade magnética relativa e a do vácuo respectivamente [13].

1.2.2 Constante dielétrica dos tecidos

O valor das constantes dielétricas dos tecidos depende da constituição dos mesmos, da frequência, e em caso de moléculas polares, também da temperatura. No caso da água, que é uma molécula polar, a constante dielétrica relativa é 81 para baixas frequências e cai com o aumento da frequência, devido a inércia rotacional dos dipolos elétricos com o campo externo.

Para frequências de 10 kHz a 100 MHz, a constante dielétrica é afetada pela polarização das membranas; acima de 100 MHz, as membranas perdem a sua influência e se comportam como curto circuito; acima de 10 GHz, a constante dielétrica reflete o conteúdo de água do sangue.

Nos tecidos gordurosos, a constante dielétrica é baixa, assim por exemplo a 900MHz, um tecido adiposo com 10% de água possui $\epsilon_r = 4$, enquanto que com 50% de água esse mesmo tecido possui $\epsilon_r = 12$. Devido a essa variação com a concentração de água, é difícil prever o comportamento dielétrico dos tecidos *in vivo*. A dependência com a temperatura é da ordem de 2%/°C [13].

1.2.3 Condutividade específica dos tecidos

A condutividade dos tecidos varia de forma significativa com a frequência para valores acima de 1 GHz. A figura 1 ilustra o comportamento da condutividade dos tecidos com alto conteúdo de água.

Em tecidos gordurosos, existe uma dependência linear entre o conteúdo de água e a condutividade. Assim por exemplo a 900 MHz, um tecido com 6% de água possui uma condutividade de 4 mS/cm enquanto para outro com 60% de água a condutividade é 40 mS/cm, valores estes que sempre variam com a frequência.

1.2.4 Profundidade de penetração (Efeito Skin)

“Efeito Skin“, também chamado de efeito peculiar da radiação em uma substância, é definido como sendo a profundidade numa substância na qual a amplitude da radiação é reduzida em $1/e$ (37%) do valor incidente e a densidade de potência, em $1/e^2$, ou seja, a 13,5%; portanto, 86,5% da energia é dissipada na película de espessura δ .

Essa profundidade é função da frequência da radiação incidente, conforme ilustra a figura 2.

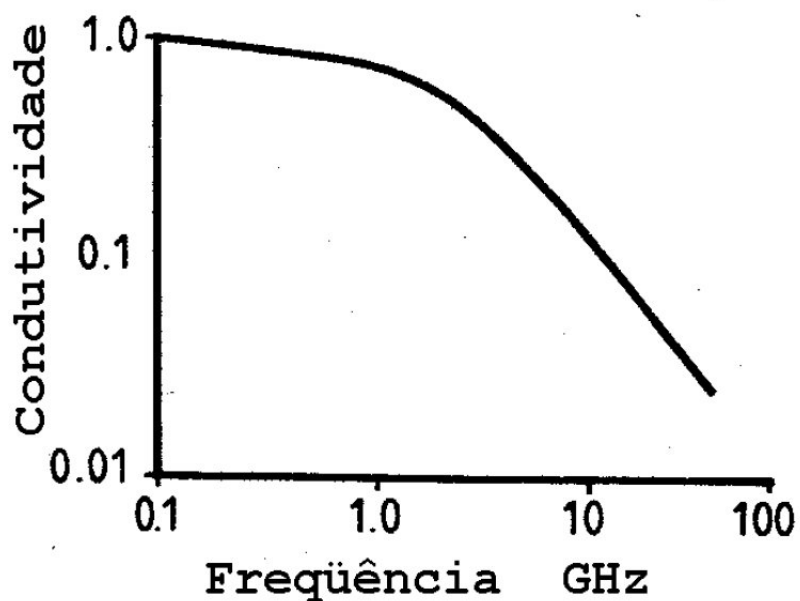


Figura 1: Condutividade específica do sangue em função da frequência. Imagem retirada do curso sobre radiações não-ionizantes [13]

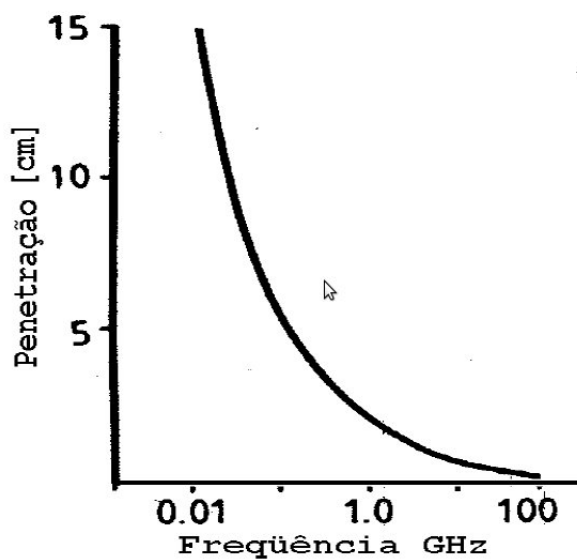


Figura 2: Variação da profundidade de penetração em tecidos em relação à frequência. Imagem retirada do curso sobre radiações não-ionizantes [13]

1.2.5 Taxa de absorção específica - SAR

Essa grandeza representa a taxa de potência absorvida por unidade de massa, dada em [W/Kg], usada em medidas ou cálculos de corpo-presente. Ela representa a média espacial sobre toda a

massa exposta a radiações de frequências maiores que 10 MHz. Para frequências abaixo de 10 MHz, o conceito de SAR perde o significado, pois os efeitos biológicos da exposição humana são melhor correlacionados com as densidades de corrente resultantes do corpo.

Quanto a variação de SAR, sabe-se que é uma grandeza que varia de acordo com as características do corpo incidente (frequência, intensidade, polarização), com as características do corpo exposto (tamanho, geometria interna e externa, propriedades dielétricas dos tecidos) e sob influências de quaisquer campos externos [7], [14].

Para calculá-la, foi considerada a equação 4.

$$SAR = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad (4)$$

em que σ representa a condutividade elétrica em S/m, ρ a densidade em Kg/m³, $|\vec{E}|$ é o módulo do campo elétrico em V/m, resultando numa SAR avaliada em W/Kg.

Se os efeitos térmicos são levados em consideração, tem-se ainda uma outra forma de medição da SAR, que é proporcional ao aumento da temperatura local, conforme a equação 5.

$$SAR = \frac{dT}{dt} C_p \quad (5)$$

em que $\frac{dT}{dt}$ é a taxa de variação da temperatura com o tempo em [°C/s] e C_p é o calor específico do tecido, dado em [J/Kg °C]. Nota-se que o calor específico representa fatores como condições fisiológicas, vascularização e habilidade em dissipar calor do tecido.

Além disso, é possível definir a densidade de potência de dose absorvida como

$$PD = \frac{\sigma \vec{E}^2}{2} \quad (6)$$

em unidades de W/m³.

No entanto, visto que o interesse desse trabalho é estudar as deposições de energia para interações próximas a fonte de emissão (transmissores, telefones celulares, etc), a densidade de potência é muito variável e complexa nesses casos, sendo que a própria sonda pode perturbar seriamente os resultados. O grau de interação depende do tamanho, frequência, forma, orientação, características elétricas da sonda, e da proximidade de superfícies refletoras. Em geral, a densidade de potência de campos próximos não é um bom indicador para determinar os riscos dessas radiações, pois cálculos baseados nessa grandeza subestimam a intensidade dos campos [13].

1.3 Efeitos biológicos das radiações eletromagnéticas não-ionizantes

Geralmente classificados em efeitos térmicos e não-térmicos.

1.3.1 Efeitos térmicos

São efeitos resultantes do aquecimento direto dos tecidos biológicos como resultado da absorção de energia eletromagnética num meio dissipativo, como são os tecidos vivos.

As radiações não são somente absorvidas na pele. Dependendo do comprimento de onda, a absorção pode ocorrer em camadas mais internas. Visto que os sensores de temperatura do corpo humano estão localizados somente na pele, efeitos prejudiciais aos tecidos podem ocorrer devido a aquecimentos excessivos em regiões mais profundas, sem serem percebidos pelas pessoas.

As regiões tem sensibilidades diferentes aos efeitos da SAR, como descrito anteriormente. Por exemplo, estudos citados em Elbern [13] comprovam que no intervalo de 500 a 2000 MHz há pontos quentes, com elevações de temperatura de até $0,5^{\circ}\text{C}$ na cabeça humana já com níveis de potência de $10\text{mW}/\text{cm}^2$. Os maiores riscos são em áreas de baixa vascularidade, e o órgão mais atingido é a lente dos olhos (cristalino).

Dentre os efeitos térmicos mais importantes está a catarata, que é a opacidade da lente dos olhos. A lente é um complexo de epitélio no qual o maior constituinte é o cristalino, que é uma proteína similar à albumina dos ovos. Da mesma forma que a albumina, quando o cristalino é aquecido tende a ficar com aspecto leitoso e opaco.

Trabalhos realizados com coelhos mostram que com densidades de potência acima de $100\text{mW}/\text{cm}^2$ o processo de opacidade é iniciado [13].

1.3.2 Efeitos não-térmicos

São efeitos bioquímicos ou eletrofísicos causados pelos campos eletromagnéticos induzidos, e não indiretamente por um aumento localizado ou distribuído de temperatura. Os estudos realizados considerando esses efeitos são conflitantes e alguns deles estão descritos na tabela 1, destacando-se alterações na mobilidade de íons, na síntese do DNA e no comportamento hormonal, efeitos na barreira hematoencefálica, efeitos no sistema imunológico (com SAR maior que $0,4\text{ mW/g}$ foi capaz de produzir efeitos nesse sistema). Esses efeitos acoplados com alterações nas respostas eletrofisiológicas das células nervosas pode indicar o surgimento de alguns tipos de tumores [13].

1.4 Riscos devido às radiações eletromagnéticas

O aceite da sociedade dos riscos associados às radiações é condicionado aos benefícios que ela proporciona. No entanto, eles devem ser restritos, e devem ser estabelecidos padrões de

segurança.

1.4.1 Exposição a campos de linha de alta tensão

Os campos de frequência como os da rede elétrica, de 60 Hz, são extremamente ineficientes como fontes de radiação. A potência irradiada dessas linhas é tipicamente da ordem de $0,001\mu W/cm^2$, muito menor que a radiação emitida pela lua cheia em uma noite clara, que é da ordem de $0,2\mu W/cm^2$. Os campos elétricos associados com as linhas elétricas dependem da tensão, independente da corrente que circula. Possuem ação muito pequena, pois a energia dos fótons desses campos é da ordem de 10^{-10} vezes menor que o necessário para romper uma ligação química numa célula. Assim, somente por mecanismos indiretos pode ser possível a formação de danos a saúde.

Campos magnéticos são difíceis de blindar, interagindo constantemente com o corpo. Entretanto, visto que os tecidos são não-magnéticos, a interação é muito pequena, menor que a interação devido a agitação térmica, e os efeitos são pois desprezíveis.

Outro mecanismo seria a indução elétrica, que pode provocar correntes peri-celulares, formação de radicais livres, magneto-osmose, excitação nervosa, dentre outros efeitos. Todavia para frequências muito baixas, o corpo humano é muito fracamente acoplado a campos externos, e a corrente induzida é pequena, comparada com as já existentes no corpo humano. Campos da ordem de $500\mu T$ são necessários para induzir correntes na ordem de grandeza das naturalmente existentes no corpo humano.

Os campos das linhas de transmissão de alta tensão são da ordem de grandeza de $10\mu T$ e $1kV/m$.

Assim, apesar da incongruência dos resultados e de toda a discussão aos efeitos, estima-se que somente exposições a campos de 10^3 a 10^5 vezes maiores que o do uso doméstico induziriam alterações celulares [13], limite esse variando de pessoa a pessoa, de acordo com um novo parâmetro atribuído aos efeitos, que seria uma espécie de hipersensibilidade às radiações eletromagnéticas.

1.4.2 Exposição ao Telefone Celular

Os transmissores atuantes no Brasil até 1997 emitiam no máximo 600 mW, numa faixa de 825 a 845 MHz. As antenas eram monopolos de meia onda, um quarto de onda ou menores. Os aparelhos ainda dispunham de um microprocessador, que ajustava o nível de potência emitida, dependendo da atenuação até a antena com a qual está se comunicando, antena essa que opera na faixa de frequência de 870 a 890 MHz.

2 Métodos

Para estudos *in vitro* dos efeitos das RFs, existem diferentes configurações reportadas na literatura [15] - [22]. Um método computacional muito eficaz para a comparação entre os estudos realizados *in vitro* é o método das diferenças finitas dependentes do tempo, que é a seguir apresentado [23].

2.1 O método das diferenças finitas

Raros são os problemas na vida real que têm solução analítica. Alguns problemas em especial são melhores resolvidos usando o método de diferenças finitas provindo do cálculo numérico. Entre eles, encontram-se:

- Equações Diferenciais Parciais que não são lineares e nem podem ser linearizadas sem afetar drasticamente o resultado.
- Problemas cuja região de solução é complexa.
- Problemas com problemas de contorno dependentes do tempo.
- Problemas em meios não homogêneos ou anisotrópicos, ou seja, problemas que envolvam teoria eletromagnética cuja onda luminosa seja avaliada dentro de um material onde a velocidade da luz varia conforme o ângulo de incidência na superfície do cristal ou seu estado de polarização.

O método consiste basicamente em relacionar os valores da variável dependente no ponto na região de solução com os valores de pontos vizinhos.

Para isso, costuma-se utilizar-se de três artifícios matemáticos listados a seguir:

- Dividir a região em tela de nós.
- Relacionar de alguma forma o valor da variável no ponto de interesse com os pontos adjacentes.
- Precaver-se para resolver o problema de valor inicial respeitando as condições de contorno.

Calculou-se a radiação absorvida como função da profundidade do tecido estudado. Essa relação depende de muitos fatores, dentre os quais as características do corpo incidente, com

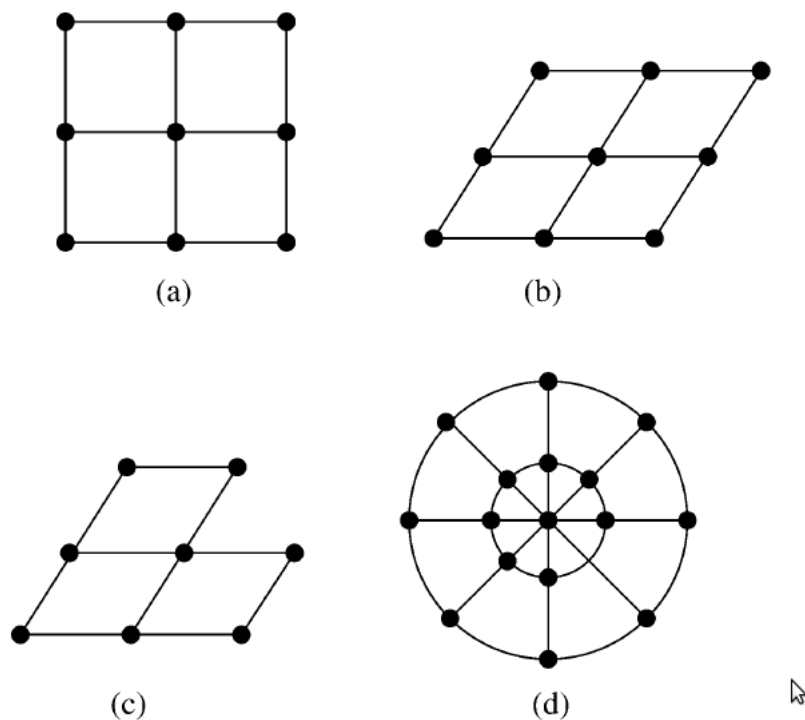


Figura 3: Padrões de grades típicos: a) grade retangular, b) grade losangular, c) grade triangular, d) grade circular

as características do corpo exposto e também da interferência de qualquer radiação eletromagnética externa.

Como a taxa de absorção específica, parâmetro que será quantificado aqui, é uma grandeza dependente do módulo do campo elétrico, então o trabalho foi iniciado calculando-se o campo elétrico que está presente em cada ponto do espaço.

A seguir o método das diferenças finitas é detalhado para a aplicação à questão levantada junto a estimativa de seu erro, visto que todo o método não analítico é aproximado.

2.2 Construção da aproximação de diferenças finitas

Na figura 4 está representada de forma esquemática a idéia essencial do método de diferenças finitas [23].

A derivada da função da figura 4 pode ser descrita de 3 formas gerais:

$$f'(x_0) \simeq \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0)}{\Delta x} \quad (7)$$

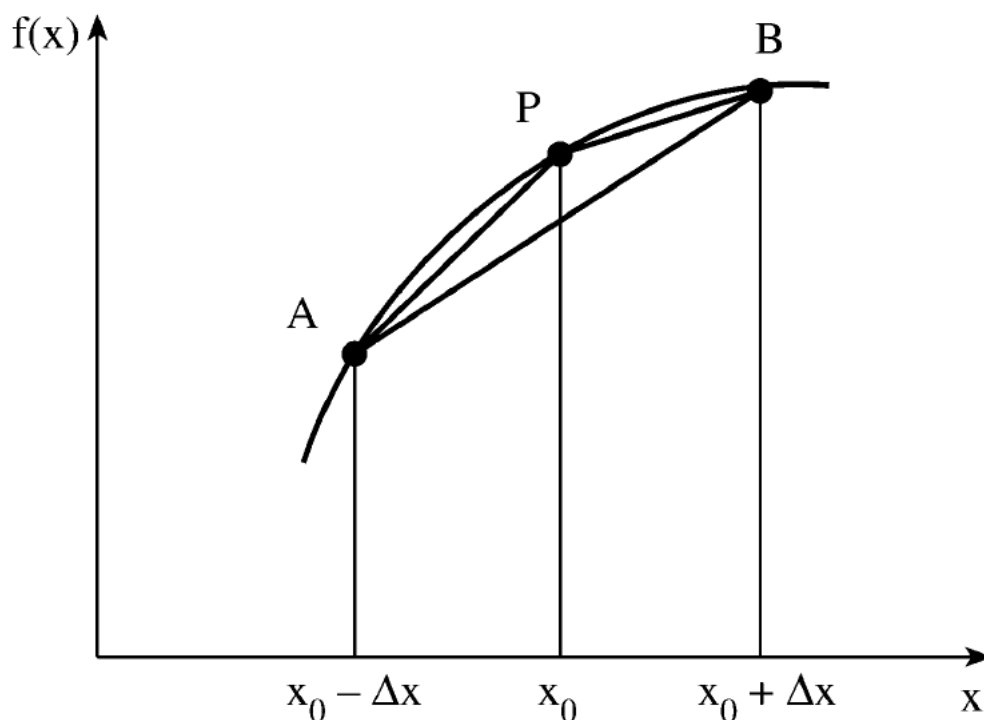


Figura 4: A função pode ser aproximada por um conjunto de retas em intervalos curtos ligando os pontos da função. Quanto mais próximos os pontos, menor o erro da aproximação

ou

$$f'(x_0) \simeq \frac{f(x_0) - f(x_0 - \Delta x)}{\Delta x} \quad (8)$$

ou

$$f'(x_0) \simeq \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (9)$$

Assim, a derivada segunda da função da figura 4 também pode ser aproximada por

$$f''(x_0) \simeq \frac{f'(x_0 + \frac{\Delta x}{2}) - f'(x_0 - \frac{\Delta x}{2})}{\Delta x} = \frac{1}{\Delta x} \left\{ \frac{(f(x_0 + \Delta x) - f(x_0)) - (f(x_0) - f(x_0 - \Delta x))}{\Delta x} \right\} \quad (10)$$

Simplificando, obtemos

$$f''(x_0) \simeq \frac{f(x_0 + \Delta x) - 2f(x_0) + f(x_0 - \Delta x)}{(\Delta x)^2} \quad (11)$$

Podemos também obter uma fórmula de diferenças finitas através da expansão da função em série de Taylor ao redor do ponto.

$$f(x_0 + \Delta x) = f(x_0) + \Delta x f'(x_0) + \frac{(\Delta x)^2}{2!} f''(x_0) + \frac{(\Delta x)^3}{3!} f'''(x_0) + \dots \quad (12)$$

e

$$f(x_0 - \Delta x) = f(x_0) - \Delta x f'(x_0) + \frac{(\Delta x)^2}{2!} f''(x_0) - \frac{(\Delta x)^3}{3!} f'''(x_0) + \dots \quad (13)$$

Somando as duas equações, obtemos

$$f(x_0 + \Delta x) + f(x_0 - \Delta x) = 2f(x_0) + (\Delta x)^2 f''(x_0) + O(\Delta x)^4 \quad (14)$$

em que $O(\Delta x)^4$ representa o erro da medida. Seja a variação de x muito pequena, na prática desconsidera-se esse erro.

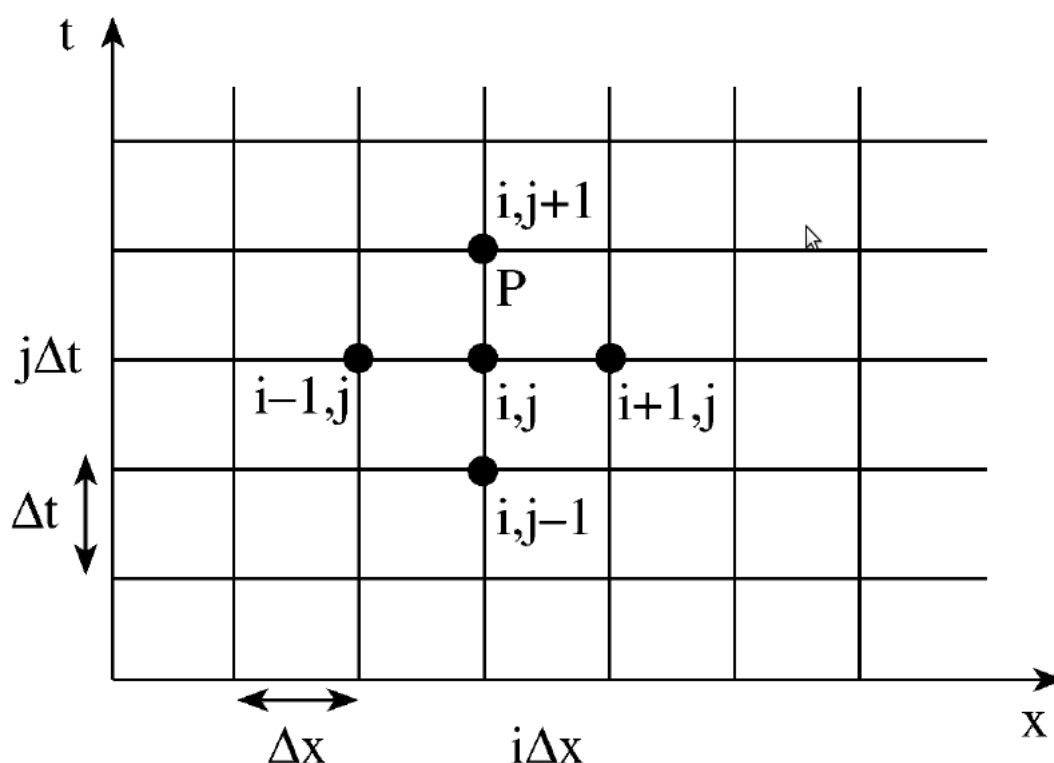


Figura 5: Dividindo o espaço em grades retangulares, considerando o eixo das coordenadas como o eixo do tempo, sendo seu vetor unitário indicado por j , e o eixo das abscissas o eixo do espaço, sendo o vetor unitário indicado por i

A questão da acurácia e estabilidade da solução de um método numérico pode ser estimada pois é possível trabalhar com a grandeza do erro que se deseja ao problema.

Logicamente, há limitações que não podem ser sobrepostas, que estão discutidas aqui.

Há basicamente três erros principais relacionados a essas aproximações:

1. Erros devido a aproximações exigidas pelo método. Esse erro pode ser minimizado pela utilização de mais termos da expansão da função, ou pela relação entre mais pontos adjacentes (primeiro método descrito);

2. Erros de truncamento. Podem ser minimizados considerando-se mais termos nas expansões da função em questão ou diminuindo a dimensão da grade, ou seja, diminuindo o tamanho do passo em uma coordenada, por exemplo, Δx .
3. Erros de arredondamento. Erros devido a incapacidade do computador de considerar infinitos números.

Um método numérico bastante eficaz para tratar do cálculo de campos eletromagnéticos foi desenvolvido por Yee em 1966. Esse é o método das diferenças finitas dependentes do tempo (FDTD), e representa uma solução direta às equações rotacionais de Maxwell.

2.3 Formulação FDTD para solução das equações de Maxwell

2.3.1 Campo espalhado

Resolver as equações de Maxwell significa resolver as equações rotacionais, visto que as outras duas são consequências dessas.

Num meio isotrópico, as equações rotacionais de Maxwell podem ser escritas como

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (15)$$

e

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\epsilon \partial \vec{E}}{\partial t} + \sigma \vec{E} \quad (16)$$

Desenvolvendo as equações em coordenadas retangulares, temos

$$\frac{\partial \vec{H}_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_y}{\partial z} - \frac{\partial \vec{E}_z}{\partial y} \right) \quad (17)$$

$$\frac{\partial \vec{H}_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial x} - \frac{\partial \vec{E}_x}{\partial z} \right) \quad (18)$$

$$\frac{\partial \vec{H}_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_x}{\partial y} - \frac{\partial \vec{E}_y}{\partial x} \right) \quad (19)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_x}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_z}{\partial y} - \frac{\partial \vec{H}_y}{\partial z} - \sigma \vec{E}_x \right) \quad (20)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_y}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_x}{\partial z} - \frac{\partial \vec{H}_z}{\partial x} - \sigma \vec{E}_y \right) \quad (21)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_y}{\partial x} - \frac{\partial \vec{H}_x}{\partial y} - \sigma \vec{E}_z \right) \quad (22)$$

As componentes dos campos elétrico e magnético são esquematizadas segundo o modelo proposto de acordo com a figura 6.

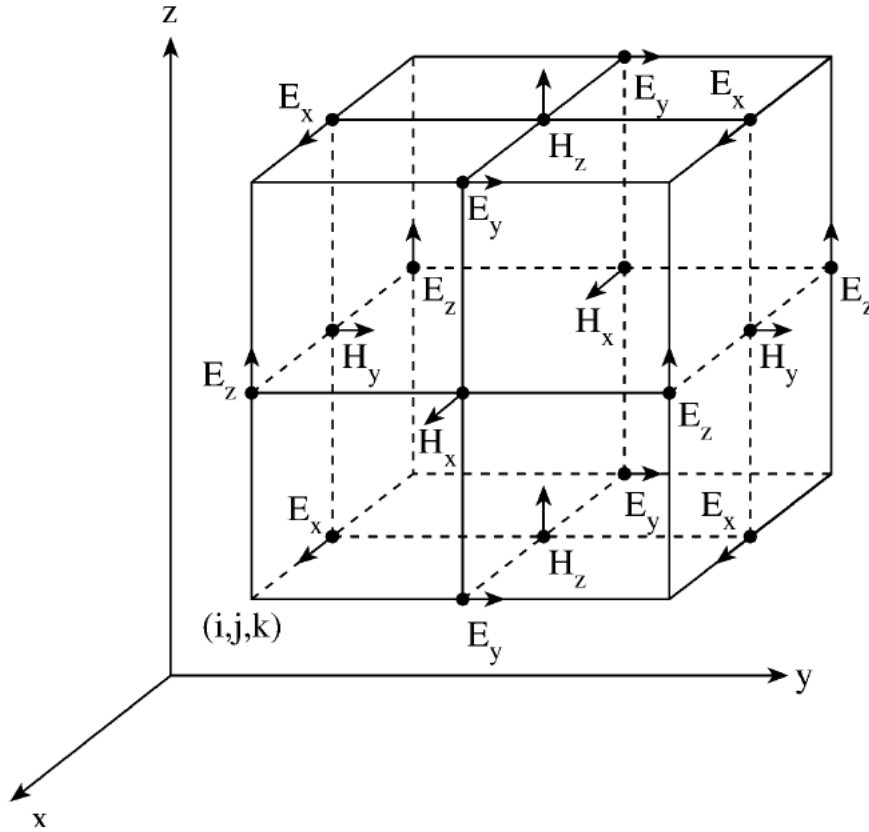


Figura 6: Posição das componentes dos campos para a unidade de célula do modelo de Yee

A formulação trata somente de campos eletromagnéticos, \vec{E} e \vec{H} , e não dos fluxos, \vec{D} e \vec{B} . Todos os parâmetros constituintes do modelo, ϵ , μ e σ estão presentes para que qualquer propriedade de um material linear isotrópico possa ser determinada. Na formulação desenvolvida aqui não se preocupou com a normalização da velocidade da luz para a unidade, ou deixando como unidade a permissividade ou permeabilidade. Isso passa a impressão de remover a idéia intuitiva e física do problema para um pouco, quando há, ganho em acurácia ou tempo computacional.

Numa primeira consideração, sem perda alguma por aproximações, temos que

$$\vec{E} = \vec{E}_{total} = \vec{E}_{incidente} + \vec{E}_{espalhado} \quad (23)$$

$$\vec{H} = \vec{H}_{total} = \vec{H}_{incidente} + \vec{H}_{espalhado} \quad (24)$$

A razão para a abordagem de campos separados é que os componentes do campo incidente podem ser especificados analiticamente através do problema espacial, enquanto que os campos espalhados são determinados computacionalmente e somente campos espalhados precisam ser absorvidos no problema de espaço de fronteira. Isso porque o campo incidente é considerado no espaço livre, ou seja, um emissor pontual sem qualquer interação com o meio. O campo espalhado é o campo que deseja-se quantificar, visto que é fruto da interação entre a onda provinda do emissor e o material exposto [2].

A onda que chega deve satisfazer as condições de contorno, que no caso são, puramente, as equações de Maxwell que, no limite do condutor perfeito requer

$$\vec{E}_{incidente} = -\vec{E}_{espalhado} \quad (25)$$

O campo espalhado depende das características constitutivas do material.

Para o campo no espaço livre, as equações são um pouco simplificadas.

$$\nabla \times \vec{E}_{incidente} = -\mu_0 \frac{\partial \vec{H}_{incidente}}{\partial t} \quad (26)$$

e

$$\nabla \times \vec{H}_{incidente} = \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}_{incidente}}{\partial t} \quad (27)$$

Então, como o comportamento do campo total é:

$$\nabla \times (\vec{E}_{incidente} + \vec{E}_{espalhado}) = -\mu \frac{\partial (\vec{H}_{incidente} + \vec{H}_{espalhado})}{\partial t} - \sigma (\vec{H}_{incidente} + \vec{H}_{espalhado}) \quad (28)$$

$$\nabla \times (\vec{H}_{incidente} + \vec{H}_{espalhado}) = \epsilon \frac{\partial (\vec{E}_{incidente} + \vec{E}_{espalhado})}{\partial t} + \sigma (\vec{E}_{incidente} + \vec{E}_{espalhado}) \quad (29)$$

A magnitude do campo espalhado pode ser determinada. Combinando a equação 26 com a 28 e isolando o termo de campo elétrico espalhado, encontra-se:

$$\nabla \times \vec{E}_{espalhado} = -\mu \frac{\partial \vec{H}_{espalhado}}{\partial t} - \sigma (\vec{H}_{espalhado} + \vec{H}_{incidente}) - (\mu - \mu_0) \frac{\partial \vec{H}_{incidente}}{\partial t} \quad (30)$$

Da mesma forma, combinando a equação 27 com a 29 e isolando o termo de campo magnético espalhado, temos

$$\nabla \times \vec{H}_{\text{espalhado}} = \varepsilon \frac{\partial \vec{E}_{\text{espalhado}}}{\partial t} + \sigma (\vec{E}_{\text{espalhado}} + \vec{E}_{\text{incidente}}) + (\varepsilon - \varepsilon_0) \frac{\partial \vec{E}_{\text{incidente}}}{\partial t} \quad (31)$$

Note que as equações 30 e 31 se transformam na mesma equação do caso dos campos no espaço livre, 26 e 27, respectivamente e com os índices obviamente modificados de incidentes para espalhados, quando $\varepsilon \rightarrow \varepsilon_0$, $\mu \rightarrow \mu_0$ e $\sigma \rightarrow 0$.

De forma semelhante, é possível definir a variação dos campos em função do tempo, isolando os respectivos termos nas equações 28 e 29 e inserindo as equações 26 e 27. É importante saber o incremento com respeito ao tempo pois é um dos parâmetros na formulação de Yee.

$$\frac{\partial \vec{H}_{\text{espalhado}}}{\partial t} = \frac{-\sigma}{\mu} (\vec{H}_{\text{incidente}} + \vec{H}_{\text{espalhado}}) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu} \right) \frac{\partial \vec{H}_{\text{incidente}}}{\partial t} - \frac{1}{\mu} (\nabla \times \vec{E}_{\text{espalhado}}) \quad (32)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_{\text{espalhado}}}{\partial t} = \frac{-\sigma}{\varepsilon} (\vec{E}_{\text{incidente}} + \vec{E}_{\text{espalhado}}) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon} \right) \frac{\partial \vec{E}_{\text{incidente}}}{\partial t} + \frac{1}{\varepsilon} (\nabla \times \vec{H}_{\text{espalhado}}) \quad (33)$$

É importante notar que as interações calculadas pelo método são exclusivamente superficiais.

A aproximação efetuada no cálculo é de primeira ordem, e o incremento do tempo segue o critério de estabilidade de Courant, que para células cúbicas, garante estabilidade do modelo para

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x}{c\sqrt{3}} \quad (34)$$

onde c é a velocidade da onda eletromagnética no meio de propagação.

É importante salientar que na construção da célula de Yee, os campos magnéticos e elétricos não coincidem no mesmo ponto, sendo sempre separados por metade do comprimento das arestas, por isso na correlação entre campo elétrico e magnético, temos um incremento de tempo diferente no cálculo dos campos.

Outro quesito a ser notado é que no cálculo do campo elétrico não existe o termo de fluxo elétrico, visto que, como citado anteriormente, o cálculo no modelo das diferenças finitas dependentes do tempo não trata de fluxos e sim de valores absolutos de campos.

2.3.2 Condutor perfeito

Satisfeitas as condições de espaço livre, a equação 33 pode ser reescrita como:

$$\frac{\varepsilon}{\sigma} \frac{\partial \vec{E}_{\text{espalhado}}}{\partial t} = -(\vec{E}_{\text{incidente}} + \vec{E}_{\text{espalhado}}) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\sigma} \right) \frac{\partial \vec{E}_{\text{incidente}}}{\partial t} + \frac{1}{\sigma} (\nabla \times \vec{H}_{\text{espalhado}}) \quad (35)$$

Para um condutor perfeito, $\sigma \rightarrow \infty$ e segue que:

$$\vec{E}_{\text{espalhado}} = -\vec{E}_{\text{incidente}} \quad (36)$$

Dentro do condutor perfeito, aplica-se a equação 35 ao invés da 33, com $\sigma \rightarrow \infty$. Assim, se somente o espaço livre e o condutor perfeito estão presentes, a especificação do campo incidente (equações 26 e 27) junto a equação 36 são suficientes para aplicar o FDTD.

Define-se inicialmente as condições espaciais, com $x = i\Delta x$, $y = j\Delta y$, $z = k\Delta z$ e o tempo por $t = n\Delta t$. Agora, define-se as células uniformemente no problema de espaço e é realizado a localização das mesmas em termos dos índices i , j e k . Para cada célula seleciona-se pontos dos componentes dos campos, conforme figura 6.

Com o mínimo de manipulação algébrica, as equações FDTD para campos espalhados se propagando no espaço livre são apresentadas a seguir.

$$\vec{E}_x(i, j, k) = \vec{E}_x(i, j, k) + \frac{\Delta t}{\varepsilon_0} \left(\frac{\vec{H}_z(i, j, k) - \vec{H}_z(i, j - 1, k)}{\Delta y} - \frac{\vec{H}_y(i, j, k) - \vec{H}_y(i, j, k - 1)}{\Delta z} \right) \quad (37)$$

$$\vec{H}_y(i, j, k) = \vec{H}_y(i, j, k) + \frac{\Delta t}{\mu_0} \left(\frac{\vec{E}_z(i + 1, j, k) - \vec{E}_z(i, j, k)}{\Delta x} - \frac{\vec{E}_x(i, j, k + 1) - \vec{E}_x(i, j, k)}{\Delta z} \right) \quad (38)$$

onde deve-se obviamente armazenar as componentes que não indicam os campos, como Δt , Δx , Δy , Δz , ε_0 e μ_0 .

Essa diferença no incremento temporal entre os campos elétrico e magnético é uma abordagem do problema conhecida como *Leapfrog in time*. Após o cálculo de cada campo, incrementa-se o tempo por uma unidade.

Os índices espaciais são incrementados segundo a geometria específica da célula de Yee.

2.3.3 Materiais anisotrópicos

Para essa formulação, são utilizadas as equações 32 e 33, e a simplificação dada na equação 35 não pode ser aplicada.

Então, isolando o termo de campo elétrico espalhado no tempo n e simplificando a notação, introduzindo os índices i para campos incidentes e e para campos espalhados, obtem-se:

$$\vec{E}^{e,n} = \left(\frac{\epsilon}{\epsilon + \sigma \Delta t} \right) \vec{E}^{i,n-1} - \left(\frac{\sigma \Delta t}{\epsilon + \sigma \Delta t} \right) \vec{E}^{i,n} - \left(\frac{(\epsilon - \epsilon_0) \Delta t}{\epsilon + \sigma \Delta t} \frac{\vec{E}^{i,n} - \vec{E}^{i,n-1}}{\Delta t} + \left(\frac{\Delta t}{\epsilon + \sigma \Delta t} \right) (\nabla \times \vec{H}^{s,n-0,5}) \right) \quad (39)$$

Aqui é válido lembrar que as componentes de campo elétrico e magnético se encontram defasados na célula de Yee, e por isso o critério de tempo também sofre uma defasagem.

A diferença fundamental entre este e o outro algoritmo apresentado é que a região de incidência de campos trata $\epsilon \neq \epsilon_0$, aqui assumindo também que materiais magnéticos não estão presentes.

Agora implementando o cálculo, uma idéia fundamental é que essas constantes acima devem ser armazenadas e reutilizadas, ao invés de serem avaliadas todas as vezes.

Assim, primeiramente calcula-se as constantes, para depois formular um laço de repetição.

2.4 Requisitos para o código FDTD e arquitetura

Decomposto o algoritmo de FDTD em seis campos num espaço retilíneo 3D, precisamos ainda determinar o suporte computacional requerido.

Antes de iniciar os cálculos é necessário definir o tamanho da célula, o incremento de tempo e o campo incidente. As constantes multiplicativas são defidas antes do início do laço.

Deve haver um comando que indique se estamos tratando de um ponto do espaço com matéria ou em espaço livre. Pontos do monitor ou testes locais devem ser especificados com respostas detectadas através de tensão, corrente, campo ou potência.

Obviamente, o que queremos armazenar é sempre o valor do campo, para reutilizá-lo num passo seguinte.

As requisições para o código consistem em definir alguns tópicos listados a seguir:

- Montagem da célula: Tamanho da célula em cada dimensão, o número de células por dimensão, cálculo do incremento de tempo de acordo com os critérios de estabilidade de Courant, cálculo das constantes multiplicativas;
- Teste de definição do objeto: pode ser feito num teste de localização do ponto, onde é delatado como sendo no espaço livre ou condutor perfeito ou ainda em materiais mais complexos;
- Algoritmos para os campos elétrico e magnéticos: Relacionar os campos com seus valores nos tempos anteriores e com os campos no mesmo tempo levando em consideração os campos da vizinhança, e ainda verificar onde esses estão, se no espaço livre, se numa região com perdas elétricas ou magnéticas, ou ainda em condutor perfeito;

- Salvar dados: Salvar dados a cada incremento do tempo;
- Transformação a zonas distantes: Avaliar os limites de campos elétrico e magnético através das tangentes numa superfície fechada ao redor da região do espaço e computar os correspondentes espalhamentos ou campos radiados em regiões distantes.

O tamanho da célula deve ser pequeno o suficiente para garantir a acurácia às mais altas frequências de interesse, e grande o suficiente para a pesquisa ser manipulável.

O incremento de tempo também precisa ser estudado, visto que tempos muito compridos tornam o modelo instável e tempos muito pequenos geram um alto custo computacional.

O campo incidente também precisa ser analiticamente especificado. Uma infinidade de formas de onda são possíveis, mas a experiência em pesquisas nesse tipo de modelagem leva ao pulso gaussiano como forma de onda escolhida.

O incremento do tempo suficientemente grande permite uma completa caracterização da interação entre objetos e campos, e procura-se identificar um comportamento não aleatório desse campo espalhado.

A quantidade de células presentes no objeto a ser tratado e o tamanho do tempo é uma pesquisa que se relaciona com problemas como tempo de CPU (o que por sua vez depende da velocidade do computador que realiza os cálculos) e a capacidade de armazenamento (megabytes no disco rígido) necessários para o cálculo e para captar os resultados.

2.4.1 Definição do tamanho da célula

O principal vínculo é que o tamanho da célula deve ser muito menor que o menor comprimento de onda incidente. Para responder a questão de quão pequeno deva ser a célula, precisamos definir qual a acurácia nos resultados que desejamos obter.

O critério usualmente utilizado nas pesquisas é que o tamanho da célula deve ser pelo menos dez vezes menor que o menor comprimento de onda.

Para garantir a acurácia dos resultados dos componentes de campo, o incremento espacial δ precisa ser menor que o comprimento de onda da função estudada ($\delta \leq \lambda/10$).

2.4.2 Definição do tamanho do passo de tempo

Para uma configuração 3-D qualquer, temos que o critério de estabilidade de Courant é

$$v\Delta t \leq \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}\right)}} \quad (40)$$

A variação do tempo converge com valores menores que isso, portanto a redução do incremento do tempo resulta num custo computacional desnecessário, visto que a precisão dos resultados não obtêm grandes ganhos.

A exceção disso se dá quando a superfície do material a ser estudado tem condutividade muito maior que zero [2].

2.5 O Algoritmo de Yee

Como relatado anteriormente, o algoritmo de Yee [23], [24] consiste em dividir a região de interesse em pequenas células, conectadas por nodos e arestas. Os valores dos campos serão dependentes dos valores de campos adjacentes, de forma que isso proporcione uma rede de conexões capazes de serem computadas através de programação algébrica (Figura 6).

A discretização da função a fim de que se estabelecer um valor por nóduo, no problema, foi realizada pela expansão de Euler, que consiste em considerar a derivada com sua idéia primitiva, que é a de ser um limite da razão da diferença de uma função em dois pontos adjacentes dividido pela variação do parâmetro que rege a função, este tendendo a zero.

Assim, geometricamente, verifica-se facilmente a magnitude de erro que esse método possui, que é diminuído drasticamente pela diminuição do valor do incremento do parâmetro, no caso, tempo e espaço.

As seis equações diferenciais parciais que foram acima anteriormente apresentados formam a base do algoritmo numérico FDTD para interações de ondas eletromagnéticas com objetos tridimensionais. A construção das equações são, como se pode verificar facilmente, uma consequência das equações rotacionais de Maxwell. Contudo, o espaço paramétrico deve ser estruturado de modo que a lei de Gauss seja implícita nas posições de campos elétricos e magnéticos.

Fenômenos físicos associados com esses dois modos podem ser diferentes. Isso ocorre devido a orientação dos campos ser perpendicular.

3 Resultados e Discussão

Para testar a robustez de nosso cálculo, foi implementada uma geometria simples (figura 7), na qual é simulada a cabeça com raio de 8 cm, composta por um material uniforme, com $\sigma = 0,97S/m$, $\epsilon = 43,4\epsilon_0$ e $\rho = 1000Kg/m^3$ [25]. Na figura 7, cada célula tem as dimensões [1 cm x 1 cm x 1 cm]. Como já foi comentado, o pulso gaussiano da onda foi propagado pelo espaço livre (vácuo), na direção z até interagir com a esfera e com amplitude máxima inicial de $E_0 = 1000V/m$, valor comum do módulo do campo elétrico da rede elétrica doméstica.

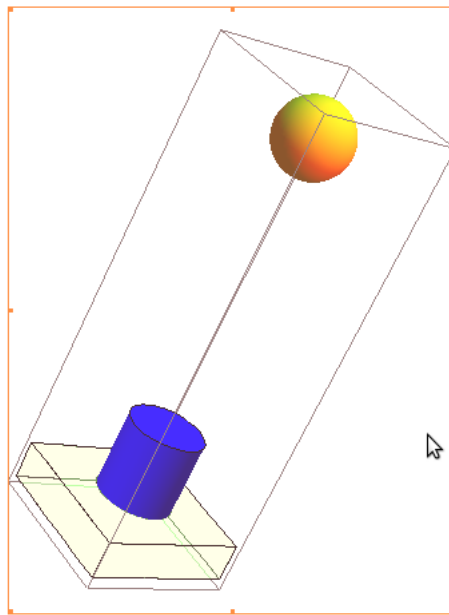


Figura 7: Simulação das condições de exposição para o fantoma esférico

Assim, foi considerada a onda:

$$\vec{E}_{i,n(i,j,k)} = \vec{E}_{i,n} e^{-\alpha(\tau - \beta\Delta t)^2} \quad (41)$$

em que $\tau = n\Delta t$ e n é o número de passos de tempo.

Foi definida a existência do pulso somente entre $\tau = 0$ até $\tau = 2\Delta t$, sendo que o pico da onda está a $\tau = \Delta t$.

O único ajuste que precisou ser feito para determinação dos parâmetros do pulso gaussiano foi o valor de β , porque o mesmo deve ser incrementado inversamente proporcional com o tamanho do passo de tempo para respeitar os critérios de estabilidade de Courant [2].

Nas condições do cálculo aqui realizado seguidos os procedimentos experimentais de alguns autores, não sendo considerados os limites de exposição à radiação não-ionizante impostos pela ICNIRP [1], buscando-se somente analisar a estabilidade das soluções, respeitados as limitações para tamanho de célula e passo de tempo.

Nas figuras a seguir estão apresentados os valores das componentes do campo elétrico em função do tempo para cinco pontos no interior da esfera, associados respectivamente com as posições $(17, 17, 9)$, $(17, 17, 13)$, $(17, 17, 17)$, $(17, 17, 21)$ e $(17, 17, 26)$.

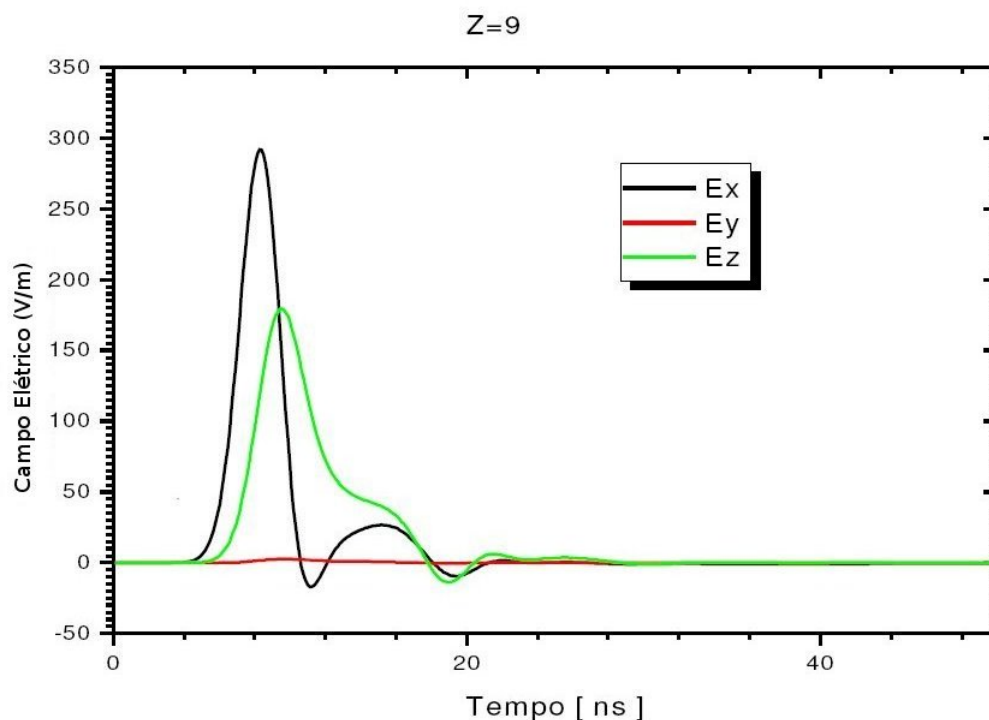


Figura 8: Componentes do campo elétrico na superfície da esfera

Como já foi comentado, a onda incidente foi definida na forma de pulso gaussiano com polarização plana e direção de propagação seguindo o sentido positivo do eixo z. Sendo assim, é possível perceber que as células perto da superfície possuem os maiores valores (em módulo) da componente x do campo elétrico. Isso ocorre pois na construção do modelo, como se observa pela equação 39, os pontos estão ligados da forma que se os valores de condutividade e permissividade elétricas forem os mesmos entre a vizinhança de pontos eles se anulam, e o valor do novo ponto é igual ao anterior. Assim, como as duas superfícies são os únicos pontos de interface, esses valores são maiores que para o interior da esfera (lembrando que a condutividade na esfera não é infinita, portanto o valor de campo elétrico no espaço livre deveria ser mesmo maior).

Também observa-se devido a construção do modelo que a propagação da onda em qualquer meio homogêneo resulta em valores constantes de campo elétrico.

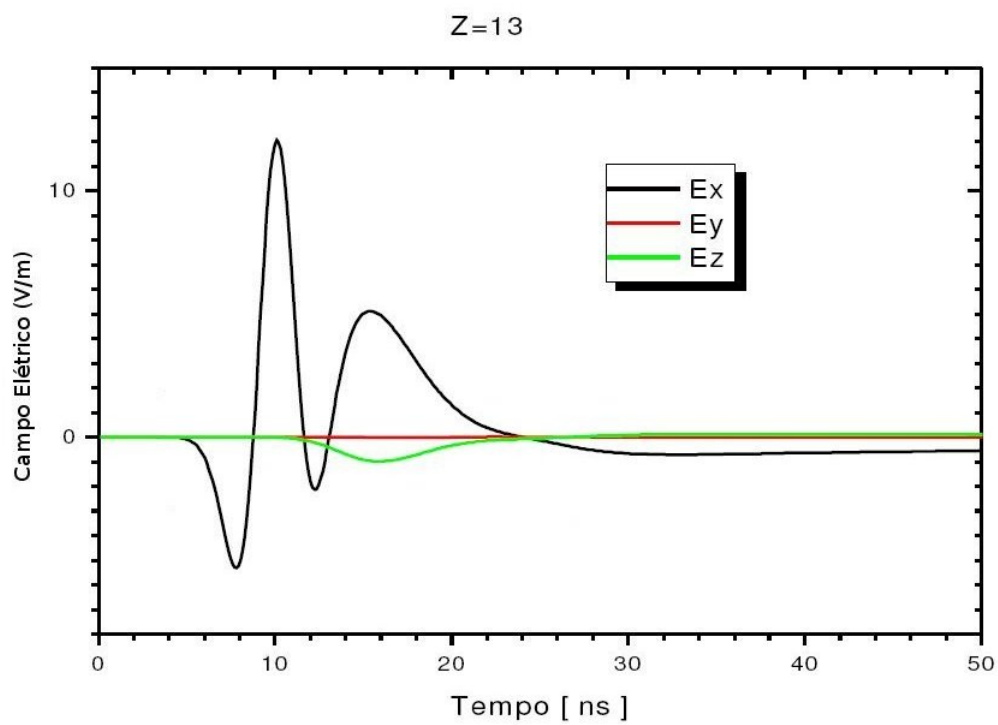


Figura 9: Componentes do campo elétrico a 4 cm de profundidade na esfera

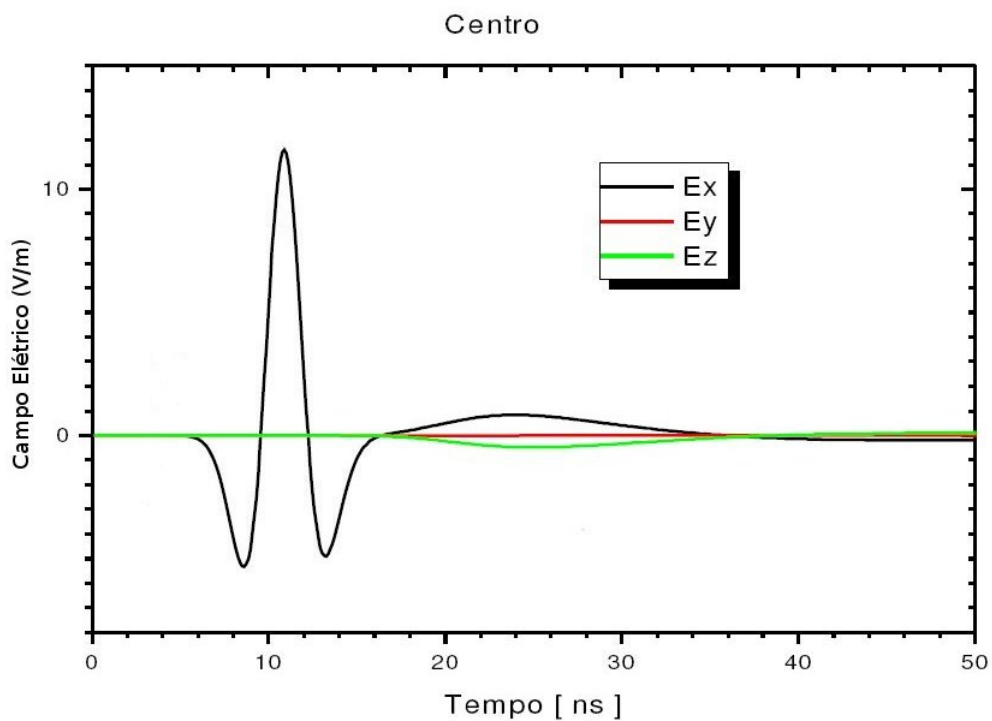


Figura 10: Componentes do campo elétrico no centro na esfera

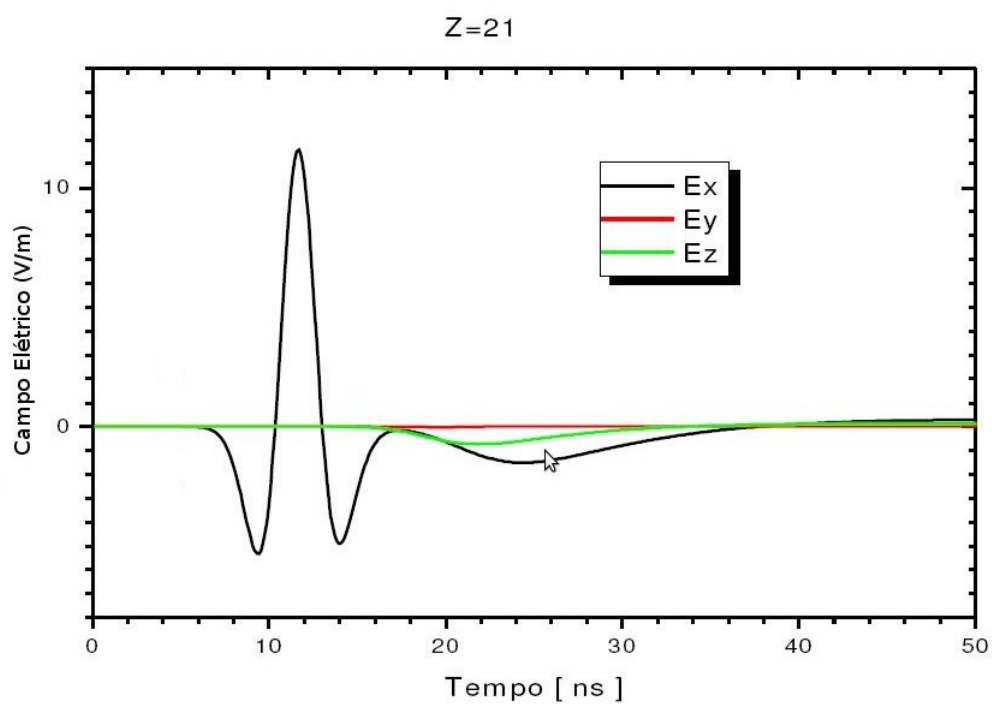


Figura 11: Componentes do campo elétrico a 12 cm de profundidade na esfera

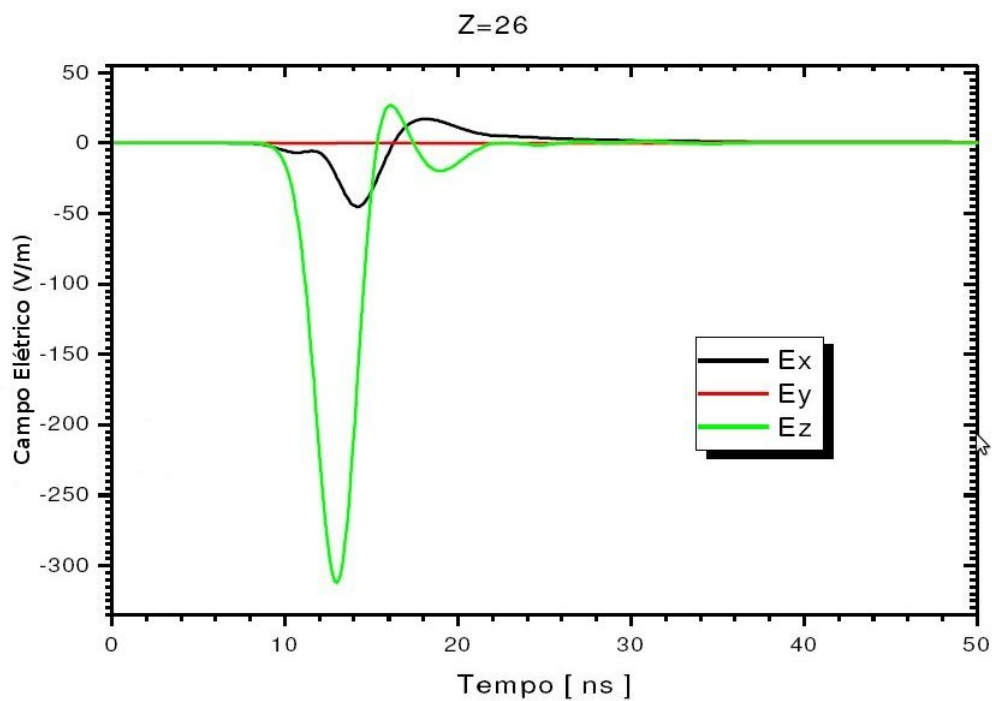


Figura 12: Componentes do campo elétrico na superfície oposta da esfera

Como o pulso se propaga na direção positiva do eixo z, deveria-se esperar que o quadrado do campo elétrico, diretamente associado com a deposição de energia, tivesse um comportamento semelhante. Esse deslocamento temporal pode ser facilmente observado na figura 13.

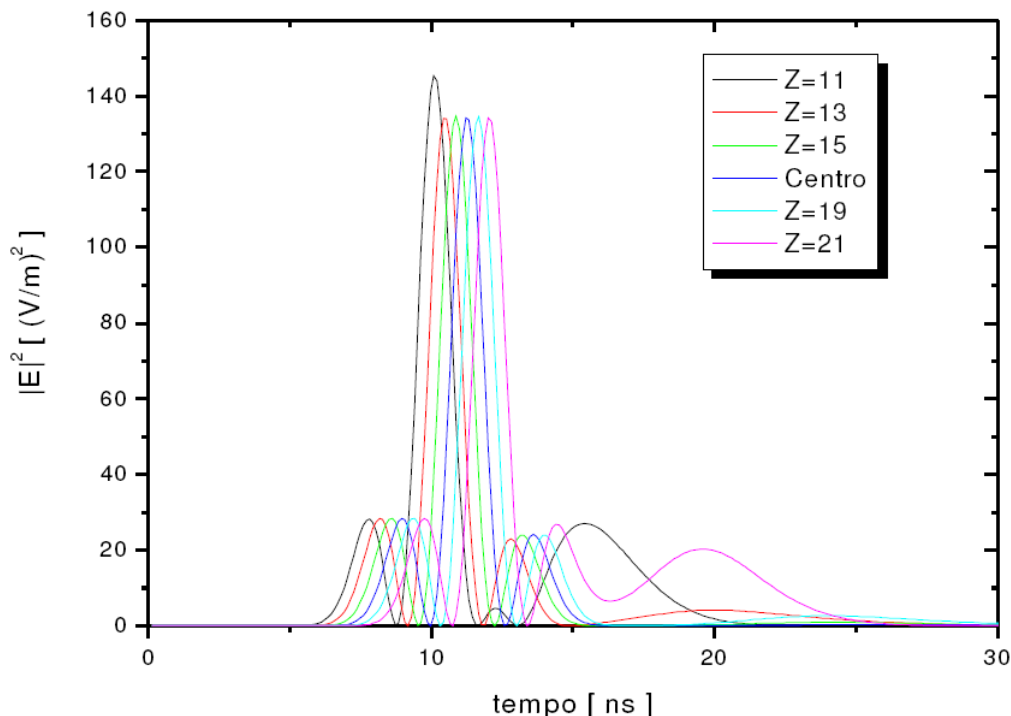


Figura 13: Quadrado do campo elétrico em função do tempo em alguns pontos na esfera

O procedimento da exposição ao fantoma esférico foi realizado reproduzindo o trabalho de Bit-Babik [25]. Este realizou o mesmo procedimento experimental, enriquecendo o conjunto de dados com simulações em fantasmas antropomórficos. Considerando uma onda incidente de 900 MHz, também utilizando o método das diferenças finitas dependentes do tempo para realizar as simulações. A composição do material em que foi incidido o pulso de onda era uma mistura de água deionizada, açúcar, sal, celulose e um bactericida, resultando numa constante dielétrica $\epsilon = 43,4\epsilon_0$ e uma condutividade de 0,97 S/m. Considera entretanto um dipolo de meia onda localizado a 1 cm de distância do que seria o canal auditivo, enquanto que em nossas simulações a cabeça estava a 9 cm do dipolo.

Seu procedimento experimental descreve ainda que a potência do dipolo utilizado foi de 250mW. Encontrou dessa forma uma distribuição não uniforme da SAR, obtendo padrões de distribuição gaussianos, como apresentado na figura 14, retirada do artigo de referência [25].

Utilizando os valores do quadrado do campo elétrico das simulações, realizadas neste trabalho, da figura 13, encontra-se uma SAR avaliada 0,074 W/Kg no interior da esfera, independente da proximidade do ponto a superfície do material. Segundo Elbern [13], os efeitos não térmicos relativos a modificação da resposta fisiológica do sistema imunológico são relevantes

a partir de $0,4 \text{ W/Kg}$. As imagens apresentadas por Bit-Babik mostram a distribuição da intensidade, em decibéis, da onda incidente. O artigo não diz a respeito do valor de campo elétrico utilizado para a onda, o que pode ser calculado e estimado na ordem de $68,9 \text{ V/m}$. Assim, os resultados encontrados pelas simulações demonstram que a distribuição de $SAR_{máxima}$ para uma onda com campo elétrico com magnitude de cerca de $5,58$ vezes menor é de cerca de 31 vezes menor que os valores apresentados, o que está em acordo com a equação 4.

Realizando um paralelo com os órgãos de proteção a radiações, mais especificamente a norma ANSI/IEEE C-95.1, a SAR para corpo inteiro para exposições do público geral não deve passar de $0,08 \text{ W/Kg}$, e em $1,6 \text{ W/Kg}$ para o valor máximo de SAR entregue a qualquer 1 grama de tecido, num período de 30 minutos ou mais, para frequências entre 10 MHz e 300 GHz . Portanto, as simulações para o fantoma esférico nessas condições de exposição condizem com os valores dosimétricos impostos pelas agências reguladoras. Essa norma trata os efeitos oriundos a esses valores de exposição como reversíveis. Já a norma europeia CENELEC CLC/TC211-B estabelece para o público geral o limite de 2 W/Kg para um valor máximo de SAR, avaliado num volume equivalente a 10g de tecido num período de 6 minutos [13], e só considera valores irreversíveis. Os resultados aqui obtidos também estão de acordo com o padrão europeu.

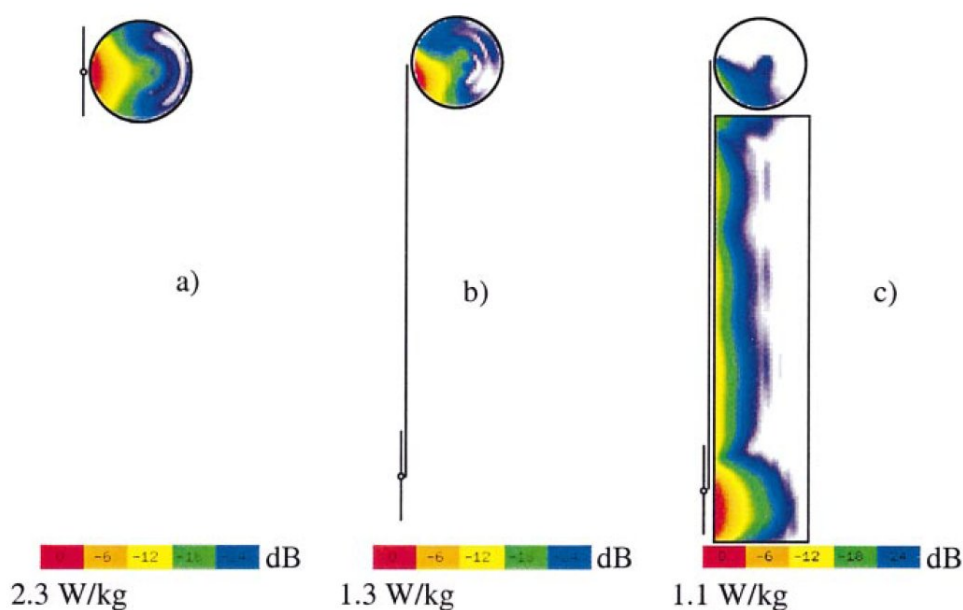


Figura 14: Resultados de Bit-Babik [25] em relação a dosimetria devido às radiofrequências considerando uma onda incidente de potência 250mW . As imagens estão normalizadas com o pico de SAR encontrado em cada simulação. A simulação computacional realizada aqui considera materiais não homogêneos. (a) Dipolo a 1 cm da cabeça. $SAR_{máxima} = 2,3\text{W/Kg}$. (b) $SAR_{máxima} = 1,3\text{W/Kg}$. (c) $SAR_{máxima} = 0,054\text{W/Kg}$

Já as simulações para um fantoma cilíndrico se preocuparam em mimetizar um braço, considerando 1 mm de espessura de pele e 3 mm de espessura de gordura. As dimensões do

cilindro são 200 mm de comprimento e um diâmetro de 74 mm. Os valores de condutividade e constantes dielétricas do material utilizado - PMMA (Polimetilmetacrilato) - são apresentados na tabela 2. Temos o valor da densidade $\rho = 1000 \text{Kg}/\text{m}^3$. O cilindro é apresentado na figura 15.

A discretização do espaço que tornara possível a construção do FDTD está esquematizada na figura 16, e a onda incidente, de frequência 902,4 MHz, tem valor do módulo do campo elétrico na ordem de 195 V/m.

Tabela 2: Dados das constantes dielétricas e condutividades do modelo cilíndrico utilizado nas simulações dosimétricas

Tecido	$\epsilon_r [\Omega m]^{-1}$	$\sigma [S/m]$
Pele (seca)	41,4	0,87
Pele (molhada)	46,1	0,85
Gordura	5,46	0,05
Músculo	55,0	0,94

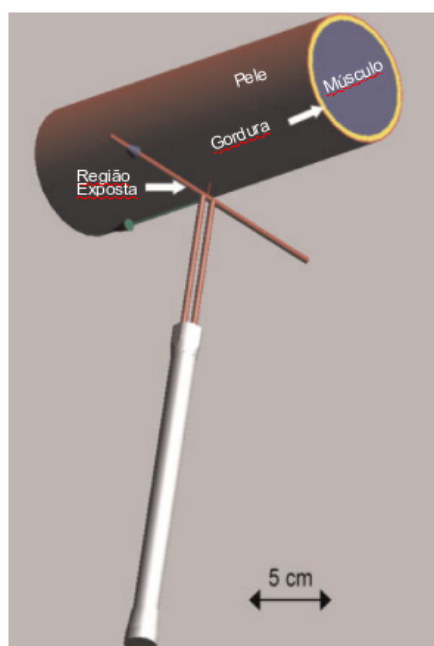


Figura 15: Visualização das condições de exposição com o fantoma cilíndrico. O dipolo emissor do pulso de radiofrequência está a 10 mm do cilindro

Este procedimento experimental foi descrito por Toivonen, e nesta etapa das simulações, os resultados estão de acordo com o apresentado pelo autor, não sendo consideradas muitas simplificações. O valor do módulo do campo elétrico foi estimado, não se encontrando diretamente no artigo em questão [11].

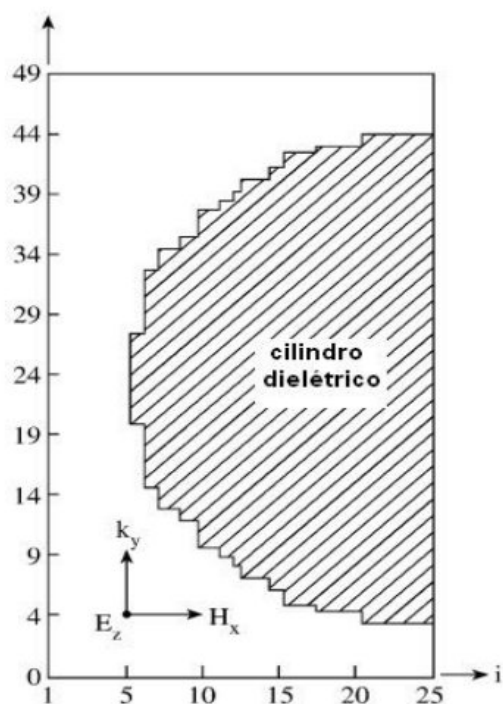


Figura 16: Discretização da região exposta na simulação com o fantoma cilíndrico

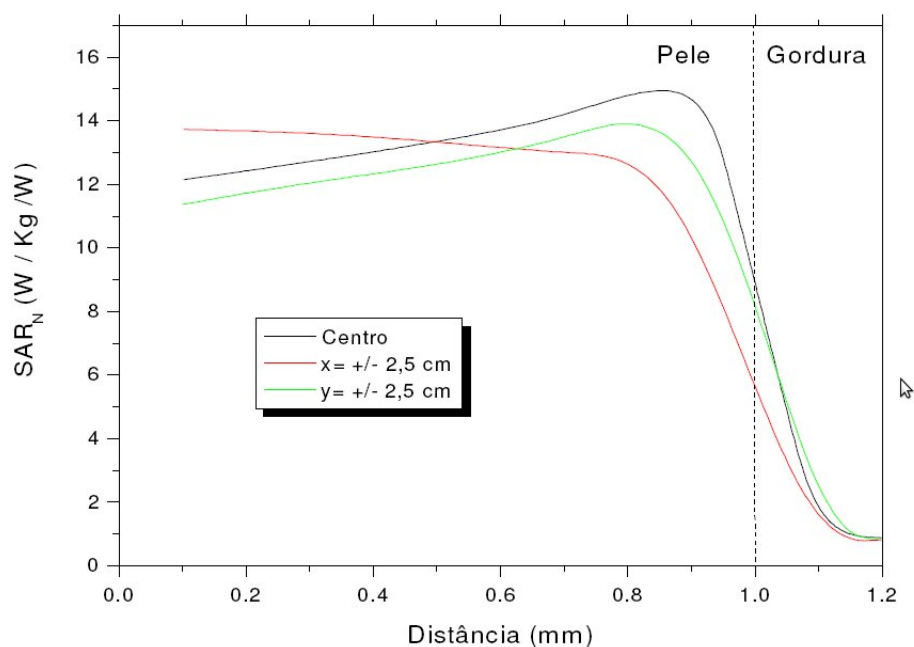


Figura 17: SAR por unidade de potência em função da penetrabilidade no cilindro. Note que a quebra da continuidade da deposição de energia se dá na interface entre os tecidos, onde a condutividade elétrica é bruscamente alterada

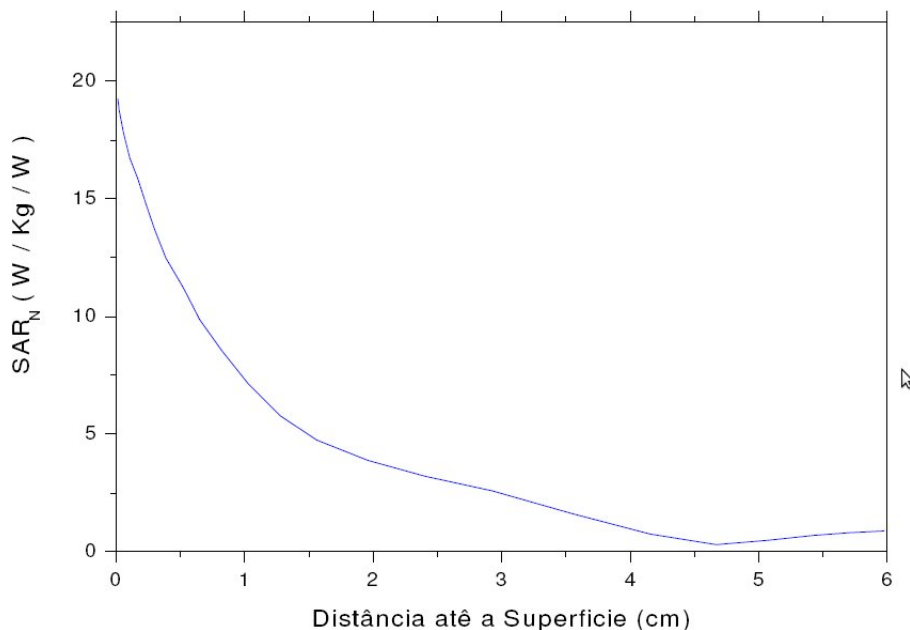


Figura 18: SAR por unidade de potência em função do espalhamento em relação ao eixo de incidência perpendicular da onda. O decaimento exponencial da energia da onda é o comportamento previsto pela teoria eletromagnética

O resultado para a simulação ao fantoma cilíndrico são mais complexos que os apresentados em relação a esfera devido à consideração da mistura de materiais com diferentes valores de constantes dielétricas e densidades. A densidade considerada é uma densidade média, considerando uma fantoma de água, visto que o valor dessa constante também não se encontra no artigo.

Nota-se pela figura 17 que a deposição de energia da onda por unidade de potência é bruscamente interrompida, fato explicado pela grande diferença de condutividade entre o tecido considerado como pele e o tecido considerado como gordura. Como podemos observar pela tabela 2, o valor da constante dielétrica da gordura é cerca de 17 vezes menor que o da pele (a pele seca e a pele molhada apresentam uma diferença quase irrelevante no estudo dosimétrico aqui apresentado). Assim, era de se esperar que a SAR, por ser diretamente proporcional à essa constante, reduzisse seu valor proporcionalmente, o que foi de fato observado.

É observado que os valores de SAR são cerca de 10 vezes mais elevados que os valores limites impostos pela ICNIRP [1] nas simulações com o fantoma cilíndrico. Isso porque o valor limite de campo elétrico não foi respeitado, sendo da ordem de 3,2 vezes maior [13]. Era portanto esperado que os valores de SAR ultrapassassem cerca do quadrado desse valor, o que foi também observado.

Um dado interessante nessa simulação é que a SAR se mantém constante em relação a penetrabilidade no material, sendo praticamente constante conforme penetrava a parte do fantoma

com constantes equivalentes às da pele.

Com relação ao espalhamento do feixe na superfície do cilindro, nota-se pela figura 18 que o aspecto de diminuição de intensidade de energia obedece a lei do inverso do quadrado da distância.

4 Conclusão

Chegou-se à quantificação precisa do campo eletromagnético previsto pelo algoritmo de Yee [2].

Artigos publicados indicam que a exposição pela utilização normal dos aparelhos de telefonia celular ultrapassam em dezenas de vezes os limites máximos para a exposição [13]. No entanto, do ponto de vista da simulação computacional aqui realizada, é necessário estabelecer uma distância para o início da deposição da energia, sendo que como a deposição de energia varia com o inverso do quadrado da distância, uma distância nula implicaria numa SAR infinita, o que sabemos que não corresponde à realidade. As restrições para exposição também levam em conta o tempo em que o organismo é irradiado, e esse estudo não foi desenvolvido aqui.

Se os valores das radiofrequências foram já discretizados para geometrias simples, sugere-se ao menos, como complemento a este trabalho, o início dos estudos quantificando os danos dessa energia aos tecidos biológicos, considerando algum banco de dados com mais valores de permissividade elétrica e densidade dos tecidos. A quantidade de água no tecido também tem uma grande influência nesses resultados, o que torna o estudo dos efeitos das radiofrequências uma tarefa muito difícil, visto que a variabilidade da composição dos tecidos biológicos depende de uma série de fatores. Discretizar a espessura dos diferentes materiais que constituem o corpo humano também é uma tarefa muito árdua nesse tipo de simulação. Uma idéia seria caracterizar essa heterogeneidade dos tecidos calculando uma média ponderada dos valores de permissividade elétrica com uma média do percentual de líquido nesses tecidos.

Muitos artigos foram publicados em que a SAR resultante do experimento foi maior que a recomendada pela Organização Mundial da Saúde [10] e não apresentaram respostas biológicas, ou ainda que os limites tenham sido respeitados e complicações tenham sido detectadas (tabela 1).

Os valores dos módulos dos campos elétricos na superfície do material não são representativos, pois não depositam dose alguma, visto que a interação com o tecido ocorre em instantes posteriores. Assim, levamos em consideração apenas os dados desses valores e das SAR's que tiveram contato com os tecidos.

Discretizados os valores de SAR nas simulações, conhece-se portanto essa energia, e estudos sobre a exposição crônica devem ser iniciados para que se obtenham respostas num futuro próximo sobre as reais consequências das radiofrequências para a saúde humana.

Trabalhos apresentados

Parte dos resultados desse trabalho foi apresentado em 6 eventos:

1. XXI Congresso de Iniciação Científica, 2009, São José do Rio Preto-SP, com o trabalho intitulado *Estudo da deposição de energia de radiofrequências em materiais que simulam os tecidos biológicos via método das diferenças finitas dependentes do tempo (FDTD)*. Apresentado sob a forma de pôster pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.
2. V Congresso de Física Aplicada à Medicina, 2008, Botucatu-SP, com o trabalho intitulado *Estudo da deposição da energia das radiofrequências através do método das diferenças finitas dependentes do tempo*. Apresentado sob a forma de apresentação oral pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.
3. XIV Congresso Brasileiro de Física Médica, 2009, São Paulo-SP, com o trabalho intitulado *Análise da deposição de energia de radiofrequências em materiais que simulam os tecidos biológicos via método das diferenças finitas dependentes do tempo (FDTD)*. Apresentado sob a forma de painel eletrônico com a presença do autor pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.
4. XXXII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, 2009, Águas de Lindóia-SP, com o trabalho intitulado *Calculation of Specific Absorption Rate (SAR) of electromagnetic fields in biological targets by FDTD method*. Apresentado sob a forma de pôster pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.
5. VIII Workshop da Pós-Graduação, 2009, Botucatu-SP, com o trabalho intitulado *Cálculo da Taxa de Absorção Específica para Campos Eletromagnéticos no intervalo das Radiofrequências (900–2400 Mhz) utilizando o Método das Diferenças Finitas Dependentes do Tempo*. Apresentado sob a forma de pôster pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.
6. IV Congresso de Física Aplicada à Medicina, 2008, Botucatu-SP, com o trabalho intitulado *Cálculo da Taxa de Absorção Específica – SAR – de Campos Eletromagnéticos de Radiofrequência em Fantomas de Materiais Biológicos*. Apresentado sob a forma de pôster pelo aluno de iniciação científica Scharles Tressmann e cujo resumo consta nos anais do evento.

Referências

- [1] ICNIRP (International Commission on Non Ionizing Radiation Protection) 1998. Guidelines for limiting exposure to time varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Phys* 1998; 74: 494-522.
- [2] Kunz KS, Luebbers RJ. *The Finite Difference Time Domain Method for Eletromagnetics*. Londres: CRC Press Boca Raton; 1993.
- [3] Sit WY. *Mathematica Notebooks for a Conventional Differential Equations Course*. *J Symb Comp* 1997; 23: 589-623.
- [4] Filho GPC, Ribeiro JW, Gonçalves DH. Programação Simbólica e Teoria de Ausubel no aprendizado de métodos numéricos. Apresentado no World Congress on Engineering and Technology Education 2004; São Paulo: Brasil.
- [5] Erogul O et al. Effects of electromagnetic radiation from a cellular phone on human sperm motility: An in vitro study. *Arch Med Res* 2006; 37(7): 840-3.
- [6] Brillaud E, Piotrowski A, de Seze R. Effect of an acute 900 MHz GSM exposure on glia in the rat brain: A time-dependent study. *Toxicology* 2007; 238(1): 23-33.
- [7] Forgács Z et al. Effect of whole-body 1800 MHz GSM-like microwave exposure on testicular steroidogenesis and histology in mice. *Reprod Toxicol* 2006; 22(1): 111-7.
- [8] Panagopoulos DJ, Chavdoula ED, Nezis IP, Margaritis LH. Cell death induced by GSM 900-MHz and DCS 1800-MHz mobile telephony radiation. *Mutat Res* 2007; 626(1-2): 69-78.
- [9] Marinelli F et al. Exposure to 900 MHz electromagnetic field induces an unbalance between pro-apoptotic and pro-survival signals in T-lymphoblastoid leukemia CCRF-CEM cells. *J Cell Physiol* 2004; 198(2): 324-32.
- [10] World Health Organization (WHO), EMF project. [Acessado em 20 abril de 2009]. Disponível em: <http://www.who.int/peh-emf/en/>.
- [11] Toivonen T, Toivo T, Puranen L, Jokela K. Setup and dosimetry for exposure of human skin in vivo to RF-EMF at 900 Mhz. *Bioelectromagnetics* 2008; 29: 207-12.
- [12] Schuderer R, Spat D, Samaras T, Oesch W, Kuster N. In vitro exposure systems for RF exposures at 900 MHz. *IEEE Trans Microw Theory Tech* 2004; 52(8): 2067-75.

- [13] Elbern A. Curso de Engenharia de Segurança do Trabalho - Radiações Não-Ionizantes. Retirado de http://www.prorad.com.br/curso_de_especializacao.html, acessado em 19/10/2009, às 11h42.
- [14] Flyckt VMM, Raaymakers BW, Kroeze H, Lagendijk JJW. Calculation of SAR and temperature rise in a high-resolution vascularized model of the human eye and orbit when exposed to a dipole antenna at 900, 1500 and 1800 MHz. *Phys Med Biol* 2007; 52(10): 2691-701.
- [15] Schelkshorn S, Tejero S, Detlefsen J. Exposure setup for animal experiments using a parabolic reflector. *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 124(1): 27-30.
- [16] Schonborn F, Pokovic K, Wobus AM, Kuster N. Design, optimization, realization, and analysis of an in vitro system for the exposure of embryonic stem cells at 1.71 GHz. *Bioelectromagnetics* 2000; 21(5): 372-84.
- [17] Schuderer J, Samaras T, Oesch W, Spat D, Kuster N. High peak SAR exposure unit with tight exposure and environmental control for in vitro experiments at 1800 MHz. *IEEE Trans Microw Theory Tech* 2004; 52(8): 2057-66.
- [18] Burkhardt M, Pokovic K, Gnos M, Schmid T, Kuster N. Numerical and experimental dosimetry of Petri dish exposure setups. *Bioelectromagnetics* 1996; 17(6): 483-93.
- [19] Bahr A et al. Exposure setups for laboratory animals and volunteer studies using body-mounted antennas. *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 124(1): 31-4.
- [20] Kuster N, Torres VB, Nikoloski N, Frauscher M, Kainz W. Methodology of detailed dosimetry and treatment of uncertainty and variations for in vivo studies. *Bioelectromagnetics* 2006; 27(5): 378-91.
- [21] Nikoloski N, Frohlich A, Samaras T, Schuderer J, Kuster N. Reevaluation and improved design of the TEM cell in vitro exposure unit for replication studies, *Bioelectromagnetics* 2005; 26(3): 215-24.
- [22] Leszczynski D, Joenväärä S, Reivinen J, Kuokka R. Nonthermal activation of the hsp27/p38MAPK stress pathway by mobile phone radiation in human endothelial cells: Molecular mechanism for cancer- and blood-brain barrier related effects. *Differentiation* 2002; 70: 120-9.
- [23] Sadiku MNO. Numerical techniques in electromagnetics. Londres: CRC Press; 2001.
- [24] Taflove, A. e Hagness, S.C., Computational Electrodynamics – The Finite Difference Time Domain Method. Londres: Artech House; 2000.

- [25] Bit-Babik G et al. Estimation of the SAR in the Human Head and Body due to Radiofrequency Radiation Exposure from Handheld Mobile Phones with Hands-Free Accessories. *Radiat Res* 2003; 159(4): 550-7.