

Artigo Original

recebido em 04/06/2001 e aceito em 19/03/2002

Aplicação do método TLM no estudo da interação dos campos irradiados por telefones celulares com a cabeça humana.

A TLM Study of cellular telephones and human head interaction

Hugo Armando Domínguez Almaguer

Aluno de doutorado
Departamento de Engenharia Elétrica – UFSC
C.P. 476, CEP: 88040- 900 - Florianópolis, SC, Brasil
Fax: 55 - 048 331 9280
Tel: 55 - 048 331 7557
e-mail: hugo@eel.ufsc.br

Adroaldo Raizer

Professor Titular
Departamento de Engenharia Elétrica – UFSC
e-mail: raizer@eel.ufsc.br

Resumo

O método de cálculo numérico TLM (*Transmission Line Matrix Method*) é aplicado no estudo da interação das ondas eletromagnéticas de radiofrequência (RF) irradiadas pelas antenas dos telefones celulares com a cabeça do usuário. É feito o cálculo da distribuição espacial do campo elétrico e da taxa de absorção específica (SAR) para um modelo bidimensional (2D), onde a antena do telefone é modelada por um dipolo elétrico operando na frequência de 835 MHz e com uma potência de 0,6 W, sendo estes valores práticos dos telefones celulares analógicos. Para simular a cabeça humana foi utilizado um modelo oval multicamadas, onde foram considerados os parâmetros elétricos da pele, do crânio e do cérebro. São avaliadas as situações onde a antena é colocada a 1,5 cm e 5 cm do modelo da cabeça, tanto para polarização TE quanto TM dos campos. Os resultados obtidos da SAR para as diferentes situações analisadas são discutidos e comparados com os valores limites estabelecidos pelas normas internacionais, observando-se que para determinadas circunstâncias estes valores são ultrapassados.

Palavras Chave: TLM, propagação eletromagnética em meios biológicos, taxa de absorção específica, telefone celular.

Abstract

The Transmission Line Matrix Method (TLM) is applied to study the interaction between the electromagnetic fields irradiated by cellular telephones and the human head. The theoretical values achieved by the calculation of the spatial electric field distribution and the specific absorption rate (SAR) for a two-dimensional head-antenna interaction model are presented. The phone antenna was modeled by an electric dipole, at frequency of 835 MHz and a radiation power of 0.6 W. These are typical values of the analog cellular phones. The head model adopted consists in the cross section of a three-layered tissue oval (skin, skull and brain) phantom. Situations where the phone antenna was placed at 1.5 cm and 5.0 cm from the head model were evaluated, for TE and for TM antenna polarizations. The obtained results for the maximum SAR induced into the head model were compared with the upper safety limit of the international norms, observing that in certain cases these values were exceeded.

Keywords: TLM, electromagnetic propagation in biological media, specific absorption rate, cellular telephone.

Extended Abstract

Introduction

In this work, the Transmission Line Matrix Method (TLM) is applied to study the interaction between the radiated fields created by cellular telephones and the human head. The theoretical values were achieved by the calculation of the spatial electric field distribution and the Specific Absorption Rate (SAR) for a two-dimensional head-antenna interaction model. Situations where the phone antenna was placed at 1.5 cm and 5.0 cm from the head model were evaluated, for TE and for TM antenna polarizations. The obtained results for the maximum SAR induced into the head model were compared with the upper safety limits of the international standards, observing that in certain cases these values were exceeded.

Calculation Model and Method

The 2D – TLM Method - TLM is a numerical modeling technique for EM fields in space and time (Christopoulos, 1995). In a typical TLM simulation, a mesh of TEM transmission lines represents the propagation space. Electric and magnetic fields are made equivalent to voltages and currents in the network, respectively. For two-dimensional modeling it is possible to approach the propagation fields problems in two polarization modes: TM (transverse-magnetic) and TE (transverse-electric). For each one of these modes a different TLM node topology is developed, in order to maintain the analogies between “electric field – voltage” and “magnetic field – current”.

For TM polarization a Shunt TLM node is used. This node is shown in Fig. 1a. The equivalencies between network voltages and currents and field components are shown by (1a – 1c). Also, relations between circuit and medium parameters are described by (3a – 3c).

For TE polarization a Series TLM node is used. This node is shown in Fig. 1b. The equivalencies between network voltages and currents and field components are shown by (2a – 2c). Also, relations between circuit and medium parameters are described by (4a – 4c).

The Head – Phone Interaction Model - The spatial configuration used to model the head-phone interaction is shown in Fig. 2a for TE mode and in Fig 2b for TM mode. The cross section of the head phantom adopted consists in a three-layered tissue ellipse (skin, skull and brain) phantom. The electrical properties and mass density of each tissue, taken from Gandhi (1996) are listed in Table I. It was used a square TLM cell with $DI = 1$ mm. The cell size was chosen

in order to have a good description of physical features as well as to ensure adequate spatial sampling.

The phone antenna was modeled by a $0,3 \lambda$ electric dipole with an operation frequency of 835 MHz and 0.6 W radiated power. The antenna was excited with a gap voltage source. The driven voltage source was then transferred into a sinusoidal time varying electric field polarized along the dipole axis with a uniform amplitude and phase over the gap.

The metallic conductors were modeled by perfectly electrical conducting. The mesh ends were set as open boundaries, and the TLM “matched” (absorbing) boundary condition described by Christopoulos (1995) was used. The length of calculation time was dictated by the time required for the transient solution to decay, and for the steady-state solution to appear.

Once the induced electric field is obtained by the TLM computation, the peaks SAR at each cell in the head were computed using (5).

Results

Figs. 5a and 5b shows the maximum SAR distribution on the head model for TM field polarization with the antenna – head distance at 1.5 and 5.0 cm, respectively.

In a similar way, Figs. 6a and 6b shows the maximum SAR distribution on the head model for TE fields polarization with the antenna – head distance at 1.5 and 5.0 cm, respectively. Table II summarizes the maximum SAR values obtained for the different situations simulated in this work.

Discussion

The obtained results are in good agreement with those predicted by FDTD method, reported by Chen (1994), Gandhi (1996) and Quishan (1999).

It is worth to note that the maximum SAR peak occurs for all patterns in the skin, near to the feed point of the antenna. As SAR falls rapidly with distance, no hot spot deep in the head was found.

Some differences were found between TE and TM cases: for TE polarization the electric field, and consequently the SAR values, attenuated more rapidly into head model than for TM case. However, the maximum SAR values for TE case are bigger than for TM polarization.

It should be noted that for the situations when the phone antenna is very close to the head ($d \leq 1.5$ cm), the SAR values in some regions of skin and brain exceed the upper safety limits established by the international standards.

This investigation confirms that the TLM method is a valid technique for modeling bioelectromagnetic problems.

Introdução

A tendência crescente nos últimos anos do uso intensivo de dispositivos de comunicação móvel, que operam na faixa das radiofrequências (RF) e microondas, têm motivado o interesse da comunidade científica no estudo dos fenômenos da interação entre os campos eletromagnéticos irradiados e o corpo humano, na procura dos possíveis efeitos biológicos adversos à saúde (Chen e Wang, 1994; Gandhi *et al.*, 1996; Oishan *et al.*, 1999; D'Inzeo, 2000). Um dos fatores que mais tem contribuído para esta preocupação é a suspeita da associação dos campos eletromagnéticos com alguns tipos de câncer (Stuchly, 1996; ICNIRP, 1998). O exemplo mais típico desta situação é o uso do telefone celular, onde a antena transmissora fica próxima da cabeça do usuário.

Para compreender estes fenômenos é fundamental explicar os mecanismos básicos que controlam a ação dos campos sobre as células e tecidos biológicos. Assim, é preciso caracterizar e quantificar a distribuição dos campos elétricos e magnéticos, das correntes induzidas e dos níveis de energia absorvida no interior dos tecidos envolvidos. Porém, na atualidade, uma das principais dificuldades enfrentadas pelos pesquisadores é a impossibilidade da medição direta dessas grandezas no interior do corpo humano, precisando, portanto, do auxílio de modelos computacionais e experimentais que simulem os fenômenos da interação entre as antenas dos aparelhos e a cabeça humana.

Neste sentido, o presente trabalho tem a finalidade de apresentar o método de cálculo numérico TLM (*Transmission Line Matrix Method*) como uma eficaz ferramenta para o estudo da distribuição espacial do campo elétrico e da taxa de absorção específica (SAR) em modelos bidimensionais (2D) da interação "telefone celular-cabeça humana". Os resultados obtidos para as diferentes situações analisadas serão discutidos e comparados com os valores limites estabelecidos pelas normas internacionais.

Apesar do método TLM ter sido amplamente empregado na resolução de problemas de propagação de ondas (projetos de estruturas de microondas, antenas, circuitos integrados, etc.), aparentemente sua aplicação em problemas de interação dos campos eletromagnéticos com os sistemas biológicos ainda é insuficiente, sendo um desafio para os atuais pesquisadores do método demonstrar suas potencialidades na área biomédica.

Metodologia

O Método TLM-2D

O TLM é um método matemático utilizado na resolução numérica no domínio do tempo das equações de Maxwell para os casos mais gerais de propagação de ondas eletromagnéticas, isto é, permite a modelagem de problemas com estruturas de geometrias complexas, materiais com propriedades não lineares, não homogêneas e com perdas, além de avaliar na sua formulação mais avançada materiais com parâmetros dispersivos (dependentes da frequência) e anisotrópicos (Christopoulos, 1995; Domínguez e Raizer, 2000; Paul, 1998). Diferentemente de outros métodos numéricos no domínio do tempo, onde as equações de Maxwell são resolvidas diretamente no meio em estudo, o TLM se baseia no uso de redes de circuitos elétricos para a solução de problemas de espalhamento, segundo a teoria ondulatória da luz ou Princípio de Huygens (Christopoulos, 1995).

O TLM tem como destaque, quando comparado com outros métodos numéricos, a simplicidade da sua formulação e implementação computacional e, ao mesmo tempo, ser muito mais intuitivo. Seus elementos possuem uma correspondência direta com os parâmetros físicos do problema, o que o torna de fácil entendimento e aplicação.

Na representação bidimensional do espaço é utilizada uma malha cartesiana de nós, sendo que cada nó corresponde a uma junção entre um par de linhas de transmissão. Impulsos de tensão, espalhando-se isotropicamente sobre esta malha, representam a propagação das ondas eletromagnéticas. Pretende-se com o modelo encontrar em cada nó as tensões refletidas e incidentes e, a partir daí, as componentes de campo elétrico e magnético. Para isso, utilizam-se as equivalências campo elétrico - tensão e campo magnético - corrente (Christopoulos, 1995).

Na modelagem 2D é possível abordar os problemas de propagação dos campos em duas formas de polarização: TM (transverso-magnética), com uma componente de campo elétrico na direção de propagação, normal ao plano onde se encontram duas componentes de campo magnético e TE (transverso-elétrica), com uma componente de campo magnético na direção de propagação, normal ao plano onde se encontram duas componentes de campo elétrico. Neste trabalho em particular a propagação das ondas será considerada na direção do eixo z .

Para cada uma destas polarizações é desenvolvida uma topologia diferente do nó para a montagem da malha

TLM, a fim de se manter a analogia campo elétrico-tensão, campo magnético-corrente (Christopoulos, 1995).

Para o tipo de polarização TM, que envolve só os componentes de campo E_z , H_x e H_y , é utilizado o modelo de malha constituída por linhas de transmissão que se interceptam ortogonalmente, formando nós em derivação (Christopoulos, 1995). O elemento básico deste tipo de malha, conhecido como nó Paralelo ou *shunt* é representado na Figura 1a.

Para o caso do modo TE, onde são calculadas as componentes H_z , E_x e E_y , é utilizada a malha TLM constituída por linhas de transmissão que se interceptam em série. O elemento básico deste tipo de malha, conhecido como nó Série (Christopoulos, 1995; Domínguez e Raizer, 2000), é representado na Figura 1b.

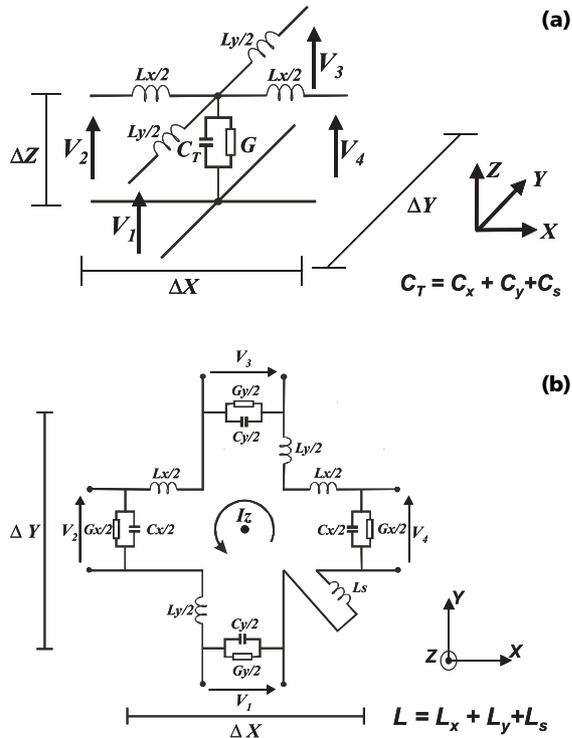


Figura 1. Nós TLM-2D: (a) Paralelo (b) Série. **Figure 1.** 2D-TLM Nodes (a) Shunt topology (b) Series topology.

Nos circuitos das Figuras 1a e 1b, C e L são, respectivamente, as capacitâncias e indutâncias das linhas nas direções x e y para os comprimentos Δx e Δy dos nós. O comprimento Δz é introduzido para preservar a dimensionalidade do equacionamento. Perdas elétricas são modeladas através da introdução de stubs, representadas por condutâncias (G). Os nós possuem quatro ramos ou portas, por onde se interligam com os nós vizinhos e os contornos para a formação da malha.

Para estabelecer as equivalências entre as grandezas de campo e das malhas TLM, comparam-se as equações de Maxwell para os casos de polarização TE e TM das ondas, com as equações diferenciais de corrente e tensão obtidas a partir da resolução dos circuitos elétricos mostrados nas Figuras 1a e 1b (Christopoulos, 1995; Domínguez e Raizer, 2000). Assim, para o nó Paralelo obtém-se:

$$E_z = \frac{V_z}{\Delta z} \quad (1.a)$$

$$H_x = \frac{I_y}{\Delta x} \quad (1.b)$$

$$H_y = -\frac{I_x}{\Delta y} \quad (1.c)$$

e para o nó Série:

$$H_z = \frac{I_z}{\Delta z} \quad (2.a)$$

$$E_x = -\frac{V_x}{\Delta x} \quad (2.b)$$

$$E_y = -\frac{V_y}{\Delta y} \quad (2.c)$$

Da mesma maneira, os parâmetros dos circuitos se relacionam com os do meio físico modelado. Para o nó Paralelo temos:

$$\mu = L_x \frac{\Delta y}{\Delta x \Delta z} = L_y \frac{\Delta x}{\Delta y \Delta z} \quad (3.a)$$

$$\varepsilon = C_T \frac{\Delta z}{\Delta x \Delta y} \quad (3.b)$$

$$\sigma = G \frac{\Delta z}{\Delta x \Delta y} \quad (3.c)$$

e para o nó Série:

$$\mu = L_T \frac{\Delta z}{\Delta x \Delta y} \quad (4.a)$$

$$\varepsilon = C_x \frac{\Delta y}{\Delta x \Delta z} = C_y \frac{\Delta x}{\Delta y \Delta z} \quad (4.b)$$

$$\sigma = G_x \frac{\Delta y}{\Delta x \Delta z} = G_y \frac{\Delta x}{\Delta y \Delta z} \quad (4.c)$$

onde nas igualdades acima μ é a permeabilidade magnética, ε a permissividade elétrica e σ condutividade elétrica do meio.

É importante esclarecer que os algoritmos TLM aqui empregados serão válidos sempre que os parâmetros dos meios sejam constantes, isto é, considerados lineares, isotrópicos e não dispersivos (independentes da frequência).

Modelo da interação “Antena Irradiadora – Cabeça Humana”

O modelo utilizado neste trabalho é baseado em um dos modelos canônicos propostos pelo projeto COST 244bis (European Co-operation in the field of Scientific and Technical research) (D’Inzeo, 1996). Na Figura 2 é ilustrada a representação 2D do modelo para as polarizações TE/TM, correspondente à seção transversal média da cabeça. Note-se que no modelo não são considerados os efeitos da mão, do pescoço e nem da caixa do telefone.

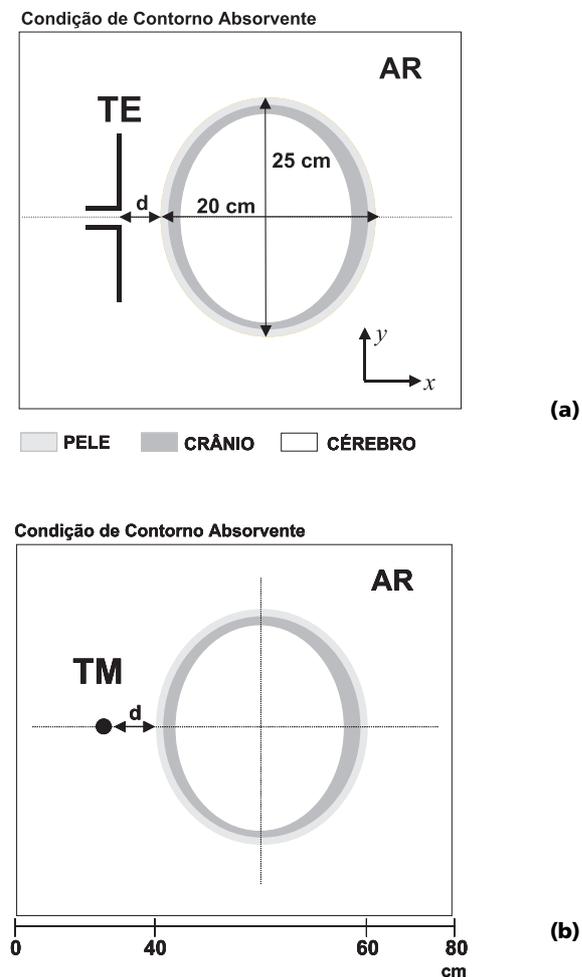


Figura 2. Modelo 2D da interação telefone celular- cabeça humana (a) Polarização TE (b) Polarização TM. **Figure 2.** 2D Model of phone antenna - human head interaction (a) TE Polarization (b) TM Polarization.

A cabeça humana foi representada por camadas ovais concêntricas de tecidos. Três tipos de meios foram considerados: pele, crânio (osso com gordura infiltrada) e cérebro. As propriedades elétricas dos tecidos para a frequência analisada, bem como as densidades específicas de massa dos mesmos são definidas na Tabela I.

No caso da antena do telefone, a mesma foi modelada por um dipolo elétrico operando no seu estado estacionário de emissão, a uma frequência fixa de 835 MHz e uma potência de 0,6 W, valores típicos dos telefones celulares analógicos. O dipolo possui um comprimento de $0,3\lambda$ (no caso 10,1 cm), sendo λ o comprimento da onda.

Tabela 1. Parâmetros elétricos a 835 MHz e densidade específica de massa dos tecidos utilizados na modelagem, segundo Gandhi (1996). **Table 1.** Electric properties of the tissues used in the head model at 835 MHz. (After Gandhi, 1996).

Tecido	σ (S/m)	ϵ_r	ρ (kg/cm ³)	Esp. (cm)*
Cérebro	0,92	45,26	1040	18,8 x 23,8
Crânio	0,25	17,4	1810	0,4
Pele	0,63	35,4	1010	0,2

* Espessura das camadas dos tecidos

Embora os parâmetros elétricos dos meios biológicos sejam dependentes da frequência, no problema estudado, trabalha-se apenas com um valor de frequência fixo (835 MHz), razão pela qual o algoritmo TLM utilizado é perfeitamente aplicável.

Para a construção do modelo numérico correspondente à Figura 2, foi escolhida uma malha contendo 1000 nós na direção x e 650 nós na direção y, onde cada elemento possui $\Delta x = \Delta y = 1,0$ mm. Nos nós de excitação, localizados na região do gap de ar da antena, foi aplicado um campo elétrico senoidal polarizado segundo o eixo da antena. Este campo de excitação vai depender da frequência e da potência do sinal da antena. Os condutores metálicos da antena foram considerados como contornos elétricos.

Para a representação dos contornos absorventes foi utilizada a técnica descrita por Christopoulos (1995) conhecida como “matched (absorbing) boundary condition”. Segundo esta técnica, os contornos externos são implementados com o uso de impedâncias de terminação, com valor igual à impedância característica do meio (neste caso, a impedância do ar), conectadas nas extremidades dos nós posicionados no limite da malha TLM.

No programa TLM-2D implementado, calcula-se a distribuição espacial do campo elétrico em toda a

região do problema, para um intervalo de tempo suficiente que garanta atingir o estado estável de propagação em todos os pontos da malha. A partir desses valores de campo, obtêm-se os valores de SAR máxima no interior do modelo da cabeça humana, segundo a expressão (Stuchly, 1995; ICNIRP, 1998):

$$SAR = \frac{\sigma |E_{\max}|^2}{2\rho} \quad (W/kg) \quad (5)$$

onde $|E_{\max}|$ é o módulo do valor máximo de campo elétrico no ponto de análise.

Esta grandeza quantifica a porção da energia eletromagnética irradiada que é absorvida em determinado volume do corpo exposto e é diretamente proporcional ao aumento local de temperatura nos tecidos, responsável pelos efeitos térmicos no organismo. De fato, a SAR é utilizada como medida dosimétrica pelas normas internacionais para estabelecer os limites de exposição segura do ser humano às irradiações eletromagnéticas de “campos próximos” na faixa de frequência onde estão compreendidos os telefones celulares. As normas mais reconhecidas, a ICNIRP (1998) e a ANSI/IEEE C.95.1 (1991), fixam o valor máximo admissível da SAR para 2,0 W/kg (média em qualquer período de 6 minutos num volume equivalente a 10 g de tecido) e para 1,6 W/kg (média em qualquer período de 30 minutos num volume equivalente a 1 g de tecido), respectivamente. Estes valores não devem ser ultrapassados em nenhuma circunstância pelos aparelhos celulares.

Resultados

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos nas simulações. Os cálculos foram feitos para as distâncias (d) de 1,5 e 5 cm entre a fonte excitadora e o modelo da cabeça.

O tempo de processamento total para cada simulação foi de aproximadamente 6 horas em um computador pessoal com processador AMD K6-II, 450 MHz e 128 MB de memória RAM.

A Figura 3 mostra para a polarização TM a distribuição do campo elétrico sobre o eixo na direção x indicado no modelo da Figura 2b, após 1000 iterações no tempo (aproximadamente dois períodos de oscilação da fonte, tempo suficiente para atingir a estabilidade de propagação em todos os nós da malha). Percebe-se, tanto para a variante com a fonte de excitação afastada de 1,5 cm (linha cheia) quanto de 5 cm (linha tracejada), o amortecimento do campo ao penetrar na cabeça, devido às perdas provocadas pela condutividade elétrica dos tecidos.

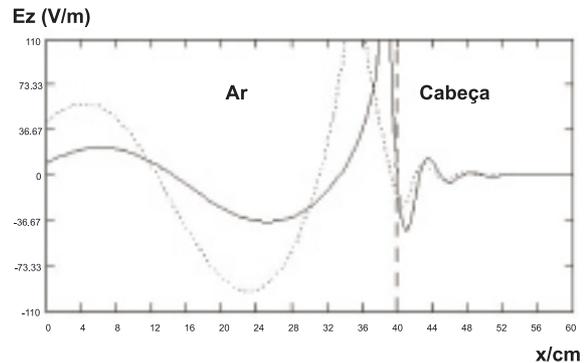


Figura 3. Distribuição do campo elétrico sobre o eixo x do modelo da figura 2.b (modo TM), para o estado estacionário. Linha cheia: separação antena – cabeça = 1,5 cm; Linha tracejada: separação antena – cabeça = 5,0 cm. **Figure 3.** Electric field distribution on x -axis for model of Figure 2b (TM mode). Solid line: 1,5 cm of antenna-head distance; Dotted line: 5,0 cm of antenna-head distance.

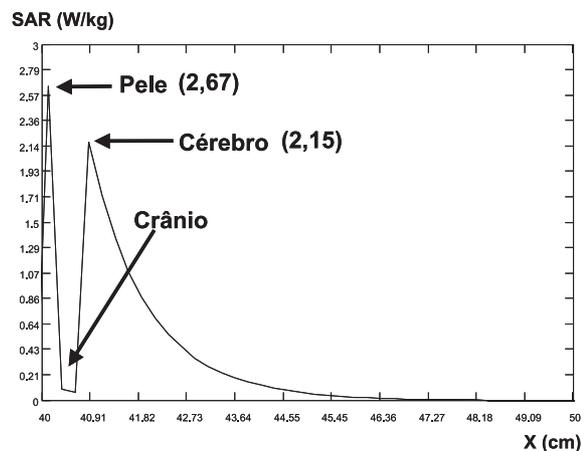


Figura 4. SAR máxima sobre o eixo na direção x do modelo da figura 2b, para uma separação antena – cabeça = 1,5 cm. Polarização TM do dipolo. **Figure 4.** Maximum SAR values on x -axis for model of Figure 2b (TM mode) for 1,5 cm of antenna-head distance.

Os valores de SAR máxima para polarização TM no interior do modelo da cabeça podem ser vistos na Figura 4, com os resultados no eixo na direção x para uma distância $d = 1,5$ cm entre o dipolo e a cabeça, e nas Figuras 5a e 5b, onde é mostrada a distribuição espacial da SAR para toda a seção transversal xy do modelo da cabeça, para as duas posições analisadas da antena excitadora.

Percebe-se, através da análise dos resultados das figuras, os valores máximos de SAR são produzidos na superfície do modelo, com valor pico no ponto da cabeça mais próximo à fonte excitadora, decrescendo rapidamente na medida em que aumenta a distância

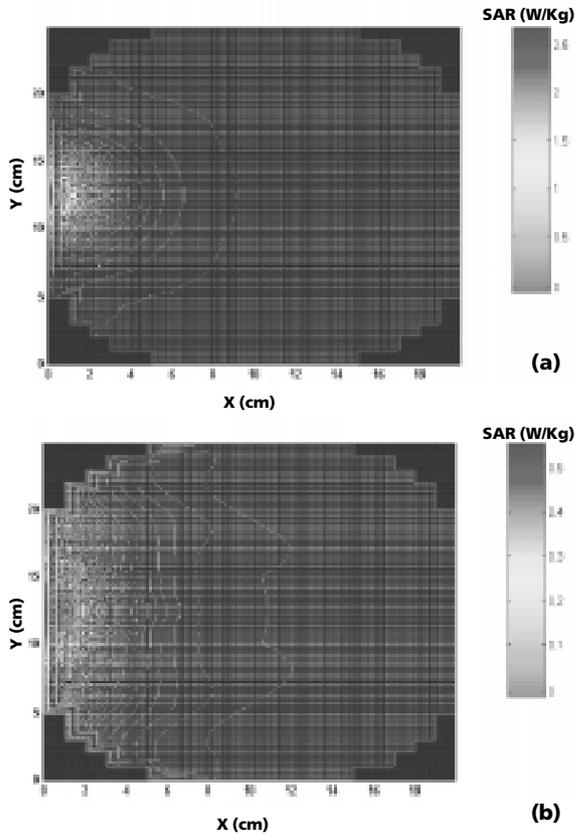


Figura 5. Distribuição espacial da SAR máxima para toda a seção transversal do modelo da cabeça da figura 2b, para uma separação antena-cabeça de: **(a)** $d = 1,5$ cm; **(b)** $d = 5,0$ cm. Polarização TM do dipolo. **Figure 5.** Maximum SAR distribution in head model for TM polarization. **(a)** 1,5 cm of antenna-head distance. **(b)** 5,0 cm of antenna-head distance.

no interior dos tecidos. Da comparação das Figuras 5a e 5b nota-se que, apesar de no caso 5b a antena irradiadora encontrar-se mais afastada ($d = 5,0$ cm) e, portanto, os valores da SAR serem menores, o espalhamento na direção y é maior.

A influência dos parâmetros elétricos dos diferentes tecidos também é notável, fundamentalmente a condutividade elétrica. Na região do crânio, devido a sua baixa condutividade quando comparada com a da pele e do cérebro (ver Tabela 1), os valores da SAR diminuem sensivelmente. Por outro lado, na região do cérebro o valor máximo da SAR será um pouco menor do que na pele, devido ao fato de estar mais afastado da fonte excitadora.

No caso de polarização TE (dipolo na posição da Figura 2a), seguindo os mesmos procedimentos de cálculo, são obtidos os resultados mostrados nas Figuras 6a e 6b. Da comparação das figuras para os dois tipos de polarizações, notam-se algumas diferenças. Por exemplo,

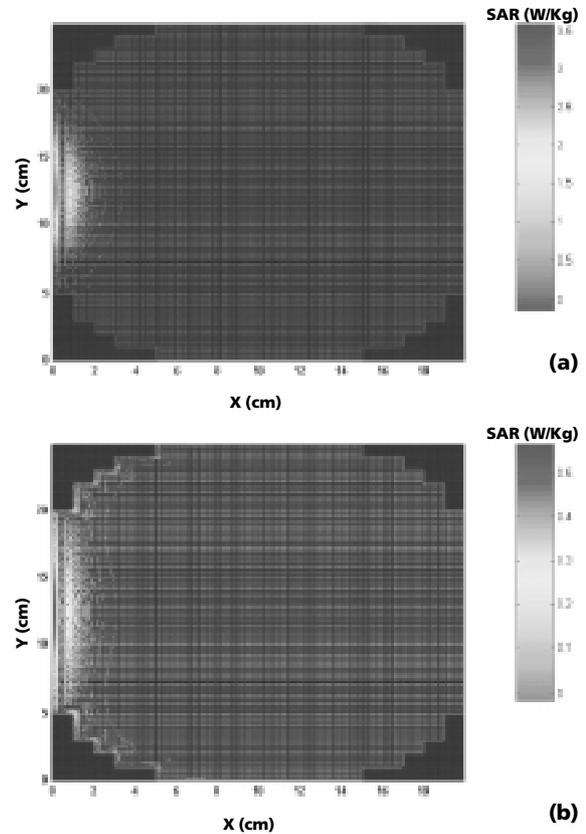


Figura 6. Distribuição espacial da SAR máxima para toda a seção transversal do modelo da cabeça da figura 2a, para uma separação antena-cabeça de: **(a)** $d = 1,5$ cm; **(b)** $d = 5,0$ cm. Polarização TE do dipolo. **Figure 6.** Maximum SAR distribution in head model for TE polarization **(a)** 1,5 cm of antenna-head distance. **(b)** 5,0 cm of antenna-head distance.

para a polarização TE o campo elétrico amortece mais rapidamente ao penetrar no modelo da cabeça, razão pela qual a SAR diminui drasticamente com o aumento da distância em direção ao interior da cabeça. Por outro lado, no caso onde a antena se encontra bem próxima da cabeça ($d = 1,5$ cm), para a polarização TE o valor de pico da SAR no ponto da cabeça mais próximo à fonte é maior do que para o caso de polarização TM. Da mesma forma, o espalhamento na superfície do modelo na direção y é ligeiramente maior para o caso TE do que para o caso TM.

Na Tabela 2 são sintetizados os valores de pico de SAR máxima obtidos nas simulações para ambas as polarizações. Estes resultados foram coerentes e se mostraram em concordância com os apresentados nas referências (Chen e Wang, 1994; Gandhi *et al.*, 1996; Qishan *et al.*, 1999) onde também é tratado o problema da interação de antenas de telefones celulares com a cabeça humana partindo de modelos canônicos.

Tabela 2. Valores de pico de SAR máxima em W/kg, obtidos das simulações TLM-2D. **Table 2.** Maximum SAR values in W/kg obtained for the TLM simulations

Polarização	Separação antena-cabeça <i>d</i> (cm)	SAR (W/kg)
		Pele/Cérebro
TE	1,5	3,6 / 1,75
TE	5,0	0,57 / 0,38
TM	1,5	2,67 / 2,15
TM	5,0	0,56 / 0,48

Porém, nestes trabalhos os cálculos foram desenvolvidos aplicando o método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD).

Discussão

Os resultados obtidos no presente estudo de um modelo TLM – 2D da interação “antena de celular – cabeça humana” corroboram que, tal como foi mostrado em estudos anteriores (Chen e Wang, 1994; Stuchly, 1995; Gandhi *et al.*, 1996; Qishan *et al.*, 1999), o nível de energia absorvida no interior dos tecidos é decorrente de vários fatores, destacando-se o tipo e a polarização da antena; a distância entre o aparelho e a cabeça; a frequência e potência de transmissão do telefone e; a forma geométrica e as propriedades elétricas dos tecidos.

Os valores máximos da SAR são produzidos na superfície do modelo, no eixo onde está localizada a fonte excitadora, decrescendo exponencialmente com a distância em direção perpendicular à superfície. A maior parte da energia irradiada é absorvida por uma pequena porcentagem do volume total do tecido humano, correspondente à região próxima do ponto de excitação.

Comparando os valores de SAR máxima calculados (ver Tabela II) com os limites propostos pelas normas internacionais citadas (ANSI/IEEE C95.1, 1991; ICNIRP, 1998), nota-se que, para distâncias da antena muito próximas da cabeça (por exemplo, $d \leq 1,5\text{cm}$), estes limites são excedidos em algumas regiões da pele e do cérebro. Destes resultados se deduz que, para cumprir com as normas, o telefone deve ser utilizado a distâncias maiores da cabeça ou, por outro lado, a potência de irradiação da antena (0,6 W) deve ser reduzida, o que já se conseguiu com a utilização de telefones digitais.

Conclusões

O presente estudo demonstrou que o método TLM pode ser utilizado como uma eficaz ferramenta na

modelagem de problemas bioeletromagnéticos em altas frequências. Os resultados obtidos foram coerentes e se mostram em concordância com os reportados na literatura consultada.

Como continuidade deste trabalho pretende-se avaliar situações mais complexas, para modelos de interação “antena – cabeça humana” mais realistas, aplicando o método TLM-3D. Também será interessante contemplar nos cálculos o efeito do meio biológico sobre os parâmetros da antena. É conhecido que o meio biológico, neste caso a cabeça humana, altera significativamente o padrão de irradiação dos campos de RF do telefone celular (Lazzi e Pattnaik, 1999; Rowley e Waterhouse, 1999). Compreende-se assim a importância destes estudos do ponto de vista da engenharia de telecomunicações, com o intuito de melhorar o desempenho e a eficiência dos aparelhos transmissores.

Agradecimentos

Os autores agradecem à agência de fomento CNPq pelo suporte financeiro.

Referências

- American National Standards Institute (ANSI) (1991), *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz*, IEEE C95.1-1991. IEEE Inc., 345 East 47 Street, New York, NY 10017-2394, USA.
- Chen, H. C., Wang, H. H. (1994), “Current and SAR Induced in a Human Head Model by the Electromagnetic Fields Irradiated from a Cellular Phone”, *IEEE Transactions on Microwave Theory Techniques*, v. 42, n. 12 (December), p. 2249-2254.
- Christopoulos, C. (1995), *The Transmission-Line Modeling Method- TLM*, New York: IEEE Press and Oxford University Press.
- D’Inzeo, G., Proposal for Numerical Canonical Models in Mobile Communications (Online), Available: <http://www.radio.fer.hr/cost244/canonical/prop-canon-94.htm> (January 14, 2000).
- Domínguez, H. A., Raizer, A. (2000), “Modificação do nó TLM-2D Série para a análise do modo TE em estrutu-

- ras dielétricas com perdas”, *Anais do IV Congresso Brasileiro de Eletromagnetismo (CBMag’2000)*, Natal – Brasil, p. 130-133, 19-22 Novembro.
- Gandhi, O. P., Lazzi, G., Furse, C. M. (1996), “Electromagnetic Absorption in the human Head and Neck for Mobile Telephones at 835 and 1900 MHz”, *IEEE Transactions on Microwave Theory Techniques*, v. 44, n. 10 (October), p. 1884-1897.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) (1998), “Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)”, *Health Physics*, n. 4, v. 74 (April), p. 494-522.
- Lazzi, G., Pattnaik, S. (1999), “Experimental and FDTD-Computed Radiation Patterns of Cellular Telephones Held in Slanted Operational Conditions”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, v. 41, n. 2 (May), p. 141-144.
- Paul, J. (1998), *Modeling of General Electromagnetic Material Properties in TLM*, Doctoral Thesis, University of Nottingham, UK, 172 p., October.
- Qishan Y., Gandhi, O. P., Aronsson, M. (1999), “An Automated SAR Measurement System for Compliance Testing of Personal Wireless Devices”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, v. 41, n. 3 (August), p. 234-245.
- Rowley, J. T., Waterhouse, R. B. (1999), “Performance of Shorted Microstrip Patch Antennas for Mobile Communications Handsets at 1800 MHz”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 47, n. 5 (May), p. 815-822.
- Stuchly, M. A. (1995), “Mobile Communication Systems and Biological Effects on their Users”, *The Radio Science Bulletin, URSI*, n. 275 (December), p. 7-12.

