

Distância da Antena e Potência Absorvida na Cabeça do Usuário do Telefone Celular

Álvaro A. de Salles, Claudio Fernández e Mateus Bonadiman
Depto. de Eng. Elétrica, UFRGS, Av. Osvaldo Aranha 103, Porto Alegre, 90.035-190, RS

Resumo — Neste trabalho é resumido o desenvolvimento de um programa para cálculo da Taxa de Absorção Específica (SAR) na cabeça e no olho de um usuário de telefone celular. São mostrados os resultados obtidos com estas simulações, comparações com os resultados simulados e medidos por outros autores, bem como alternativas visando minimizar os riscos da absorção do campo para a saúde dos usuários.¹

Palavras-chaves — Telefone Celular, Efeitos Biológicos, Taxa de Absorção Específica (SAR), Diferenças Finitas no Domínio Tempo (FDTD).

I. INTRODUÇÃO

De alguns anos para cá tem havido uma significativa expansão dos sistemas de telefonia celular em nosso país, visando atender a uma demanda que tem crescido muito mais rapidamente que quaisquer previsões mais otimistas. Atualmente são mais que 17 milhões de usuários no Brasil, e previsões oficiais estimam que até o final do ano 2000 deverá haver cerca de 27 milhões de terminais portáteis. Juntamente com a popularização da utilização dos telefones celulares tem crescido também a preocupação da população com os possíveis riscos à saúde causados pela exposição aos campos eletromagnéticos irradiados por estes equipamentos. Estes, em sua grande maioria utilizam antenas do tipo monopolo vertical, operadas via de regra muito próximas da cabeça do usuário (p.ex., 1 cm, ou menos que isto). Estas antenas, afastadas de quaisquer obstáculos, irradiam simetricamente em um plano horizontal. Entretanto, simulações e medidas mostram que à medida que estas antenas são aproximadas da cabeça do usuário, a potência absorvida em diferentes tecidos da cabeça cresce substancialmente, com o conseqüente decréscimo da potência transmitida para a Estação de Rádio Base (ERB) com a qual estão se comunicando. Nestas condições, diversos efeitos indesejáveis podem ocorrer, além dos riscos à saúde, p. ex.: (a) a ligação fica prejudicada, e o controle automático de nível de potência transmitida se ajusta para os níveis mais elevados (próximos a 600 mW); (b) a carga da bateria é consumida mais rapidamente; (c) ficam também alteradas outras características importantes como impedância de entrada da antena, seu diagrama de irradiação, etc.

Alguns usuários relatam sensação de aquecimento na região da orelha quando a antena está próxima e a conversação dura mais que alguns minutos. Esta sensação

térmica ocorre somente na periferia do corpo, onde estão localizados nossos sensores de temperatura. Entretanto, os campos eletromagnéticos nas frequências típicas dos celulares em uso no Brasil (próximas a 850 MHz) penetram no cérebro, onde células mais sensíveis e de extrema importância para o ser humano (como os neurônios, moléculas de DNA, proteínas, etc.) podem estar sujeitas aos “efeitos térmicos” e aos “efeitos não térmicos”, que serão discutidos a seguir. Em alguns casos (p.ex., serviços de segurança, polícia, imprensa, etc.) a antena do comunicador portátil pode irradiar muito próximo do olho do operador, onde já foram constatados efeitos térmicos importantes (p.ex.: catarata e glaucoma). Daí, novos tipos de antenas deverão ser desenvolvidas, visando irradiar mais no sentido oposto à cabeça, minimizando a energia aí absorvida, melhorando a comunicação com a estação base mais próxima, com menor consumo de bateria.

Na segunda metade de 1999, a Anatel (Agência Nacional de Telecomunicações) divulgou a adoção provisória dos limites de exposição humana a campos eletromagnéticos não-ionizantes estabelecidos pela ICNIRP (*International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*) [1]. Estas recomendações incluem limites bastante próximos aos estabelecidos pela norma proposta pelo IEEE e adotada pela ANSI (*American National Standards Institute*) dos USA [2]. Estas duas são as normas mais referenciadas internacionalmente, e ambas foram estabelecidas com base essencialmente nos “efeitos térmicos” dos campos eletromagnéticos [3,4]. Recentemente os “efeitos não-térmicos” têm sido mais pesquisados (inclusive em experiências com cobaias), e existe a possibilidade que em um futuro próximo os limites de exposição recomendados incluam também estes efeitos [5-8]. A própria OMS (Organização Mundial da Saúde) está financiando um projeto de 5 anos orçado em US\$ 23 milhões (iniciado em 1996, e do qual fazem parte 45 países e oito organizações internacionais) em que um dos objetivos principais é estudo destes efeitos “não-térmicos” [9]. Entretanto, a maior parte dos resultados destes estudos deverão demorar ainda mais alguns anos para serem divulgados.

Para melhor caracterizar a interação da antena com a cabeça do operador, diferentes métodos numéricos para simular a absorção dos campos nos tecidos envolvidos podem ser empregados. Porque é atualmente a escolha mais apropriada e eficaz para simulação de estruturas altamente não-homogêneas, o método das diferenças finitas no domínio do tempo (FDTD) tem sido utilizado por diversos autores [10-13]. Em um trabalho anterior, a simulação utilizando o método FDTD foi mostrado com mais detalhes [14].

¹ A. Salles, aasalles@vortex.ufrgs.br, Tel. + 55-51-3163517, Fax + 55-51-3163293, C. Fernández, fdez@iee.ufrgs.br, Tel. + 55-51-3163300, M. Bonadiman, mbonad@iee.ufrgs.br.

Este trabalho foi parcialmente suportado pelo CNPq.

Neste trabalho, após uma rápida discussão dos efeitos térmicos e não-térmicos, é feita uma breve exposição do método de simulação FDTD. Após, utilizando este método, os efeitos da variação da distância da antena à cabeça e ao olho do usuário são simulados, comparados com os resultados obtidos por outros autores e com alguns resultados medidos. Finalmente, alternativas para minimizar a absorção de energia na cabeça, bem como comentários e conclusões são apresentados.

II. PRINCIPAIS EFEITOS BIOLÓGICOS

Os principais efeitos biológicos das ondas eletromagnéticas podem genericamente ser divididos em dois tipos: (a) “Efeitos Térmicos” e (b) “Efeitos Não Térmicos”, que serão considerados a seguir.

A. “Efeitos Térmicos”

Os efeitos térmicos são aqueles causados por um aquecimento direto dos tecidos biológicos como resultado da absorção da energia eletromagnética num meio dissipativo, por exemplo nos meios dielétricos dissipativos onde a permissividade (ou constante dielétrica) apresenta uma parte imaginária maior que zero. A parte imaginária (ϵ_r'') da permissividade relativa de um dielétrico dissipativo pode ser relacionada a uma condutividade equivalente :

$$\mathbf{s} = 2 \mathbf{p} f \epsilon_0 \mathbf{e}_r'' \text{ (S/m)} \quad (1)$$

onde f é a frequência e ϵ_0 é a permissividade do vácuo. Tanto os valores das partes real (ϵ_r') e imaginária (ϵ_r'') da permissividade relativa ($\epsilon_r = \epsilon_r' + j \epsilon_r''$), bem como da condutividade equivalente σ variam substancialmente com a frequência e com o tipo de tecido [15]. Ao contrário das radiações não ionizantes em comprimentos de onda menores (p.ex., no infravermelho), as radiações em microondas e em Rádio Frequência (RF) não são somente absorvidas pela pele, mas dependendo da frequência, em camadas mais profundas de tecidos também. Uma vez 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.

Então, genericamente, todos os efeitos que podem ser devidos a um aumento de temperatura nos tecidos são chamados efeitos térmicos. Estes efeitos térmicos têm sido estudados há muitas décadas [5-8], e os resultados da absorção dos campos eletromagnéticos por diferentes tipos de tecidos são relativamente bem conhecidos, existindo mesmo normas internacionalmente aceitas que estabelecem limites de exposição em função da frequência de operação, do tempo de exposição, do tipo de usuário, etc. [1,2] Os limites de exposição podem ser expressos em densidade de potência incidente (p.ex., em mW/cm²). Por outro lado, um parâmetro dosimétrico largamente utilizado é a “Taxa de Absorção Específica” (ou SAR - “*Specific Absorption Rate*”, em

inglês), que é definida como “a derivada no tempo do aumento de energia “ $\int W$ ” absorvida ou dissipada num elemento de massa “ $\int m$ ” contida num elemento de volume “ $\int V$ ” cuja massa específica é “ ρ ” ” [4,16], e que analiticamente pode ser expressa por:

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\partial m} = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\rho(\partial V)} \text{ (mW / g)} \quad (2)$$

Daí, é possível, em outras palavras, dizer-se que a SAR quantifica a potência absorvida por unidade de massa. Utilizando o teorema do Vetor de Poynting para campos eletromagnéticos com excitação senoidal no domínio da frequência, a SAR pode ser também expressa por:

$$SAR = \frac{\mathbf{s}}{2\mathbf{r}} |E_i|^2 = \frac{\mathbf{v} \mathbf{e}_0 \mathbf{e}_r''}{2\mathbf{r}} |E_i|^2 = \frac{|J_i|^2}{2\mathbf{r}\mathbf{s}} \text{ (mW / g)} \quad (3)$$

onde E_i e J_i são os valores de pico do campo elétrico e da densidade de corrente no local considerado. Observa-se que a SAR é diretamente proporcional ao aumento local de temperatura, responsável pelos efeitos térmicos:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{SAR}{C_p} \text{ (}^\circ\text{C / s)} \quad (4)$$

onde T é a temperatura, e C_p é o calor específico do tecido (J/kg $^\circ\text{C}$). Para exposição do corpo inteiro por exemplo, pode-se considerar a SAR média, que será então a relação entre a potência total absorvida pelo corpo e sua massa. Entretanto, para aquecimentos localizados, como os produzidos pelos telefones celulares emitindo muito próximos (p.ex., a 2 cm, 1 cm ou menos) da cabeça do usuário, deve ser usada a SAR local, que é definida como a potência absorvida (em mW, p. ex.) por um grama de tecido. Pela norma IEEE/ANSI, para as frequências do celular no Brasil, a SAR de 1,6 mW/g não deve ser ultrapassada.

B. “Efeitos Não-Térmicos”

Os efeitos “não-térmicos” são por exemplo efeitos bioquímicos ou eletrofísicos causados diretamente pelos campos eletromagnéticos induzidos, e não indiretamente por um aumento localizado ou distribuído de temperatura. Alguns efeitos “não-térmicos” reportados na literatura incluem efeitos nos sistemas nervoso, cardiovascular e imunológico, bem como no metabolismo e em fatores hereditários [5-7]. Entretanto, nestas áreas os resultados ainda são polêmicos, não existindo via de regra conclusões definitivas, o que poderá ainda demorar muitos anos. Alguns resultados são mesmo conflitantes, especialmente devido a técnicas experimentais não muito confiáveis. Por exemplo, (a) os métodos utilizados para caracterizar os sintomas em estudos epidemiológicos; (b) dosimetria em RF e microondas, especialmente em campo próximo; e (c) a presença de influências estranhas não consideradas na interpretação dos resultados.

Efeitos que foram claramente demonstrados incluem a alteração no fluxo de íons através das membranas das células (afetando particularmente as propriedades eletro-fisiológicas das células nervosas), alteração na mobilidade dos íons de cálcio (particularmente nos tecidos do cérebro), alterações na síntese de DNA e na transcrição de RNA e efeitos na resposta de células normais a moléculas sinalizantes (incluindo hormônios, neurotransmissores e fatores de crescimento) [6]. Alterações no fluxo de cálcio em células, na barreira entre o sangue e o cérebro (*“blood-brain barrier”*, que protege o cérebro de certas toxinas) e no desenvolvimento de tumores cerebrais foram também reportados [15].

Entre outras, uma incerteza importante que está para ser confirmada é se estes efeitos não térmicos podem ou não ocorrer em taxas de absorção específicas bem abaixo daquelas observadas para os efeitos térmicos. Efeitos no sistema imunológico foram constatados em cobaias quando a SAR era maior que 0,4 mW/g, as células nervosas eram influenciadas quando os valores de SAR eram superiores a 2 mW/g e exposição a SAR entre 2 e 3 mW/g promoveu a ocorrência de câncer ou carcinomas em ratos [6]. Além disso, alterações no sistema endócrino e na química sanguínea foram relatados quando a SAR é maior que 1 mW/g e alterações nos sistemas hematológicos e imunológicos ocorrem quando a SAR é igual ou maior que 0,5 mW/g para exposições prolongadas [16]. Alguns autores resumem os dados experimentais em cobaias sugerindo que os efeitos aparecem em SAR médias entre 1 a 4 mW/g, e isto tem sido um critério adotado nas normas mais recentes [16].

Reverendo a literatura, observa-se que, à medida que as pesquisas avançam e novos resultados aparecem, as normas são atualizadas e novos limites mais restritivos são sugeridos [1-2]. Entre as muitas dúvidas que ainda estão por ser esclarecidas é possível ressaltar-se por exemplo, como o campo eletromagnético atua em determinadas estruturas, como: (a) nos cromossomos ou nas moléculas de DNA que constituem os genes [15], e (b) na alteração da mobilidade dos íons (p.ex., de cálcio), particularmente em tecidos do cérebro e nas propriedades eletrofisiológicas das células nervosas [6]. Por outro lado, é sabido que um estágio inicial do desenvolvimento do câncer é uma alteração no código genético de células do corpo, isto é, a molécula de DNA.

III. O ALGORITMO

O algoritmo para o cálculo da SAR, parte do reconhecimento de imagens médicas, que determinam o domínio numérico onde o campo é calculado utilizando o método FDTD. Após a determinação do espaço físico do problema, através de um conjunto de imagens bidimensionais, o programa cria uma matriz para cada imagem capturada. Cada célula desta matriz estará relacionada a uma localização no espaço e a um tecido específico, referente a sua posição. É simulado então um dipolo magnético, que será a condição de contorno conhecida no método numérico ou a fonte do campo eletromagnético e se faz com que este assuma as características semelhantes a antena de um aparelho celular, onde se tem frequência e

potência pré-estabelecidas. Estas ondas se propagam a partir da fonte, desde uma condição inicial de campos nulos em todo o domínio, e através de um número elevado de iterações, penetram na cabeça do usuário. Após a convergência numérica, o valor de campo calculado em todas as iterações é utilizado para o cálculo da SAR em cada célula do domínio. Estes dados calculados são armazenados novamente em matrizes e transformados posteriormente em novas imagens, através das quais, é possível visualizar as distribuições de intensidade de campo e da SAR.

A. Implementação do Modelo

O modelamento da cabeça do usuário foi obtido a partir de imagens médicas disponíveis [17]. No total foram usadas 208 imagens de cortes sagitais, com espaçamento de 9 mm. Cada imagem é composta de 225 x 256 pontos ou pixels, compondo uma malha de 57.600 células. Para melhor auxílio na discretização dos tecidos, foram usadas imagens auxiliares de Raio-X e Ressonância Magnética.

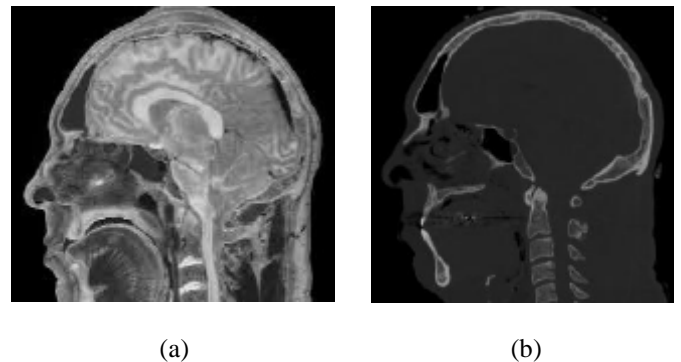


Fig. 1. Imagens médicas obtidas (a) Corte Sagital da cabeça, e (b) Raio-x do mesmo corte.

Com o auxílio de ferramentas gráficas, foram separadas, de forma simplificada em cada imagem os diferentes tecidos que a compõe e que serão considerados homogêneos nos cálculos: pele/gordura, músculos, ossos, cérebro, olhos e o próprio ar, usando para isto cores primárias para maior facilidade em posterior reconhecimento.

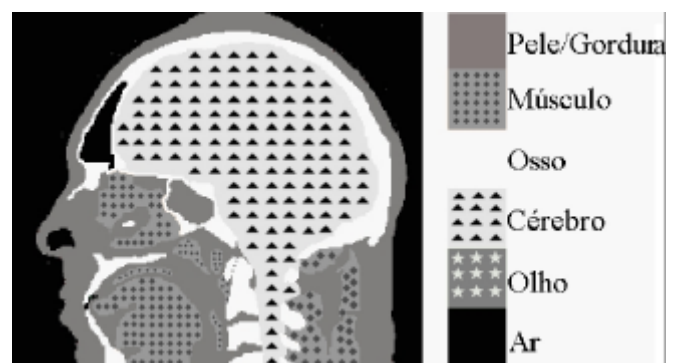


Fig. 2. Imagem simplificada da cabeça com seus tecidos já separados. Esta imagem representa um plano da matriz domínio.

A partir desta imagem mais simples convertida em arquivo “*bitmap*”, relacionando um dado valor a cada cor, é fácil extrair uma matriz bidimensional numérica, onde cada célula será indexada a um tecido. As características destes tecidos da Tabela I, foram mostradas em [10] e [13]. Estas características dos tecidos são consideradas invariantes, com seus valores constantes, durante as atuais simulações que cobrem espaços de tempo da ordem de nanosegundos.

TABELA I
CARACTERÍSTICAS DOS TECIDOS USADOS NA SIMULAÇÃO

Tecido	ϵ_r	σ [mho/m]	ρ [Kg/l]
Pele/Gordura	34.5	0.600	1.10
Músculo	58.5	1.210	1.04
Osso	8.0	1.105	1.85
Cérebro	55.0	1.230	1.30
Olho	67.9	1.680	1.02

Ao ser rodado o programa principal, obtém-se através da soma das 208 imagens, uma matriz tridimensional (domínio do problema) composta de 11.980.800 células.

B. Modelamento da Antena

Para o modelamento de uma antena tipo monopolo ou dipolo podem-se usar diferentes aproximações. Como primeira aproximação, uma vez definidos os pontos do espaço onde está localizada a antena, é possível forçar neles o valor do campo elétrico tangencial (paralelo à direção principal da mesma), ou o campo magnético nas células da vizinhança de um plano normal à direção da antena, ajustado aos valores de corrente na antena, ou ainda ambos campos \mathbf{E} e \mathbf{H} simultaneamente. Neste caso, os pontos do domínio que representam a antena formam parte de uma coluna da matriz, e aparecerão no algoritmo como uma fonte de sinal ou "porta de entrada" eletromagnética.

Uma aproximação mais precisa consiste em descrever o material da antena (metal) como condutor ideal, forçando a nulidade dos campos elétricos tangenciais à direção principal do condutor, descrito na nossa aplicação por quatro colunas adjacentes. Isto pode ser utilizado para o projeto e dimensionamento de antenas direcionais que visem menor emissão no sentido do usuário do celular. Nesta aproximação, a “porta eletromagnética” será apenas os quatro pontos base da antena. Para evitar irradiação direta desde estes pontos, os mesmos são cercados por um plano terra, onde os campos são forçados à nulidade.

Exceto quando indicado diferente o sinal de entrada eletromagnético é um sinal senoidal de frequência 850 MHz, típica da telefonia celular usada no Brasil,

C. Convergência do Algoritmo (“*Magic Step*”)

Os critérios de convergência do algoritmo desenvolvido são os mesmos de um algoritmo FDTD genérico [18]. Usando uma malha de discretização homogênea de $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 9\text{mm}$ e para uma onda propagante de frequência igual a 850MHz, o intervalo de tempo entre iterações deve ser menor ou igual que $\Delta t = 3,4665 \times 10^{-12}$ segundos. Para estes valores de $\Delta x = \Delta y = \Delta z$, e o tempo Δt entre iterações, se

demonstra que o resultado da solução numérica (nos pontos onde é calculada) é exato, idêntico ao da solução algébrica, se esta existir, sendo cancelados os erros de quantização, tendo apenas o erro derivado do truncamento computacional. Por estas propriedades, este intervalo de tempo é chamado de “*Magic Step*” [18].

D. Como conseguir a estabilidade do método no limite do domínio

Um problema já clássico nos algoritmos FDTD deriva das reflexões da onda propagante nas bordas do domínio [19]. A primeira aproximação para uma condição de contorno na borda do domínio seria a de supor os campos suficientemente atenuados para considerarmos o seu valor nulo. Porém, imediatamente podem ser observadas as semelhanças entre esta solução e a modelagem de uma superfície metálica, perfeitamente condutora e portanto refletora. Entre as diferentes soluções propostas (como p.ex., cálculo do valor da condição de contorno usando equações de campo distante, uso de equações e algoritmos específicos para as regiões limites do domínio, etc [19]) foi escolhido, após alguns ensaios com outros métodos, utilizar um material de borda com características absorvedoras como as PML, ABC, de Bérenger [20,21]. Foi implementada, então, uma camada absorvedora de uma profundidade de 30 células do domínio com diferentes materiais com características anisotrópicas de condutividade. Com esta solução são obtidas atenuações superiores a 30 dB na reflexão (Fig. 3), e já foram relatadas atenuações de mais de 70dB por outros autores [19].

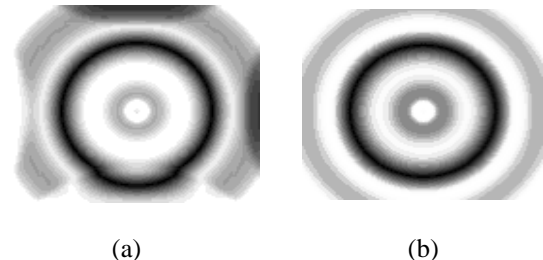


Fig. 3. Imagens da propagação do campo eletromagnético no ar: (a) Reflexão sem borda absorvedora e, (b) com borda absorvedora. Observadas numa plataforma gráfica especialmente desenvolvida para este programa.

E. Validação do Algoritmo

Parte fundamental das simulações numéricas consta na confiabilidade dos resultados obtidos. Mesmo observadas as condições matemáticas de estabilidade e convergência e avaliados os erros de truncamento, são necessários o teste do algoritmo com problemas dos quais se conhece a solução. No caso presente, embora não se tenha testado o programa com uma bateria completa de problemas “*benchmarks*”, foi comprovada a resposta do mesmo para a propagação de pulsos e ondas senoidais em meios homogêneos, observando os fenômenos mais conhecidos de mudança de comprimento de onda na interface entre dois meios, reflexões e difração em fendas. Para a simulação da propagação de uma onda no ar

foi medida uma velocidade de propagação de 303.000.000 m/s, 1% acima da velocidade da luz, erro este inferior ao que pode ser justificado pela discretização do domínio.

F. Capacidade Computacional Utilizada

Os algoritmos FDTD geralmente requerem massivos recursos computacionais. Se considerarmos que o domínio de cálculo, incluindo as bordas tem mais que 24 milhões de pontos (268x285x316), nos quais são calculadas as diferentes componentes dos diferentes campos, elétrico e magnético, não seria possível processar estas simulações com essa grandeza em computadores PCs usuais. Assim, como é necessária uma grande capacidade de memória (da ordem de 700Mb) e de processamento, para realizar estas simulações, foi utilizado um computador de processamento paralelo CRAY T94 [22], com 5,2GFLOP CPU, 2GB RAM e unidade de disco de 9.5GB SCSI, possibilitando assim estes trabalhos.

IV. RESULTADOS OBTIDOS

Os resultados da SAR obtidos nestas simulações, para diferentes posições e distâncias da antena, assim como os relatados em [10-14,23,24], mostram que em algumas dessas situações os limites das normas [1,2] são superados.

A. Exemplos de Resultados Obtidos (SAR)

Na primeira simulação apresentada, Fig.4, a antena foi posicionada, verticalmente, do lado da cabeça, próxima da posição de uso corrente do celular, tendo como valor de campo 31.6 V/m RMS. Os resultados obtidos, em escala logarítmica ($10 \cdot \log(SAR)$) mostram a SAR num corte interior da cabeça, a 6cm do limite da mesma.

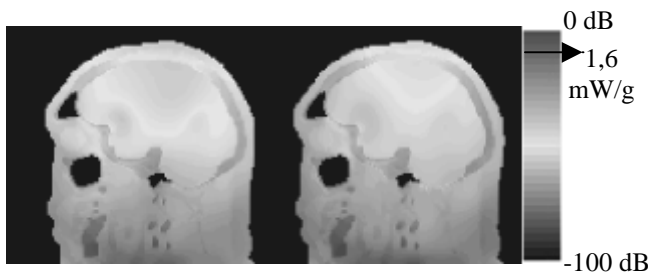


Fig. 4. Imagens obtidas da SAR. Na imagem à esquerda a antena está localizada a 0,54cm da cabeça, e na imagem à direita a 2,08 cm. Em ambas imagens 0dB = 2,5 mW/g.

Este tipo de imagens podem servir para localizar máximos locais ou *hotspots*. Estes valores dependem de muitas variáveis do modelo, mas principalmente do posicionamento da antena em relação ao usuário, e ultrapassam em muitos casos, os valores sugeridos nas normas (p.ex., SAR = 1,6 mW/g na norma ANSI [2]).

O mesmo plano de corte, para uma simulação com a antena posicionada frente ao olho, como é comum no uso de alguns transmissores, mostra resultados que superam amplamente as recomendações, Fig.5.

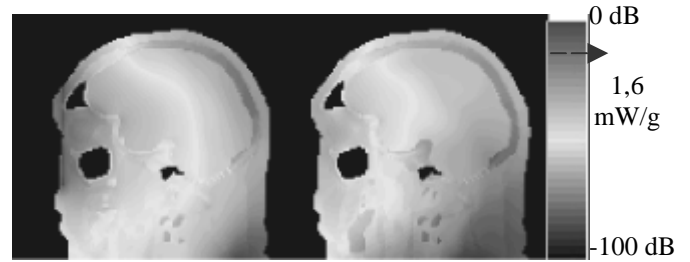


Fig. 5. Imagens obtidas da SAR. Na imagem à esquerda a antena está localizada a 0,54cm do olho, e à direita a 3,78 cm. [0dB = 2,5 mW/g]

B. Comparação com Outros Trabalhos

Considerando os estudos realizados por outros autores que utilizam diferentes métodos numéricos computacionais [10-13] (Fig.6) ou até mesmo medidas em *Phantoms* [24] (Fig. 7), é possível verificar uma similaridade muito grande nas conclusões dos diferentes estudos. A presença de áreas de concentração de campo e o cálculo de valores elevados acima das recomendações são referidos na maioria dos trabalhos que abordam estas simulações.

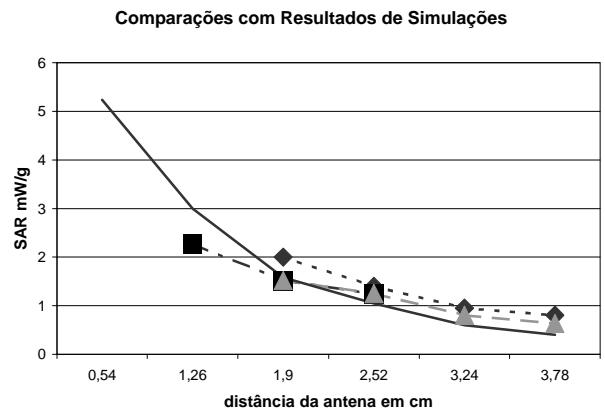


Fig. 6. Gráfico da SAR simulada na cabeça do usuário. A curva contínua obtida neste trabalho (para 31.6 Vpp/m) é comparada com as curvas de vários autores: Losango[10], quadrado [23], triângulo [12], todas com $P_{del}=1 W$.

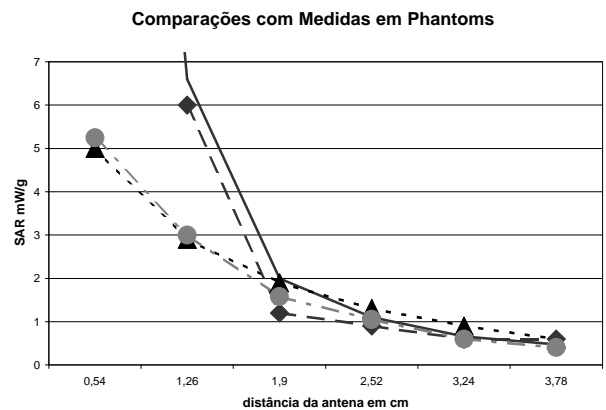


Fig. 7. Valores obtidos nas atuais simulações: olho com antena frontal (curva contínua) e *hotspot* interior ao crânio com antena lateral (círculo), comparados com resultados medidos para antena lateral em modelo homogêneo (triângulo) e *phantom* (losango) [24]. $P_{del}=0.45W$.

As pequenas divergências observadas nos gráficos anteriores se devem a diversos fatores, entre eles, modelamento da antena (potência, frequência, modelo matemático) e cabeça (forma, parâmetros, tamanho da célula).

O importante aumento da SAR com a diminuição da distância entre a antena e a cabeça é observada em todos os casos. Isto é particularmente notado no olho, como vemos na Fig. 8.

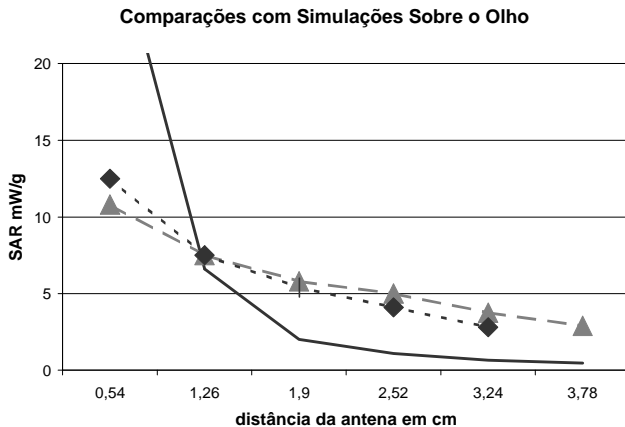


Fig. 8. Gráfico da SAR no olho, com a antena frontal (curva contínua) comparado com uma simulação semelhante para adulto (triângulo) [14] e criança (losango) [14]. Estas últimas com $P_{del}=1$ W.

V. CONCLUSÕES

Foram discutidos os principais efeitos biológicos dos campos eletromagnéticos não-ionizantes e foi feita uma apresentação resumida do algoritmo desenvolvido para simular a taxa de absorção específica (SAR) na cabeça e nos olhos do usuário do telefone celular. Foram apresentados os resultados simulados e comparados com os simulados e medidos por outros autores. Observa-se que quando a antena está muito próxima da cabeça (p.ex., menos que 2 cm), os limites das normas disponíveis são superados. No olho, para distâncias menores que cerca de 4 cm aquelas normas já são superadas. Como estas normas são baseadas essencialmente nos efeitos térmicos, existe a possibilidade (se os efeitos não térmicos forem comprovados) que elas sejam modificadas para níveis mais restritivos. De qualquer forma, novas antenas irradiando mais no sentido oposto a cabeça do usuário devem ser desenvolvidas. O método de FDTD pode ser útil nestes desenvolvimentos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos profs. Marco T.M.B. Vilhena e Jorge Lisbôa, aos Engs. R. S. Machado e S. L. Severo pela colaboração no desenvolvimento do algoritmo de simulação, bem como o CESUP.

VI. REFERÊNCIAS

- [1] ICNIRP Guidelines: "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (Up to 300 GHz)", International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Health Physics", April 1998, Vol. 74, No 4, pp. 494-522.
- [2] American National Standards Institute (ANSI), "IEEE C95.1-1991: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 345 East 47 Street, New York, NY 10017-2394, USA.
- [3] de Salles, A. A. A., "Biological Effects of Microwaves and RF" ("Invited Paper"), 1999 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference, 1999, Rio de Janeiro, pp. 611-617.
- [4] Salles, A. A. A. de, "Efeitos Biológicos dos Telefones Celulares Portáteis", Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações, vol. 11, n. 1, dezembro 1996, pp. 71-80.
- [5] H. Moseley, Medical Physics Handbooks 18, "Non-Ionizing Radiation", Chap. 3 – Biological Effects of Microwaves and RF, pp.38-61.
- [6] J.H. Bernhart, "Non-Ionizing Radiation Safety: Radiofrequency Radiation, Electric and Magnetic Fields", Physics on Medicine and Biology, vol. 37, n. 4, 1992, pp.807-844.
- [7] J.D. Bronzino(ed.), "The Biomedical Engineering Handbook", CRC Press & IEEE Press., 1995, pp.1388-1389, and Section IX – "Biologic Effects of Non-ionizing Electromagnetic Fields", pp. 1380-1440.
- [8] L.J. Grant, "Practical aspects of non-ionising radiation protection", The Hospital Physicists' Association, Leeds, 1981.
- [9] "International EMF Project", <http://www.who.int/emf/>
- [10] M.A.Jensen and Y.Rahmat-Samii., "EM interaction of handset antennas and a human in personal communications", Proc. of the IEEE, vol. 83, n. 1, January 1995, pp. 7-17.
- [11] M. Okoniewski and M. A. Stuchly, "A study of the handset antenna and human body interaction", IEEE Trans. on MTT, vol. 44, n. 10, Oct. 1996, pp. 1855-1864.
- [12] S. Watanabe et al., "Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio", IEEE Trans. on MTT, vol.44, n. 10, Oct. 1996, pp.1874-1883.
- [13] P.J. Dimbylow and O. P. Gandhi, "Finite-difference time-domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane-wave exposure from 600 MHz to 3 GHz", Phys. Med. Biol., vol. 36, pp.1075-1089, Aug.1991.
- [14] Salles, A. A., Fernández, C.R. e Bonadiman, M., "Simulação da Taxa de Absorção na Cabeça do Usuário do Telefone Celular", submetido para apresentação no Simpósio Brasileiro de Microondas e Optoeletrônica, João Pessoa, 7-10 agosto 2000.
- [15] Fischetti, M., "The cellular phone scare", IEEE Spectrum, June 1993, pp.43-47.
- [16] Stuchly, M.A., "Mobile Communication Systems and Biological Effects on their Users", The Radio Science Bulletin, n. 275, December 1995, pp.7-13.
- [17] <http://www.vhd.org.br>
- [18] A.Taflove, "Computational Electrodynamics- the Finite Diference Time Domain Method", Artech House 1995, ISBN 0-89006-792-9
- [19] A.Taflove, "Advances in Computational Electrodynamics- the Finite Diference Time Domain Method", Artech House 1998, ISBN 0-89006-834-8.
- [20] Bérenger, J.-P., "Perfectly Matched Layer for the FDTD Solution os Wave-Structure Interaction Problems", IEEE Trans. on Antennas & Propagation, Vol. 44, No. 1 January 1996.
- [21] Bérenger, J.-P., "Improved PML for the FDTD Solution of Wave-Structure Interaction Problems", IEEE Trans. on Antennas & Propagation, Vol. 45, No. 3 March 1997.
- [22] <http://www.cesup.ufrgs.br>
- [23] Chen, H.; Wang, H., "Current and SAR Induced in a Human Head Model by the Electromagnetic Fields Irradiated from a Cellular Phone", IEEE Trans. on Microwave T&T, Vol. 42, No. 12 December 1994.
- [24] Hombach, V. et al, "The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modeling at 900 Mhz", IEEE Trans. on Microwave T&T, Vol. 44, No. 10 October 1996.