

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

RELATÓRIO DO ESTÁGIO SUPERVISIONADO

**SIMULAÇÃO E VISUALIZAÇÃO DE CAMPOS
ELETROMAGNÉTICOS DOS TELEFONES CELULARES
NOS USUÁRIOS PELO MÉTODO DAS DIFERENÇAS
FINITAS NO DOMÍNIO TEMPO – FDTD**

CONCEITO "A"
DELET
280799

Rodrigo Stoll Martins Machado – 2574/94-8

Porto Alegre 17 de Julho de 1999

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Esta folha resume a avaliação do estágio feita pelo próprio aluno, pelo supervisor, pelo orientador e pela banca examinadora, que também atribuiu o conceito final do aluno nesta disciplina.

1. Preencher o campo comentário, quando achar necessário ou adequado;

2. Preencher o campo "Conceito" com A, B, C ou D, de acordo com sua avaliação: excelente, médio superior, médio ou insuficiente, respectivamente.

AUTO AVALIAÇÃO: Conceito: (A)

Assinatura do Aluno: Rodry de Aguiar Data: 23/07/99

Comentário: _____

AVALIAÇÃO DO SUPERVISOR: Conceito: (A)

Nome: JORGE LISBÔA Assinatura: [Assinatura] Data: 22/7/99

Comentário: _____

AVALIAÇÃO DO ORIENTADOR: Conceito: (A)

Nome: ALVARO GALLES Assinatura: [Assinatura] Data: 22/7/99

Comentário: _____

AVALIAÇÃO DA BANCA EXAMINADORA

Nome do membro da banca	Assinatura	Conceito
Conceito da Banca		

Conceito final do aluno

Porto Alegre, _____ de _____ de _____

SUMÁRIO

Lista de Figuras

Resumo

Introdução

1. Efeitos Biológicos - O que já sabemos
2. O Método das Diferenças Finitas no Domínio Tempo
 - 2.1. O Algoritmo de Yee
 - 2.2. Diferenças Finitas e Sua Notação
 - 2.3. As Equações de Maxwell
 - 2.4. Aplicando Yee e diferenças finitas nas equações de Maxwell
 - 2.4.1. Critério de Estabilidade
 - 2.5. Simulando o Espaço Aberto (Berenger's PML)
3. O trabalho desenvolvido
 - 3.1 O Estudo do Método e as Primeiras Implementações
 - 3.2 Obtendo um Modelo da Cabeça Humana
 - 3.3 O Código em 3d e Aperfeiçoamentos para o Cray T90
4. Os resultados
 - 4.1 Resultados Preliminares em 2 Dimensões
 - 4.2 Resultados em 3 Dimensões
5. Próximos Passos
6. Conclusão
7. Referências Bibliográficas

LISTAS DE FIGURAS

Figura 1 – LookHeed VFY-218	página 9
Figura 2.1 – Célula de Yee.....	página 10
Figura 2.2 – Gráfico espaço/tempo de onda bidimensional.....	página 11
Figura 2.51 – Pulso propagando-se no vácuo.....	página 20
Figura 2.52 – Pulso colide com borda e reflete.....	página 20
Figura 2.53 – Pulso propagando-se no vácuo.....	página 21
Figura 2.54 – Pulso encontra borda e é absorvido.....	página 21
Figura 3.1 – Imagem de tomografia	página 23
Figura 3.2 – Imagem de tomografia depois de pintada.....	página 24
Figura 4.1 – Imagem usada para simulações em 2 dimensões.....	página 26
Figura 4.2 – Distribuição de energia, SAR , em 2 dimensões em usuário de celular...	página 27
Figura 4.3 – Imagens antes e depois de processamento.....	página 28
Figura 4.4 – Gráfico de distribuição de energia.....	página 28
Figura 4.5 – Distribuição de energia na cabeça do usuário, simulação em 3D.....	página 29

RESUMO

Nos últimos anos um crescimento gigantesco nas telecomunicações e em especial nas tecnologias portáteis tornou o mundo menor e as pessoas mais próximas da informação e de seus semelhantes. Telefones celulares são quotidianamente utilizados em todo mundo e por milhões de pessoas. Com este crescimento vem a tona dúvidas quanto a segurança, e possíveis efeitos das radiações eletromagnéticas não ionizantes no corpo humano, especialmente quando esta radiação é emitida de fontes próximas a partes sensíveis de nosso corpo como no caso de um telefone celular. Tendo como referência o projeto EMF da Organização Mundial de Saúde, diversas entidades, entre elas o IEEE, pesquisam os possíveis efeitos das radiações eletromagnéticas nos seres humanos.

Neste trabalho será desenvolvido um software para visualizar a distribuição do campo eletromagnético e a respectiva **SAR** de telefones celulares na cabeça de um usuário, utilizando para tal o método computacional das diferenças finitas no domínio tempo, **FD-TD**, aplicado as equações de Maxwell. Apresentado primeiramente por Kane S. Yee, em 1966 este método tornou-se aplicável a partir da década de 80 quando o poder computacional dos computadores permitiu sua utilização para a resolução de problemas práticos.

INTRODUÇÃO

Em toda nossa história nunca estivemos tão expostos a um espectro tão largo de frequências e de tamanha potência como atualmente. Antenas de todos os tipos, transmitindo em frequências desde poucos Hz até faixas de GHz, de poucos milliwatts até alguns quilowatts como em antenas de radares por exemplo. Linhas de transmissão produzem campos de alta intensidade e muitas vezes muito próximos a casas, escritórios, hospitais. Com esta breve reflexão já nos surgem diversas perguntas: Como isto tudo nos afeta? Quais os limites de exposição? Quais as ferramentas que a ciência nos oferece para a análise destes problemas? Para conduzir as pesquisas com relação as radiações eletromagnética não ionizantes¹, realizadas em todo o mundo, a Organização Mundial de Saúde² (WHO) criou o projeto EMF. Além disto diversas entidades do mundo todo trabalham em conjunto para solucionar tais enigmas que estão diretamente relacionados com a qualidade de vida de milhões de pessoas em todo mundo.

O presente trabalho utilizou-se de uma técnica recente de tratamento matemático e computacional das equações de Maxwell para simular os efeitos da interação do campo eletromagnético gerado por um telefone celular entre os tecidos cerebrais de seu usuário, o método das diferenças finitas no domínio tempo , **FD-TD**. Assim poderemos observar quanto deste campo é absorvido pelos tecidos da cabeça e mão e quanto é realmente aproveitado para a comunicação.

Deste modo colocamos a Universidade Federal do Rio Grande do Sul e o departamento de Engenharia Elétrica em mais uma pesquisa de ponta, lidando com assunto pouco explorado e de utilização quase que ilimitada dentro do eletromagnetismo como o FD-TD, além de contribuir para respostas que interessam a toda a comunidade.

¹ Diferentemente de Raios X e radiação gamma seus fótons não possuem energia para ionizar moléculas.

² Visitar <http://www.who.ch> e <http://www.who.org>

1 EFEITOS BIOLÓGICOS - O QUE JÁ SABEMOS

O efeito mais evidente é sem dúvida o aquecimento produzido pelo movimento de moléculas e íons nos fluidos do corpo quando em frequências acima de 1MHz e até aproximadamente 10GHz, mesmo campos muito fracos produzem aquecimento. Tais efeitos são estudados desde a segunda guerra mundial, quando técnicos de radar começaram a desenvolver o que mais tarde foi chamado "microwave cataracts"³ ou seja catarata provocada pelo efeito da exposição à microondas proveniente das antenas de radar. É fato conhecido que estes técnicos ficavam próximos a antenas para se aquecer. O problema é que tais efeitos não são sentidos pelo nosso corpo nos processos normais, visto que só podemos sentir calor na superfície da pele, e não temos noção exata do calor recebido. Outro fator é a inexistente irrigação sangüínea no cristalino. Estudos indicam que campos muito fracos para produzirem aquecimento podem estar associados ao aparecimento de câncer e a perda de memória⁴. O aquecimento também provoca cansaço mental e pode induzir a má formação de fetos em gestantes com um aquecimento de 2 a 3 graus por algumas horas apenas, também a esterilidade masculina pode ser induzida.

Acima de 10GHz grande parte da energia é absorvida pela pele e muito pouca desta consegue penetrar nos tecidos, sendo necessário densidades de potência da ordem de 1000W/m², ou seja 1000 Watts por metro quadrado. Estas energias não são encontradas no dia a dia, mas facilmente encontradas próximo a antenas de radares.

Já quando expostos a frequências abaixo de 1Mhz praticamente não existe aquecimento, neste caso são induzidas correntes e cargas elétricas, medidas em ampère por metro quadrado(A/m²). Existe a possibilidade de tais correntes e cargas influenciarem nos processos elétricos inerentes ao funcionamento do corpo humano causando efeitos adversos a saúde. Os estudos referentes a campos de baixa frequência, abaixo dos 300Hz, não oferecem nenhum resultado satisfatório. Muitos destes estudos indicam um crescimento nos casos de Leucemia, principalmente em crianças, outros estudos contradizem estes índices e não apontam nada de concreto.

Da necessidade de quantizar-se a energia absorvida por tecidos criou-se a unidade de medida de nome **SAR, specific absorption rate**, medida em watts por quilograma. SAR é

³ Taflove, Allen – Computational Electrodynamics The Finite-difference Time-domain Method, Artech House 1995. Prefácio página XV.

⁴ Fonte <http://www.who.org>

a unidade de medida padrão para frequências de 1MHz até 10GHz. É necessário um SAR da ordem de 4 W/Kg para haver efeitos biológicos observáveis, o que não quer dizer que com energias menores não existam efeitos, tais energias podem ser encontradas a dezena de metros das antenas de estações de FM.

2 O MÉTODO DAS DIFERENÇAS FINITAS NO DOMÍNIO TEMPO

A primeira referência a este método aplicado às equações de Maxwell vem de Yee e seu trabalho apresentado em 1966. Naquela época os computadores não ofereciam poder computacional suficiente para qualquer aplicação prática do mesmo. No início da década de 80, com o surgimento de computadores cada vez mais poderosos, o **FD-TD** foi ressuscitado pela comunidade científica e aplicado principalmente nos projetos de defesa de países como EUA e França. Simulações de interação radome-antena em aviões, visualização de correntes induzidas em aeronaves expostas a ondas de radar são apenas algumas das aplicações daquela época.

Atualmente com o crescimento das telecomunicações, novos tratamentos para tumores como a radioterapia, componentes eletrônicos ultra rápidos, o método ganhou novas aplicações que vão desde desenvolvimento de antenas, até simulação de circuitos eletrônicos.

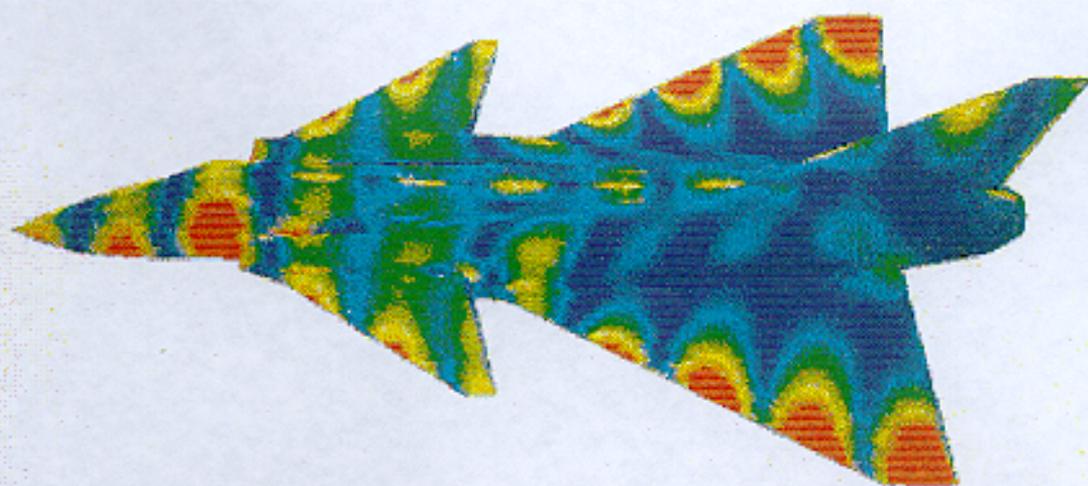


Figura 1. Modelo do protótipo da Lockheed VFY-218, exposto a uma onda de 100MHz. Observe a indução de correntes.

Para o nosso objetivo este método é o ideal pois permite a definição de vários materiais com propriedades eletromagnéticas diferentes. Além disto o mesmo oferece solução simultânea para os campos E e H em todo o domínio, espacial e temporal.

Diferentemente a outros métodos a solução obtida é particularmente válida para o campo próximo, caso do telefone celular e a interação com a cabeça do indivíduo.

2.1 O Algoritmo de Yee

Introduzido em 1966 este algoritmo é a base de todos os métodos **FD-TD** aplicados a Eletrodinâmica. Na figura 2.1 é mostrada a chamada célula de Yee, pelo algoritmo o campo elétrico E e o campo magnético H são centrados no espaço de maneira que cada componente E é cercada por 4 componentes H e cada componente H é cercada por 4 componentes E . Pela figura 2.2 podemos ver que o campo elétrico E e o campo magnético H são centrados no tempo pelo que é chamado arranjo *leapfrog*. Todos os campos E no domínio tridimensional são calculados e guardados em memória para um ponto no tempo usando os campos H previamente calculados e guardados em memória. Então todos os campos H no domínio tridimensional são calculados e guardados em memória utilizando os campos E calculados anteriormente. O ciclo recomeça e se repete até termos calculado um número de interações suficientes para o objetivo. Este arranjo evita a inversão de matrizes e a solução simultânea de equações.

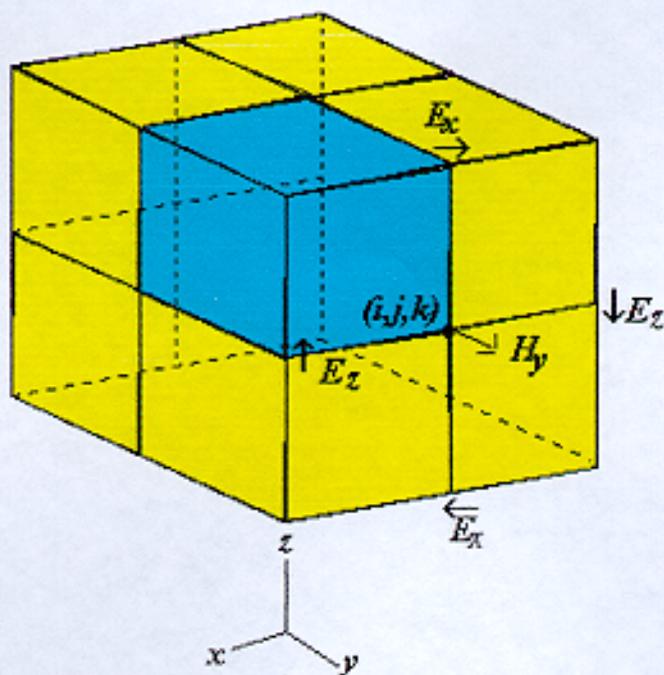


Figura 2.1 – A célula de Yee

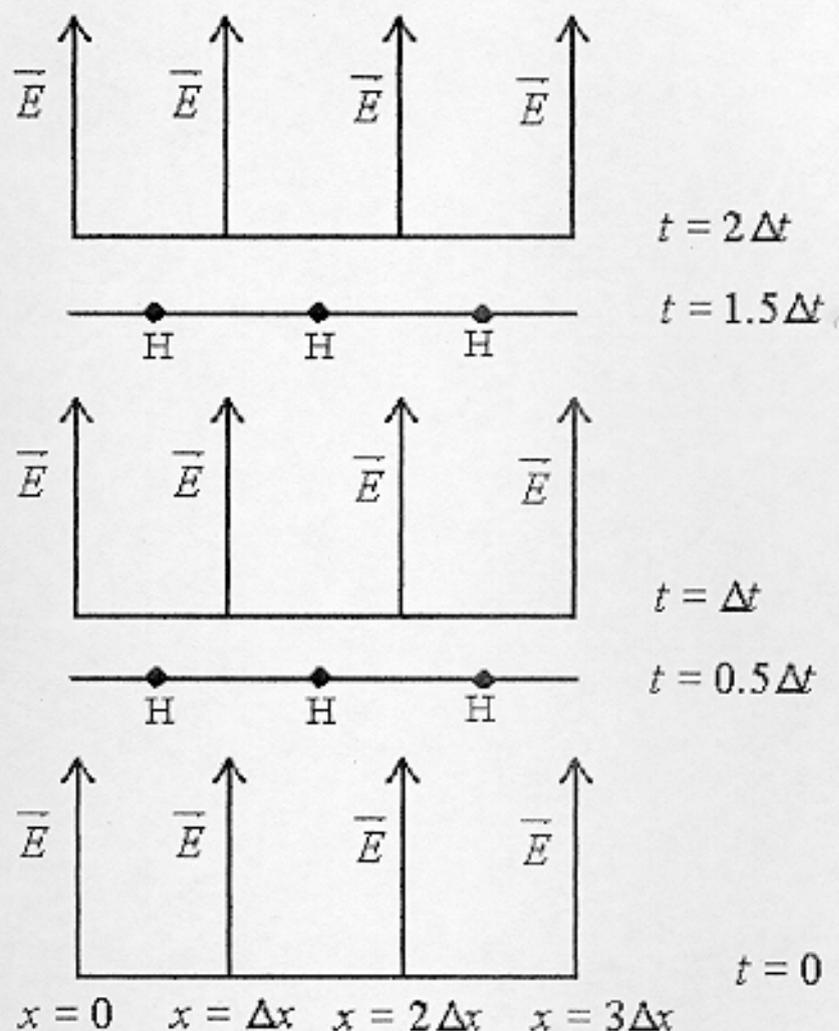


Figura 2.2 – Gráfico espaço/tempo de uma onda bidimensional

2.2 Diferenças Finitas e Sua Notação

Uma diferença finita nada mais é que uma aproximação a uma derivada, ou seja, aproximando por diferenças finitas:

$$\frac{\partial u(x, y, z, t)}{\partial x} \approx \frac{u(x + \frac{\Delta x}{2}, y, z, t) - u(x - \frac{\Delta x}{2}, y, z, t)}{\Delta x} + O[(\Delta x)^2]$$

Onde o termo $O[]$ denota um resto que aproxima-se do zero com o quadrado do incremento espacial. Veremos adiante a condição necessário para que o resto se reduza a zero e conseqüentemente haja uma convergência. Assim iremos adotar uma notação para

expressar as diferenças finitas, a mesma adotada por Yee e por todos os trabalhos nesta área.

$$u(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = u^n_{i,j,k}$$

E uma diferença finita é expressa por:

$$\frac{\partial u(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t)}{\partial t} = \frac{u^{n+1/2}_{i,j,k} - u^{n-1/2}_{i,j,k}}{\Delta t} + O[(\Delta t)^2]$$

e para uma derivada em uma dimensão espacial i, j ou k:

$$\frac{\partial u(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t)}{\partial x} = \frac{u^n_{i+1/2,j,k} - u^n_{i-1/2,j,k}}{\Delta x} + O[(\Delta x)^2]$$

Em todos os trabalhos relacionados a **FD-TD** os símbolos apresentados, nos lados direitos das duas equações acima, são a forma padrão.

2.3 As Equações de Maxwell

O conjunto de equações de Maxwell para o eletromagnetismo são a base do método **FD-TD** aplicado a eletrodinâmica. Tomando a equação do campo magnético e a equação do campo elétrico, respectivamente:

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \otimes \vec{E} - \frac{\rho}{\mu} \vec{H}$$

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \nabla \otimes \vec{H} - \frac{\sigma}{\epsilon} \vec{E}$$

Onde μ e ε denotam a permeabilidade magnética e a permissividade elétrica respectivamente, o símbolo \otimes indica o produto vetorial, ρ denota uma resistividade magnética e σ uma condutividade elétrica.

Tomando as equações anteriores na forma vetorial e dividindo os mesmos em seus componentes temos o conjunto de 6 equações:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} - \rho \cdot H_x \right) \quad (2.1a)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} - \rho \cdot H_y \right) \quad (2.1b)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} - \rho \cdot H_z \right) \quad (2.1c)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma \cdot E_x \right) \quad (2.2a)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial y} - \sigma \cdot E_y \right) \quad (2.2b)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma \cdot E_z \right) \quad (2.2c)$$

Podemos também reduzir o conjunto de equações (2.1a), (2.1b), (2.1c) e (2.2a), (2.2b), (2.2c) supondo, por exemplo, que o campo elétrico dominante é na direção z. Ou seja, assumimos que todas as derivadas parciais com respeito a z são zero, e a estrutura se estende ao infinito na direção z. Também se nós agruparmos os campos de acordo com seus componentes que

envolvem apenas H e E chegamos assim ao caso TM. Para este caso temos o seguinte conjunto de equações:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(-\frac{\partial E_z}{\partial y} - \rho \cdot H_x \right)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \rho \cdot H_y \right)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma \cdot E_z \right)$$

2.4 Aplicando Yee e diferenças finitas nas equações de Maxwell

Agora aplicamos as diferenças finitas nas equações 2.1a até 2.2c da seção anterior.

Tomando a equação 2.1a e substituindo seus termos por diferenças temos:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} - \rho \cdot H_x \right)$$

$$\frac{H_x^{n+\frac{1}{2}}_{i,j,k} - H_x^{n-\frac{1}{2}}_{i,j,k}}{\Delta t} = \frac{1}{\mu_{i,j,k}} \left(\frac{E_y^n_{i,j,k+\frac{1}{2}} - E_y^n_{i,j,k-\frac{1}{2}}}{\Delta z} - \frac{E_z^n_{i,j+\frac{1}{2},k} - E_z^n_{i,j-\frac{1}{2},k}}{\Delta y} - \rho_{i,j,k} \cdot H_x^n_{i,j,k} \right) \quad (2.4a)$$

Onde o termo:

$$H_x^n_{i,j,k}$$

Será aproximado por:

$$H_x^n = \frac{H_x^{n+1/2} + H_x^{n-1/2}}{2} \quad (2.4b)$$

Assim assumimos que o campo H no tempo n é simplesmente a média aritmética entre o campo no tempo futuro $n+1/2$ e o campo no tempo passado $n-1/2$.

Substituindo 2.4b em 2.4a e isolando o termo $H_x^{n+1/2}$ temos:

$$H_x^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_x^{n-1/2} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{E_y^n - E_y^n}{\Delta z} - \frac{E_z^n - E_z^n}{\Delta y} \right)$$

de modo idêntico encontramos H_y e H_z :

$$H_y^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_y^{n-1/2} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{E_z^n - E_z^n}{\Delta x} - \frac{E_x^n - E_x^n}{\Delta z} \right)$$

$$H_z^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_z^{n-1/2} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho_{i,j,k} \cdot \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{E_x^n - E_x^n}{\Delta y} - \frac{E_y^n - E_y^n}{\Delta x} \right)$$

Assim obtemos a descrição em diferenças finitas dos campos H , onde ρ denota a resistividade magnética da célula na posição (i, j, k) e μ a permeabilidade magnética na posição (i, j, k) . Do mesmo modo procedemos para obter a descrição em diferenças finitas dos campos E . Obtemos assim as seguintes equações, onde σ denota a condutividade elétrica na célula de posição (i, j, k) e ϵ a permissividade elétrica no ponto (i, j, k) :

$$E_x^{n+1}{}_{i,j,k} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_x^n{}_{i,j,k} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{H_z^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j+\frac{1}{2},k} - H_z^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j-\frac{1}{2},k}}{\Delta y} - \frac{H_y^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j,k+\frac{1}{2}} - H_y^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j,k-\frac{1}{2}}}{\Delta z} \right)$$

$$E_y^{n+1}{}_{i,j,k} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_y^n{}_{i,j,k} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{H_x^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j,k+\frac{1}{2}} - H_x^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j,k-\frac{1}{2}}}{\Delta z} - \frac{H_z^{n+\frac{1}{2}}{}_{i+\frac{1}{2},j,k} - H_z^{n+\frac{1}{2}}{}_{i-\frac{1}{2},j,k}}{\Delta x} \right)$$

$$E_z^{n+1}{}_{i,j,k} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_z^n{}_{i,j,k} + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k}\Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{H_y^{n+\frac{1}{2}}{}_{i+\frac{1}{2},j,k} - H_y^{n+\frac{1}{2}}{}_{i-\frac{1}{2},j,k}}{\Delta x} - \frac{H_x^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j+\frac{1}{2},k} - H_x^{n+\frac{1}{2}}{}_{i,j-\frac{1}{2},k}}{\Delta y} \right)$$

Com este sistema de equações, para H e E , o valor do campo em qualquer ponto depende apenas do valor prévio no ponto e nos pontos adjacentes. Podemos também obter um sistema de equações para o caso TM e TE da mesma maneira.

1. Inicialização ($E=0, H=0$)
2. Excitação
3. Calcula todos os campos H
4. Calcula todos os campos E
5. Processa condições de fronteira
6. $t = t + \Delta t$
7. volta para 2
8. imprime resultados

No processo 1 devemos inicializar os campos $E=0$ e $H=0$ em todos os pontos, também fazemos $t=0$. Em 2 estipulamos a excitação, geralmente para problemas simples basta forçar o campo E ou H nos pontos desejados com um valor estipulado, por exemplo $E_x(4,4,4) = 12 \cdot \sin(\omega t)$. Após calculamos o campo H em todos os pontos, passo 3, e o campo E como no passo 4. Quando necessário processa-se condições de fronteira específicas como em 5.

Incrementamos o tempo por um intervalo Δt , que deve ser tal para que o algoritmo seja estável, será explicado os critérios para cálculo de Δt . Voltamos para o passo 2 caso o número de interações não seja o desejado, caso contrário processamos os resultados.

2.4.1 Critério de Estabilidade

O algoritmo de Yee aplicado as equações de Maxwell requer que incrementemos o tempo por um valor Δt . Presente em todas as seis equações dos campos H e E em diferenças finitas apresentados na seção anterior, o valor Δt é responsável direto pela estabilidade do algoritmo. Valores absurdos podem ser obtidos caso Δt esteja fora do mínimo. A demonstração das condições de estabilidade constituem um problema de autovalores e autovetores que não serão descritos aqui, a análise completa deste problema pode ser obtida pela referência bibliográfica apresentada⁵.

É suficiente apresentar o critério de estabilidade como:

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

Caso $\Delta x = \Delta y = \Delta z$ então a equação acima se reduz a:

$$\Delta t \leq \frac{\Delta}{C \cdot \sqrt{3}}$$

Como regra podemos escolher os deltas espaciais para uma fração do comprimento de onda da excitação, 1/20 é o ideal, e calcular o intervalo temporal pelas fórmulas acima.

2.5 Simulando o Espaço Aberto (Berenger's PML)

De grande interesse atualmente são as simulações de dispositivos que geralmente operam em espaço aberto, como no caso de antenas, por exemplo, onde a região do espaço não possui fronteiras em uma ou mais direções. Evidentemente nenhum computador possui memória infinita para tal simulação, em algum momento devemos limitar nosso domínio. Este corte no domínio é naturalmente interpretado pelo algoritmo como uma colisão da onda com

⁵ Taflov, Allen, Computational Eletrodynamics The Finite-Difference Time-Domain Method, Artech House, 1995, capítulo 4, pág 89.

uma superfície refletora, causando assim reflexões para o interior do espaço. Durante muitos anos este problema foi fator limitante em muitas simulações. Muitas foram as soluções propostas para o problema⁶, sempre com a proposta de uma borda absorvedora (ABC), mas nenhuma realmente foi capaz de absorver a onda incidente de tal modo que a reflexão para o interior do domínio fosse realmente insignificante.

Em 1994 J. P. Berenger propôs um novo conceito que revolucionou e ainda vem revolucionando o método **FD-TD** aplicado a eletrodinâmica. Esta abordagem chamada de PML, perfectly matched layer, é baseada na separação de cada campo H e E em subcomponentes. Juntamente com isto cria-se na borda um meio com propriedades imaginárias específicas. Berenger reportou reflexões da ordem de 1/3000 sobre as antigas técnicas de bordas.

Assumindo o caso TE temos o seguinte conjunto de equações:

$$\varepsilon \cdot \frac{\partial E_x}{\partial t} + \sigma \cdot E_x = \frac{\partial H_z}{\partial y}$$

$$\varepsilon \cdot \frac{\partial E_y}{\partial t} + \sigma \cdot E_y = -\frac{\partial H_z}{\partial x}$$

$$\mu \frac{\partial H_z}{\partial t} + \sigma^* H_z = \frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x}$$

$$\frac{\sigma}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma^*}{\mu_0}$$

Onde o termo σ e σ^* representam respectivamente a uma condutividade elétrica e uma resistividade magnética do meio. É conhecido, mas não será demonstrado neste trabalho, que se a seguinte relação for satisfeita,

a impedância do meio absorvedor é igual a impedância do vácuo e não ocorre reflexão da onda quando esta atravessa a fronteira entre os dois meios. Contudo isto é válido apenas para

⁶ Taflov, Allen, Computational Electrodynamics The Finite-Difference Time-Domain Method, Artech House, 1995, capítulo 7, pág. 145.

ondas em incidência normal a superfície, reflexões maiores ocorrem em ângulos de incidência oblíquos.

A grande inovação feita por Berenger foi a substituição do campo H por duas subcomponentes, ou seja, H_{zx} e H_{zy} . Com isto temos então quatro equações no lugar das 3 equações anteriormente apresentadas.

$$\epsilon_0 \frac{\partial E_x}{\partial t} + \sigma_y E_x = \frac{\partial (H_{zx} + H_{zy})}{\partial y}$$

$$\epsilon_0 \frac{\partial E_y}{\partial t} + \sigma_x E_y = \frac{\partial (H_{zx} + H_{zy})}{\partial x}$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{zx}}{\partial t} + \sigma_x^* H_{zx} = -\frac{\partial E_y}{\partial x}$$

$$\mu_0 \frac{\partial H_{zy}}{\partial t} + \sigma_y^* H_{zy} = \frac{\partial E_x}{\partial y}$$

Se $\sigma_y = \sigma_x = \sigma_x^* = \sigma_y^* = 0$ as equações acima reduzem-se as equações no vácuo. Se $\sigma_y = \sigma_x$ e $\sigma_x^* = \sigma_y^* = 0$ as equações passam a descrever um meio condutor. Caso $\sigma_y = \sigma_x$ e $\sigma_x^* = \sigma_y^*$ as equações descrevem um meio que tem sua impedância casada para ondas em incidência normal. Na figura 2.51 e 2.52 apresentamos um pulso se propagando e refletindo em uma borda simples. Usamos um domínio de 100x100 células, a borda foi feita de muitas células de espessura apenas para uma melhor visualização. Pode ser visto com clareza a onda refletindo na borda para o interior do domínio. É fácil entender porque durante muitos anos este foi um problema sério quando se desejava simular espaço aberto. Na figura 2.53 e 2.54 é mostrado o mesmo pulso propagando-se no espaço e encontrando desta vez uma borda do tipo proposta por Berenger. Na figura 2.54 aumentamos o contraste para que pudéssemos ver a fração de onda ainda refletida. Esta onda refletida deve-se ao fato de não termos escolhido adequadamente o valor de σ_x^* e σ_y^* e também pelo fato que deve haver um aumento gradativo destas grandezas não implementado nos testes.

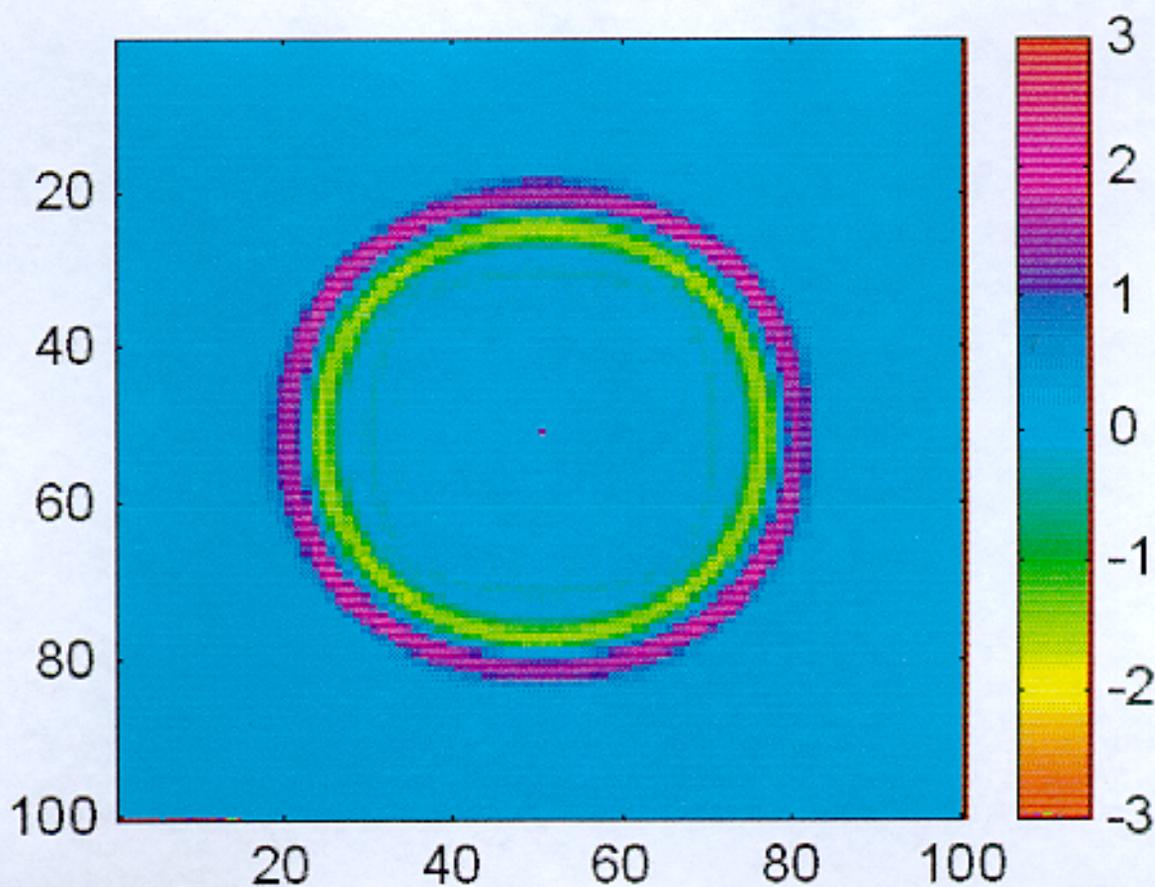


Figura 2.51 – Pulso propaga-se no vácuo

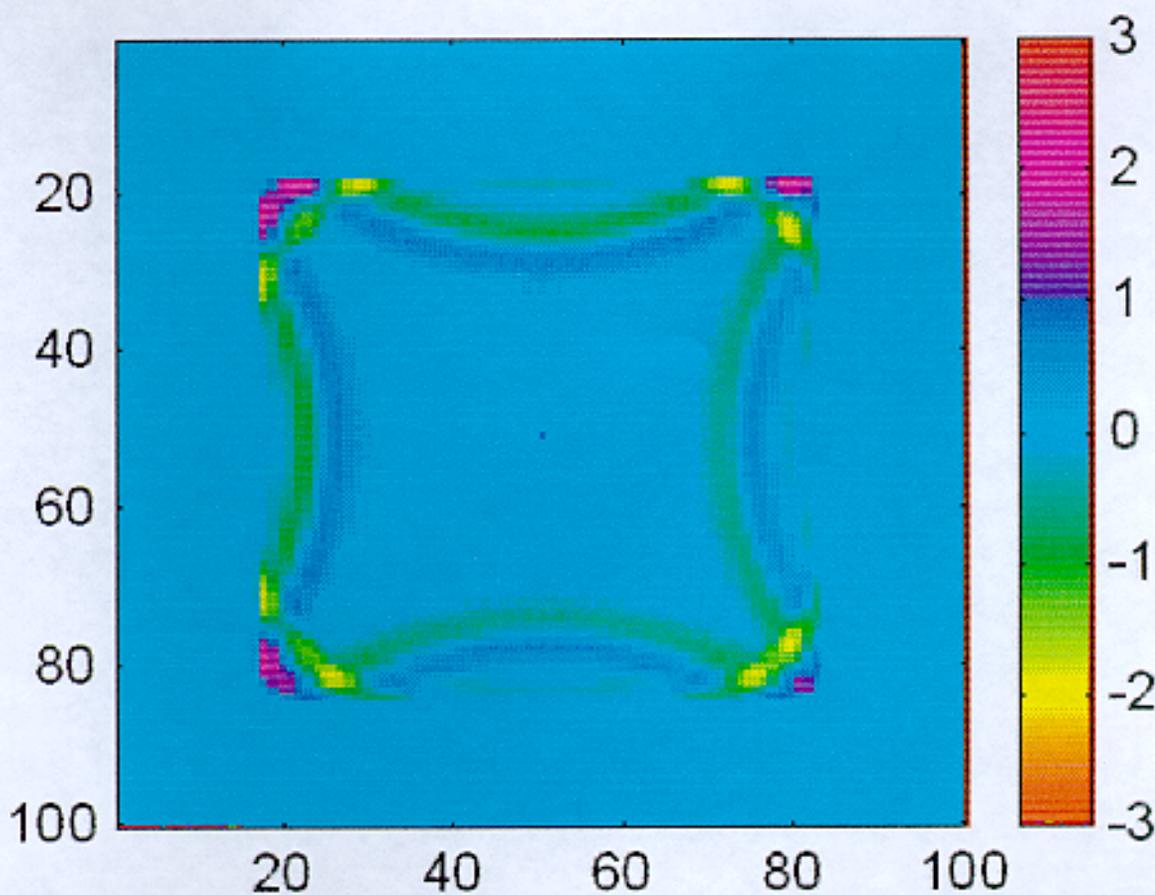


Figura 2.52 – Pulso encontra a borda e reflete.

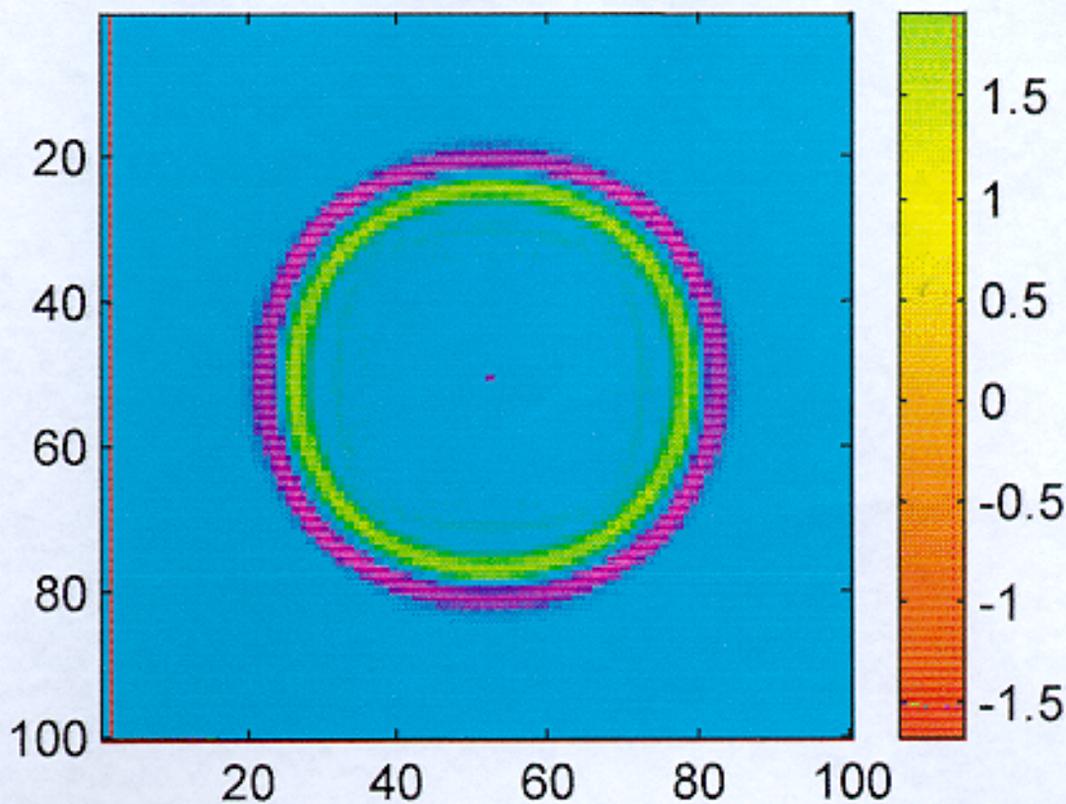


Figura 2.53 Onda propagando no vácuo

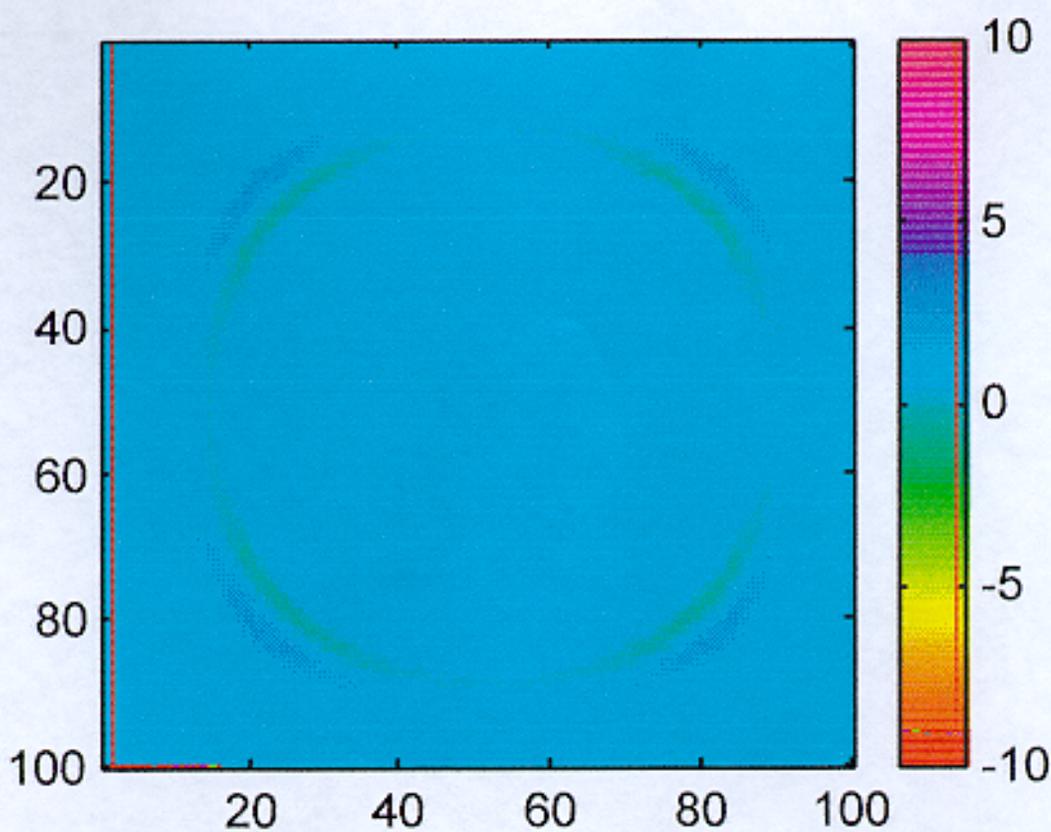


Figura 2.54 Onda sendo absorvida pela borda

3 O TRABALHO DESENVOLVIDO

No laboratório de comunicações óticas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul desenvolvi o projeto para a análise visual da absorção da energia emitida por um telefone celular na cabeça do usuário, utilizando para isto o método das diferenças finitas no domínio tempo já mencionado no capítulo anterior. Cabe aqui ressaltar a importância deste projeto, não só pela pesquisa nos efeitos biológicos das EMF mas também no desenvolvimento de uma tecnologia muito pouco explorada, até no exterior, e com aplicações em diversos campos da Engenharia Elétrica. O projeto teve varias fases abaixo citadas:

1. Estudo do método.
2. Implementação de código C para o cálculo campos em 2 dimensões por **FD-TD**, este primeiro software foi usado para diversos teste da teoria do método de **FD-TD**.
3. Obtenção de um modelo para a cabeça humana, em 3 dimensões, e a maneira pela qual o software de simulação iria utiliza-lo.
4. Implementação de um código C para 3 dimensões, já com todos os recursos necessários para as simulações.
5. Estudo de otimização do código para a perfeita utilização dos recursos do supercomputador Cray T94 do CESUP (vetorização, tasking etc...).
Simulações no Cray.
6. Conferir a confiabilidade dos resultados.

3.1 O Estudo do Método e as Primeiras Implementações

A primeira e segunda etapas foram realizadas em paralelo pois à medida que estudava o método também implementava pequenos códigos que mais tarde tornaram-se o código final em 2 dimensões para o caso TM. Nesta etapa utilizei uma máquina Pentium 233 com 128 MBytes de memória, a performance desta máquina foi suficiente para estas simulações. As figuras 2.51 – 2.54 foram obtidas com o programa final obtidos nesta etapa. Nos próximos capítulos apresentarei os resultados obtidos com este software e as conclusões obtidas.

3.2 Obtendo um Modelo da Cabeça Humana

O maior problema por mim enfrentado foi a aquisição de um modelo de uma cabeça humana que descrevesse as propriedades físicas dos materiais, ou melhor dos órgãos, constituintes da mesma. Também fazia-se necessário que a escala métrica fosse fiel. Diversas foram as tentativas para resolver este problema mas nenhuma destas foi satisfatória.

A solução encontrada foi o uso de imagens de tomografia computadorizada obtidas de um filme onde uma cabeça humana é mostrada em diversos cortes. A figura abaixo mostra uma destas imagens.

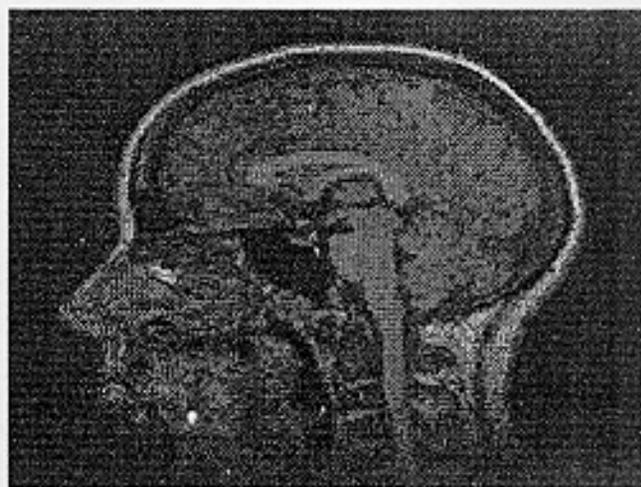


Figura 3.1 – Imagem de tomografia

Assim temos uma descrição espacial precisa nos 3 eixos. Mas a descrição material não poderia ser feita diretamente por este tipo de imagem, pois não existe maneira satisfatória de diferenciar os diversos tecidos existentes (cérebro, músculos, pele, gordura, etc.).

A primeira solução experimentada foi o desenvolvimento de rotinas de detecção de borda que diferenciassem os tecidos, infelizmente tais rotinas se mostraram difíceis de serem ajustadas e implementadas. Devido ao pouco tempo disponível decidi utilizar a solução mais trabalhosa mas melhor a curtíssimo prazo, ou seja a pintura manual de todos os tecidos. Assim as imagens como a da figura 3.1 foram pintadas uma a uma e obtivemos imagens como a da figura 3.2. Assim os pontos de cor amarela representam o cérebro, os de cor azul representam a pele e gordura (constantes físicas muito semelhantes), cor branca representa os ossos e cor vermelha representa músculos. Nesta figura não está mostrado mas a cor marrom representa os olhos.

Agora já dispúnhamos de um modelo para a cabeça mas como o computador iria utilizá-lo, não esquecendo que o software iria ser utilizado em máquinas de 32, 46 e 64 bits,

como carregar a figura? A resposta foi a conversão dos arquivos em um formato não comprimido, 8 bits, que representa uma matriz diretamente, ou seja, o formato BMP.

Infelizmente a diferença de arquiteturas computacionais me levaram a converter os arquivos .BMP em arquivos texto com extensão .fd , escolhida por mim. Este formato de arquivo tem a seqüência mostrada na figura 3.3.



Figura 3.2 – Figura já pintada.

```
x – número de colunas do arquivo
y - número de linhas do arquivo
dado11
dado12
etc..
-1 - indica nova linha
dado21
dado22
etc..
```

Tabela 3.3 – Padrão utilizado no formato .fd

Assim a o modelo de cabeça esta pronto para ser carregado pelo computador, para isto basta carregar um a um e armazena-los em um matriz de $[x][y][z]$ onde z é o número de figuras carregadas. Com isto temos uma descrição exata do meio fisico por onde a onda eletromagnética se propaga.

3.3 O Código em 3d e Aperfeiçoamentos para o Cray T90

O algoritmo **FD-TD** é extremamente poderoso e rápido em máquinas de baixo poder

computacional e com apenas 1 processador como o caso dos PC's existentes em nossas mesas. Porém este algoritmo é perfeito para máquinas com processamento paralelo e vetorial como o Cray disponível no Centro Nacional de Supercomputação, CESUP, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Contudo a otimização automática do compilador cc da SGI nem sempre é preciso quanto a dependência de variáveis, por exemplo:

```
for(i=0; i<(nx); i++)
{
  for(j=0; j<(ny-1); j++)
  {
    for(k=0; k<(nz); k++)
    {
      hy[i][j][k] = ((Dax+Daz)/DOIS)*hy[i][j][k] +
        (Dbx*(ez[i+1][j+1][k] - ez[i][j+1][k])/dx -
         Dbz*(ex[i][j+1][k+1] - ex[i][j+1][k])/dz);
    }
  }
}
```

No código acima o relatório de compilação informa:

```
CC-6512 cc: TASKING File = ftd3d.c, Line = 382
A loop was not tasked because a recurrence was found between "hz"
and "ex" at line 400.
```

Deste modo devemos forçar a vetorização do laço com a diretiva de compilação:

```
#ifdef _CRAYC /* Verifica se a maquina é um CRAY */
#pragma _CRI ivdep /* Força a vetorização */
#endif
```

Com esta simples diretiva antes de todos os looping de atualização de campo, os 6 looping's, obtemos uma ganho de performance de quase 200%, passando de alguns MFLOPS para 330 MFLOPS, o que é abaixo ainda da capacidade da máquina, mas suficiente para a aplicação. O relatório de compilação informa para cada loop precedido por esta diretiva:

```
CC-6203 cc: VECTOR File = ftd3d.c, Line = 409
A loop was vectorized because a "#pragma _CRI ivdep" directive
was specified.
```

O restante das otimizações, task, inline e scalar é bem aplicada pelo compilador, bastando para isto acrescentar a opção -O3 quando compilamos nosso programa.

Para as simulações utilizamos cerca de 9 hora de tempo de CPU e 42Mb de memória para uma grade de 160 pontos de altura por 120 pontos de largura e 43 frames.

4 RESULTADOS

4.1 Resultados Preliminares em 2 Dimensões

Obtive os resultados preliminares através do algoritmo 2d para uma onda TM. A maneira pela qual o software carrega a descrição de materiais foi descrita em 3.2. Utilizamos um domínio de 360 x 360 pixels, já que são apenas 2 dimensões pude usar tal dimensões sem a necessidade de memória muito grande ou grande poder de processamento. Utilizei um corte frontal da cabeça de um homem.

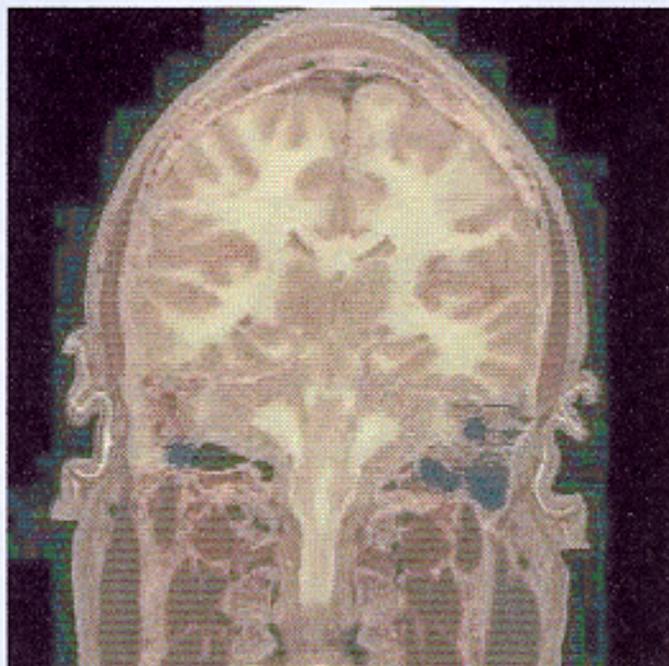


Figura 4.1 – Imagem usada para as simulações em 2 dimensões.

Após o processamento descrito em 3.2, o programa foi executado para um tempo de simulação de 1.8ns. A antena foi simulada apenas forçando o campo elétrico no local desejado com uma onda de $10 \cdot \sin(W.t)$, devo lembrar que este artifício induz a erros e seu modelo pode ser muito melhorado. Usei também a borda absorvedora segundo descrito em 2.5 para evitar reflexões ao interior do domínio. Na figura 4.2 podemos ver o resultado obtido, podemos ver as áreas da cabeça onde a energia é absorvida em maior grau. Na pele e no cérebro é a região que mais dissipa energia. Isto significa maior aquecimento instantâneo, já que a corrente sanguínea se encarrega do resfriamento em curto prazo.

A potência média por unidade de massa ou **SAR** ficou em torno de 2,5 W/Kg o que está coerente com outras simulações feitas ao redor do mundo. Se realmente tivermos um

SAR de 2,5 W/Kg então teremos ultrapassado em muito a norma. Este valor numérico não é de todo confiável pois como já mencionamos anteriormente o modelamento da antena não foi o mais adequado. O maior valor desta simulação, enquanto não mudamos o modelo de antena, está justamente na visão de como a energia se distribui nos tecidos da cabeça.

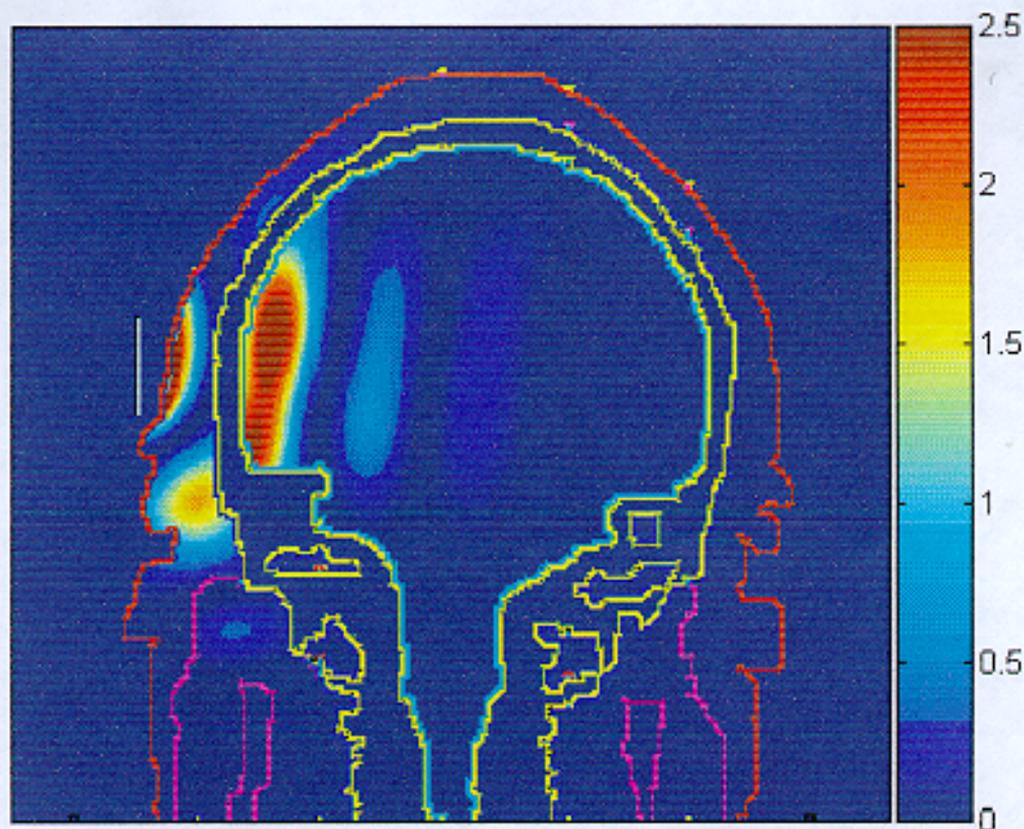


Figura 4.2- Distribuição de energia, em SAR, na cabeça do usuário.

Um fator importante a ser considerado é a falta de simetria no aquecimento do cérebro, o que talvez agrave ainda mais os possíveis efeitos decorrentes deste aquecimento. Após estas simulações passei para o caso mais complexo, ou seja, o algoritmo em 3 dimensões.

4.2 Resultados em 3 Dimensões

Para as simulações em 3 dimensões necessitei de uma quantidade generosa de memória e processamento. Por este motivos utilizamos o supercomputador Cray TS90 do CESUP, como dito anteriormente. Infelizmente o *no-break* que suporta o Cray no CESUP falhou no início de julho, o que obrigou o desligamento do mesmo por tempo indeterminado, até 21 de Julho a máquina ainda não havia sido religada. Por este motivo não temos um número grande de imagens em 3 dimensões, mas apenas as obtidas anterior a falha do sistema.

Na figura 4.3 está um das imagens usadas para a descrição dos tecidos da cabeça.

Após processada como descrito no capítulo 3.2 utilizamos o programa desenvolvido durante o estágio para a solução do problema.

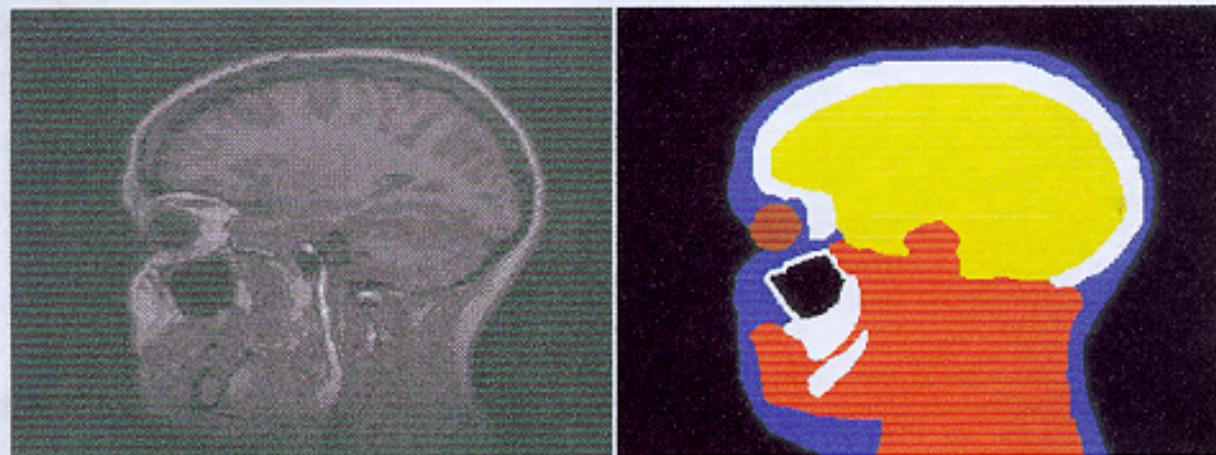


Figura 4.3 – Imagem antes e depois do processamento, pronta para ser usada pelo programa.

O programa foi executado para um tempo de simulado de 4,7 ns. Abaixo as imagens obtidas do mesmo. A figura 4.4 mostra a distribuição de energia em 1 dimensão, de um corte frontal no plano da antena na linha de maior energia. Podemos observar resultados semelhantes aos obtidos com a simulação em 2 dimensões.

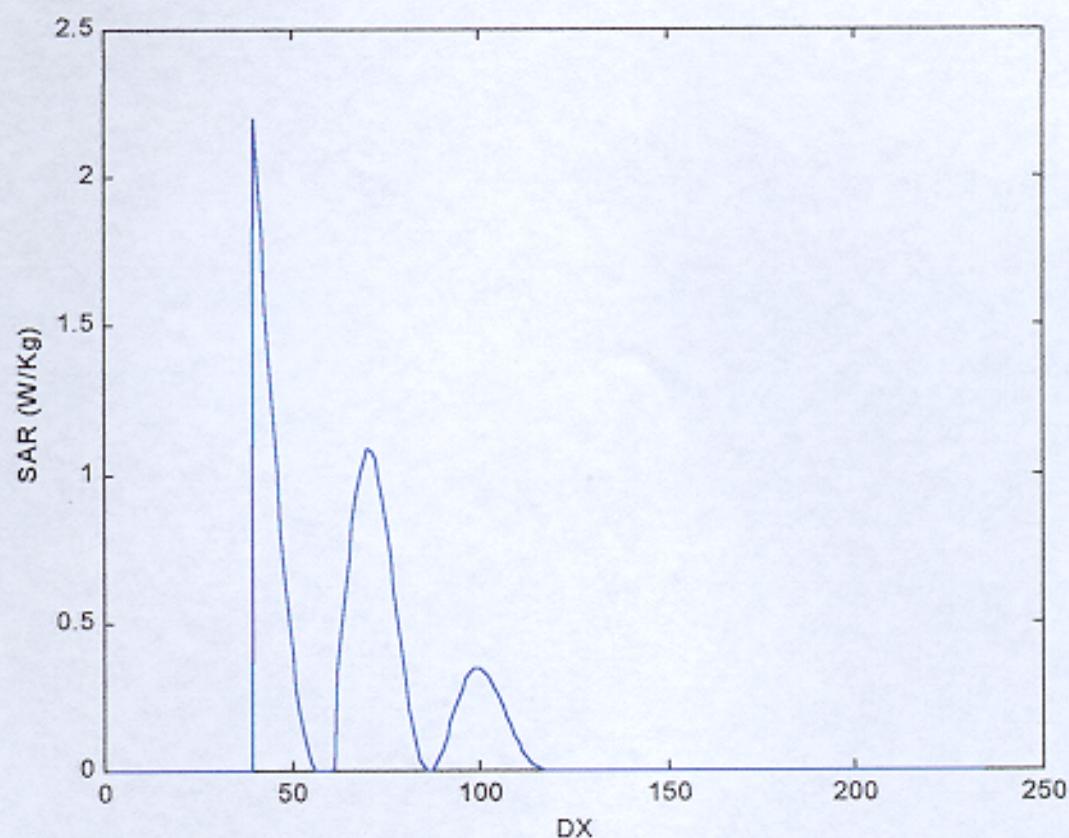


Figura 4.4 – Distribuição de energia. Linha de máxima energia no plano da antena

Na figura 4.5 mostramos a distribuição de energia em uma profundidade de 3,2 cm, ou seja na altura dos olhos.

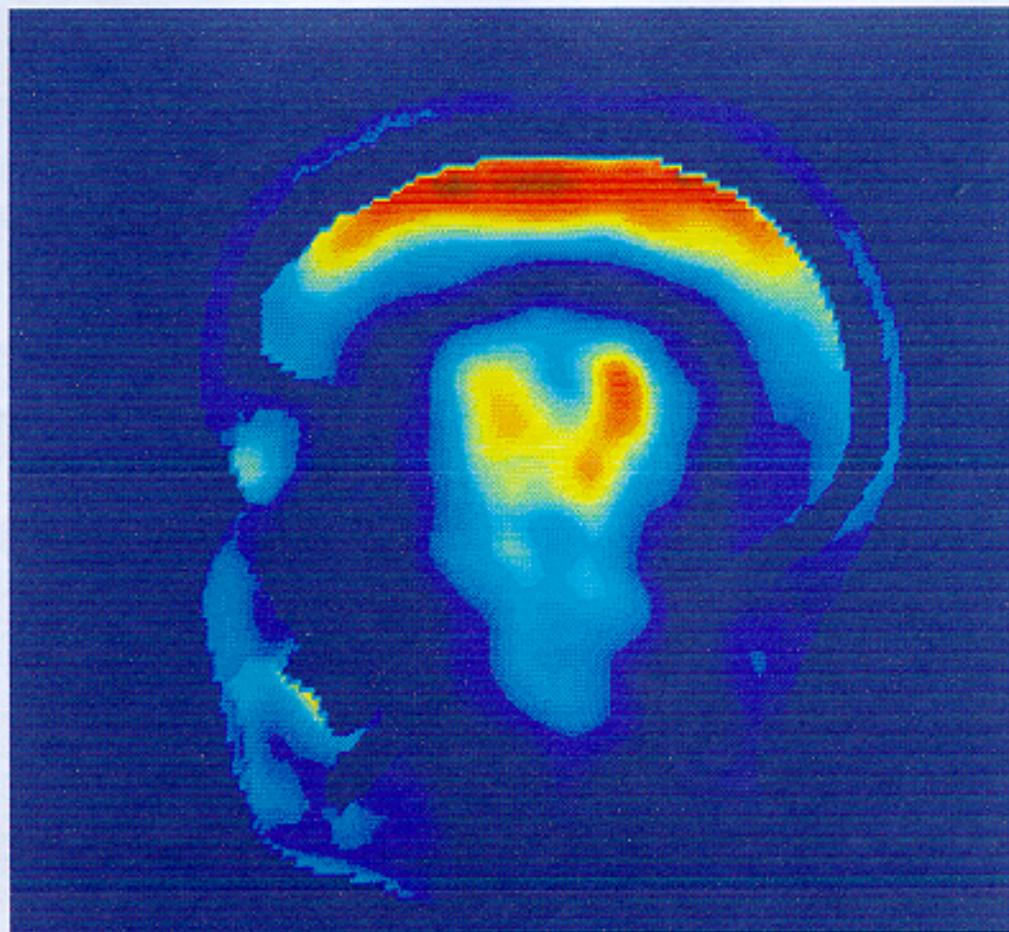


Figura 4.5 – Distribuição de potências na cabeça

Podemos verificar que uma quantidade apreciável de energia é dissipada nos olhos. Somando a isso a baixa irrigação sanguínea do cristalino, nos deparamos com problemas de aquecimento, e dependendo do tempo de exposição o surgimento de cataratas. Nota-se também a energia dissipada no cérebro. Exatamente como na simulação em 2 dimensões o cérebro foi órgão que mais absorve esta energia.

5 PRÓXIMOS PASSOS

Muito pode ser feito para melhorar o modelo de simulação. Citarei aqui alguns aspectos nos modelos empregados que podem ser mudados para uma maior confiabilidade numérica destes resultados.

Um modelo mais adequado de antena: O modelo utilizado nas simulação apenas força o campo elétrico em determinados pontos, isto é chamado de implementação “*Hard source*” em diversas bibliografias. Nesta implementação não é considerada impedância, diretividade. Um novo modelo deverá prever todos estes detalhes. Também será possível, através deste novo modelo, propormos um solução para o problema estudando e simulando novos diagramas de radiação para antenas alternativas.

Um modelo ainda mais detalhado de cabeça: No modelo de cabeça utilizado simplificações foram feitas, gordura e pele idênticas por exemplo. Um modelo detalhado de cabeça traria resultados mais confiáveis em comprimentos de onda menores, caso o programa fosse utilizado para a simulação em outras frequências.

Uma realimentação para os parâmetros como condutividade e permissividade visto que estes variam com a temperatura e com a frequência. O programa deveria calcular o aumento de temperatura, assim variar os parâmetros físicos em função deste aumento de temperatura.

Variações nos modelos seriam úteis para estender os limites do método **FD-TD** aplicado as equações de Maxwell. Os limites deste método ainda não estão bem definido visto que novas abordagens são estudadas em vários lugares do mundo, aparecendo novidades a cada ano.

6 CONCLUSÃO

Pelo método **FD-TD** podemos observar a distribuição de energias, e conseqüentemente as áreas mais afetadas da cabeça do usuário de um telefone celular. Cabe aos biólogos, médicos e profissionais da saúde pesquisar os efeitos de tais energias sobre tecidos vivos. Cabe a nós engenheiros, físicos e profissionais técnicos desenvolver soluções para minimizar o problema, mesmo que este não seja um perigo real para os usuário. Visto que grande parte da energia é dissipada e não contribui para a comunicação, um novo modelo de antena além de mais seguro seria mais econômico

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Berenger, J. P.; "A perfect matched layer for free-space simulations in finite-difference computer codes"; Annales des Telecommunications, 1994.
2. Berenger, J. P.; "A perfect matched layer for the absorption of electromagnetic waves"; J. Computational Physics, vol.114; 1994; pp.268-270.
3. Cray Research Inc; Cray C/C++ Reference Manual; 1999.
4. Cray Research Inc; Cray TE C and C++ Optimization Guide; 1999.
5. Cray Research Inc; Guide to Parallel Vector Applications; 1999
6. Cray Research Inc; Optimizing Code on Cray PVP Systems; 1997
7. Taflove, Allen; Advances in Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method; Artech House; Inc. 1998; ISBN 0-89006-834-8
8. Taflove, Allen; Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method; Artech House; Inc. 1995; ISBN 0-89006-792-9
9. Yee, Kane S.; "Numerical solutions of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media", IEEE trans. Antennas and Propagation, vol14., 1966,pp.302-307.
10. Willian, Murray H.; Borland C++ 4.0; Makron Books; Inc. 1993; ISBN 85-346-0323-5