

Artigo Original

Recebido em 04/11/2002 e aceito em 02/07/2003

Simulações da SAR na cabeça e antenas planares para telefones móveis

*SAR simulations and planar
antennas for mobile phones*

A. A. de Salles

Departamento de Engenharia Elétrica, UFRGS
Av. Osvaldo Aranha 103
90.035-190 - Porto Alegre - RS
Tel. + 55-51-33163517
Fax + 55-51-33163293
aasalles@vortex.ufrgs.br

C. R. Fernández

Departamento de Engenharia Elétrica, UFRGS
Av. Osvaldo Aranha 103
90.035-190 - Porto Alegre - RS
Tel. + 55-51-33163300
fdez@iee.ufrgs.br

M. Bonadiman

Departamento de Engenharia Elétrica, UFRGS
Av. Osvaldo Aranha 103
90.035-190 - Porto Alegre - RS
mbonad@eletr.ufrgs.br

Resumo

A Taxa de Absorção Específica (SAR) na cabeça dos usuários de telefones móveis é simulada utilizando o método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD) quando antenas tipo monopolo convencionais e quando antenas diretivas planares são utilizadas. São também resumidos o projeto de antenas tipo *patch* retangular em *microstrip*, suas características de desempenho esperadas e medidas são apresentadas. São calculados entre outros, a taxa de onda estacionária e a largura de banda simuladas no *software* Ensemble®, o diagrama de irradiação no plano horizontal e o campo na região próxima, calculado em simulação em três dimensões - 3D com algoritmo baseado em FDTD. Medidas da Taxa de Onda Estacionária VSWR e dos diagramas de irradiação horizontal são mostradas. Verifica-se uma excelente correlação entre os resultados das medidas e os obtidos com o método FDTD em simulações com plano de terra finito e sem aterramento efetivo. Observa-se que este tipo de antena pode ser utilizado em uma nova geração de telefones móveis, constituindo-se em uma alternativa conveniente para melhorar o desempenho destes transceptores, diminuindo também os riscos à saúde dos usuários.

Palavras-chaves: Antenas planares, Efeitos biológicos dos campos eletromagnéticos, FDTD – Diferenças Finitas no Domínio do Tempo, SAR, Telefonía celular.

Abstract

The thermal and the non-thermal effects of the Non-Ionizing Radiation (NIR) are briefly described. The Specific Absorption Rate (SAR) in the head of mobile phone users is simulated using the Finite Difference Time Domain (FDTD) method in three dimensions (3D) when conventional monopole and planar antennas are employed. The performance simulation of microstrip rectangular patch antennas, as well as its predicted and measured results are presented. The software Ensemble™ is used to estimate the antenna voltage standing wave ratio (VSWR) and its bandwidth. An algorithm based in 3D FDTD is developed to model the radiation pattern in the horizontal plane and the electric field in the Fresnel region. Measured VSWR as well as horizontal radiation pattern are shown. It can be seen that there is a strong correlation between the measured and the FDTD simulated results when the ground plane is finite and when it is not effectively grounded. This type of antenna may be of great interest in a new generation of mobile phones, improving its performance, reducing the battery drain and the SAR in the user's head.

Keywords: – Biological effects of electromagnetic fields, FDTD – Finite Difference Time Domain, Mobile phone, Planar antennas, SAR.

Extended Abstract

Introduction

There has been a dramatic increase in the use of mobile phone technology in the last decades, with widespread benefits in many professional and private activities. In parallel with this, the concern regarding the possibility of adverse health effects due to the absorption of electromagnetic fields by humans also increased. For several years, many research groups in different countries were developing research projects on these subjects in the areas of medicine, biophysics, engineering etc. Also, the World Health Organisation (WHO) has established a few years ago the "International EMF Project", to assess the existing scientific evidence of possible health effects of electromagnetic fields (EMFs), including EMFs emitted by mobile phones and their base stations, with special emphasis to the non-thermal effects. In principle, the base stations radiate more energy. However, their antennas are usually located on the top of elevated towers (or masts) and the radiated energy is mainly concentrated in the horizontal direction. Therefore people are usually reasonably far from these antennas, and also in directions reasonably apart from those of maximum radiation. Because the conventional monopole or whip antennas being used now in mobile phones typically show a circular radiation pattern in the horizontal plane, they may radiate substantial levels of energy in almost all directions, very close to the body and during considerable time. It is observed that when they are operated very close to the user's head (e.g. 2.5 cm or less), most of energy is absorbed in the head tissues (such as in the bone, brain, eye, etc), and less energy radiated to the nearest base station. This situation is undesirable since quality of communication is worse, and the Specific Absorption Rate (SAR) in the user's head and the battery drain are increased.

Materials and Methods

In this paper, the thermal and the non-thermal effects of the Non-Ionizing Radiation (NIR) are briefly described. The Specific Absorption Rate (SAR) in the head of mobile phone

users is simulated using the Finite Difference Time Domain (FDTD) method in three dimensions (3D) when conventional monopole and planar antennas are employed. The results obtained are compared to those obtained by other authors, and a good agreement is shown. The performance simulation of microstrip rectangular patch antennas, as well as its predicted and measured results are presented. The software Ensemble™ is used to estimate the antenna input voltage standing wave ratio (VSWR) and its bandwidth. An algorithm based in 3D FDTD is developed to model the radiation pattern in the horizontal plane and also the electric field in the Fresnel region.

Results

Measured VSWR as well as horizontal radiation pattern are shown. It can be seen that there is a strong correlation between the measured and the FDTD simulated results when the ground plane is finite and when it is not effectively grounded.

Discussion

This type of antenna may be of great interest in new generation of mobile phones, improving its performance, reducing the battery drain and the SAR in the user's head. The new generation (e.g. 2.5 G and 3 G) of cellular phones, including services of message, voice, data, video, etc., will transmit higher data rates and may require higher transmitted power. This would result in greater risk for the cellular phone user unless alternatives such as directive antennas were employed. Hence it is expected that these antennas, simple, compact and adequate for the integration with the cellular phone structure, with low cost and reasonable performance would perform an important function in the next generation of cellular phones. Finally, it is important to remark that the usual guidelines used for the human exposition limitations (e.g., ICNIRP/CENELEC, IEEE/ANSI) only consider the thermal effects of the non ionizing radiation. If the non-thermal effects become definitely demonstrated, then the exposition limits will have to be substantially reduced. Therefore alternatives such as the planar antennas for mobile phones would become more relevant.

Introdução

Em paralelo com o vertiginoso crescimento da utilização de transceptores móveis por uma parcela substancial da população, tanto em atividades profissionais como privadas, tem crescido também a preocupação dos usuários, das autoridades governamentais e da comunidade científica em relação aos riscos à saúde que esta tecnologia pode representar. Esta preocupação é motivada essencialmente pelas incertezas científicas, especialmente em relação aos “efeitos não térmicos” da absorção da energia eletromagnética nos seres humanos, uma vez que os “efeitos térmicos” já são há muitos anos bem conhecidos, e são os considerados nas normas mais difundidas que limitam a exposição aos campos eletromagnéticos não ionizantes.

No caso das comunicações móveis, em virtude de sua grande disseminação nas últimas décadas, as preocupações têm se concentrado especialmente em relação aos dois tipos de transmissores, tanto os fixos (frequentemente chamados de Estações de Rádio Base – ERBs), bem como os móveis (p.ex., os telefones celulares). Ambos os aspectos merecem a maior atenção e consideração. Via de regra as ERBs emitem potências substancialmente maiores que os telefones móveis, mas como normalmente as pessoas estão razoavelmente afastadas das antenas das ERBs (p. ex., mais que 50 ou 100 metros, em sua direção de maior irradiação), a taxa de absorção específica (SAR – “*Specific Absorption Rate*”) calculada em qualquer região do corpo em situações típicas, resulta em valores substancialmente abaixo dos limites das normas mais difundidas. Por outro lado, observa-se que a SAR calculada na cabeça dos usuários dos telefones móveis, na condição normal de uso, é significativamente maior que os limites daquelas normas, que consideram somente os efeitos térmicos (Bernardi *et al.*, 2001; Iskander *et al.*, 2000; Jensen e Rahmat-Samii, 1995; Salles *et al.*, 2001).

Obviamente, se fossem considerados também os efeitos não térmicos, a situação então seria muito mais crítica. Isto porque atualmente as antenas mais utilizadas em transceptores móveis (p.ex., em telefones celulares) são do tipo monopolo (ou do tipo *whip*), que apresentam diagrama de irradiação no plano horizontal praticamente simétrico em torno delas. Então, na condição normal de uso, quando estas antenas são operadas muito próximas à cabeça (p.ex., 2,5 cm ou menos), a maior parte da energia irradiada é absorvida na cabeça (p.ex., nos tecidos do cérebro, etc.), e uma parcela menor de potência é irradiada no sentido da ERB com a qual está se comunicando. Esta

situação é indesejável, uma vez que se perde em qualidade de comunicação e o risco à saúde dos usuários torna-se então maior. Além disto, aumenta também o consumo da bateria.

Uma alternativa eficaz para contornar este problema é o uso de antenas planares de moderada diretividade. A utilização destas antenas em transceptores móveis (como nos telefones celulares) foi proposta há algum tempo atrás por alguns autores (Jensen e Rahmat-Samii, 1995; Salles *et al.* 2001). Estas antenas emitem mais no sentido oposto à cabeça, melhorando a qualidade da comunicação, reduzindo os riscos à saúde dos usuários e o consumo da bateria. Elas podem ser fabricadas com pequenas dimensões e de forma compacta, integrada à própria caixa dos celulares, e são de baixo custo, representando então uma opção interessante para esta utilização.

Neste trabalho serão resumidos os principais efeitos térmicos e não térmicos e o método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD) usado para o cálculo da taxa de absorção específica na cabeça do usuário de transceptores móveis com antenas tipo monopolo convencional e com antenas planares tipo *patch* retangular. Também são mostrados o projeto, simulação do desempenho e os principais resultados medidos com estas antenas, para as regiões de campo próximo (distâncias da mesma ordem de grandeza ou menores que o comprimento de onda) e de campo distante (distâncias maiores que alguns comprimentos de onda). Finalmente são discutidos os principais benefícios da utilização destas antenas em novas gerações de transceptores móveis.

Principais efeitos térmicos e não térmicos

Em frequências típicas de sistemas de comunicações, p.ex., em Rádio Frequência (RF) ou em microondas, os principais efeitos da absorção da radiação não ionizante podem ser divididos em dois tipos basicamente, que são denominados efeitos “térmicos” e “não térmicos”, que serão considerados a seguir.

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 onde a permissividade (ou constante dielétrica) apresenta uma parte imaginária maior que zero. A parte imaginária (ϵ'') da permissividade relativa de um dielétrico dissipativo pode ser relacionada a uma condutividade equivalente:

$$\sigma = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r'' \text{ [S/m]}, \quad (1)$$

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 ($\epsilon_r = \epsilon_r' + \varphi \epsilon_r''$), bem como da condutividade equivalente σ variam substancialmente com a frequência e com o tipo de tecido (Fischetti, 1993). Ao contrário das radiações não ionizantes em comprimentos de onda menores (p.ex., no infravermelho ou no visível), 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 periferia do corpo, 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 (Bernhart, 1992; Bronzino, 1995; Grant, 1981), 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., p.ex., as normas IEEE/ANSI (1992) e ICNIRP/CENELEC (ICNIRP, 1998; CENELEC, 2000). A norma recentemente adotada pela ANATEL para nosso país (ANATEL, 2002), está baseada nesta norma ICNIRP.

Os limites de exposição são variáveis com a frequência, em parte por considerar ressonâncias e também por considerar a menor profundidade de penetração dos campos eletromagnéticos em frequências mais elevadas. A ressonância é importante, pois quando este fenômeno ocorre, resulta em maior absorção de energia. Por exemplo, o corpo humano de um adulto apresenta tipicamente ressonâncias na faixa de 40 a 80 MHz, enquanto o corpo de uma criança pode apresentar ressonâncias na faixa de 200 a 300 MHz. Por outro lado, a cabeça de um adulto pode apresentar ressonâncias na faixa de 400 a 500 MHz, e na cabeça de uma criança a ressonância pode ocorrer na faixa de 700 a 800 MHz (ICNIRP, 1998).

Os limites de exposição podem ser estabelecidos em intensidade de campo elétrico (V/m) ou de campo magnético (A/m), ambos mais utilizados em frequências mais baixas, p.ex., até algumas centenas de

MHz, ou em densidade de potência (mW/cm² ou W/m²), normalmente mais utilizada acima de algumas centenas de MHz. Por outro lado, um parâmetro dosimétrico largamente utilizado é a "Taxa de Absorção Específica" (SAR), que é definida como "a derivada no tempo do aumento de energia ∂W absorvida ou dissipada num elemento de massa ∂m contida num elemento de volume ∂V cuja massa específica é ρ (Salles, 1996; Stuchly, 1995), e que analiticamente pode ser expressa por:

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

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 (Salles, 1996; Stuchly, 1995):

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E_i|^2 = \frac{\omega \epsilon_0 \epsilon_r''}{2\rho} |E_i|^2 = \frac{|J_i|^2}{2\rho \sigma} \text{ [mW/g]}, \quad (3)$$

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 que é 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 em graus Celsius, e C_p é o calor específico do tecido [J/kg °C].

Um critério básico utilizado pelas normas que consideram exclusivamente os efeitos térmicos é que até um nível de SAR de 4 W/kg o acréscimo de temperatura dos tecidos não ultrapassa 1 °C, o que foi considerado um limite para não haver dano por efeito térmico. A exposição a campos mais intensos, produzindo valores de SAR acima de 4 W/kg, pode comprometer a capacidade termo-regulatória do corpo e resultar em níveis danosos de aquecimento dos tecidos (Bernhardt, 1992; ICNIRP, 1998). Então a partir daí são atribuídos fatores de segurança, dependendo se a exposição ocorrer em: (a) ambientes "controlados", ou "ocupacionais", (p.ex., trabalhadores que estão instruídos e treinados em relação aos riscos potenciais e alertados a tomar as devidas precauções), ou em (b) ambientes "não controlados", ou "público em geral", quando pessoas de diferentes idades e com situ-

ações de saúde variáveis estão envolvidas, podendo incluir grupos ou indivíduos mais suscetíveis, e que via de regra não estão conscientes ou prevenidos dos riscos de exposição a radiação não ionizante.

Também, o limite em SAR depende do tipo de exposição. 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 da cabeça do usuário (a 2 cm ou menos), deve ser usada a SAR local, que é definida como a potência absorvida por unidade de massa de tecido (p.ex. em mW/g ou em W/kg). Pela norma IEEE/ANSI (IEEE, 1992) o valor médio da SAR, para um grama de tecido contínuo, de 1,6 mW/g não deve ser ultrapassado. Pela norma ICNIRP/CENELEC (ICNIRP, 1998) o nível máximo da SAR (valor médio para 10 g de tecido contínuo) deve ser 2 mW/g, o que coincide com o valor adotado pela ANATEL.

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. Estes efeitos ainda estão sendo estudados, havendo atualmente resultados conflitantes na literatura científica internacional. Alguns resultados de experiências com cobaias e “in vitro” mostraram que estes efeitos podem ocorrer em níveis de energia substancialmente inferiores àqueles correspondentes aos efeitos térmicos.

Alguns efeitos “não térmicos” reportados na literatura incluem efeitos nos sistemas nervoso, cardiovascular e imunológico, bem como no metabolismo e em fatores hereditários (Bernhart, 1992; Bronzino, 1995). Entretanto, nestas áreas os resultados ainda são polêmicos, não existindo 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), al-

teração 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) (Bernhart, 1992). Alterações no fluxo de cálcio em células, na barreira hemato-encefálica (*blood-brain barrier*, que protege o cérebro de certas toxinas) e no desenvolvimento de tumores cerebrais foram também reportados (Fischetti, 1993).

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 (Bernhart, 1992). Além disto, 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 (Stuchly, 1995). Alguns autores resumem os dados experimentais em cobaias sugerindo que os efeitos aparecem em SAR médias entre 1 e 4 mW/g, e isto tem sido um critério adotado nas normas mais recentes (Stuchly, 1995).

Recentemente, foi reportada a indução de proteínas de choque térmico (*Heat-Shock Proteins* - HSP) em vermes do tipo nematóides (*Caenorhabditis Elegans*) com exposição prolongada a campos eletromagnéticos de baixa intensidade (SAR de 0,001 W/kg, em 750 MHz), o que foi atribuído a mecanismos não térmicos que podem também ocorrer em tecidos humanos (De Pomerai *et al.*, 2000a; 2000b). Isto sugere então que os limites atuais de exposição devem ser reconsiderados.

Revedo 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. Entre as muitas dúvidas que ainda estão por ser esclarecidas é possível ressaltar, por exemplo, como o campo eletromagnético atua em determinadas estruturas, como: (a) nos cromossomos ou nas moléculas de DNA que constituem os genes (Fischetti, 1993), e (b) na alteração da mobilidade dos íons (p.ex., de cálcio), particularmente em tecidos do cérebro e nas propriedades eletro-fisiológicas das células nervosas (Bernhart, 1995).

Modelagem da SAR na cabeça e do diagrama de irradiação com antenas convencionais e planares

Para o modelamento do problema foram desenvolvidos algoritmos baseados no método das Diferenças Finitas no Domínio do Tempo (FDTD) com as características descritas a seguir.

O domínio do problema

Quando se deseja processar simulações numéricas de um dado problema é necessário contar com um modelo que represente adequadamente o espaço físico do mesmo. Modelos unidimensionais ou bidimensionais são possíveis, tendo como vantagens a correspondente redução na capacidade de memória, nos tempos de processamento e na complexidade necessária do equacionamento e dos algoritmos. Graças à maior capacidade computacional disponível, cada vez mais modelos tridimensionais, embora mais exigentes, são usados. Estes modelos tridimensionais podem ter geometria simples, de relativamente fácil implementação, como uma representação de cabeça humana por camadas de elipsóides de revolução, ou modelos mais complexos. Para o presente estudo optou-se por um domínio tridimensional o mais aproximado possível da realidade.

O domínio no campo próximo

O modelo da cabeça usado foi desenvolvido especificamente para este trabalho. Neste modelo, os diferentes tecidos que compõem a cabeça são tratados como materiais homogêneos e invariantes definidos a partir de imagens médicas disponíveis: imagens de cortes (Figura 1a), Raios-X e ressonâncias magnéticas

(Figura 1b). Estas imagens, num total de 128, com espaçamento $\Delta = 1,8$ mm entre cortes contíguos, foram tratadas individualmente usando técnicas de reconhecimento de padrões, automáticas e manuais (p. ex., máscaras de cores do software CorelDraw® com correção individual do reconhecimento de estruturas) para a conformação de um conjunto de arquivos de imagens *bitmap* (Figura 1c) dos quais foi extraída a malha do domínio: uma matriz tridimensional de $128 \times 170 \times 130$ pontos ou pixels, totalizando aproximadamente três milhões de pontos (Figura 1d).

Os diferentes tecidos ou materiais identificados correspondem a pele/gordura, músculos, ossos, cérebro, olhos e o ar. Então, uma vez que estes tecidos são considerados homogêneos, as estruturas menores, como vasos capilares, não são levadas em consideração.

Os parâmetros eletromagnéticos médios dos diferentes tecidos presentes foram definidos de acordo com Jensen e Rahmat-Samii (1995) e com Iskander *et al.* (2000) para a frequência de 1.900 MHz e constam na Tabela 1.

Dos valores acima se depreende que poderá ocorrer uma elevada densidade de fluxo elétrico devido às constantes dielétricas elevadas o que associado aos altos valores de condutividade, irá resultar em SAR elevada para alguns tecidos, de acordo com a equação (3).

O domínio no campo distante: Malha multidimensional

A malha fina de $\Delta = 1,8$ mm permite uma adequada representação dos diferentes tecidos biológicos e dos detalhes da antena e do aparelho celular. Porém, para obter os diagramas de irradiação das antenas simuladas, foi implementada uma segunda malha, de me-

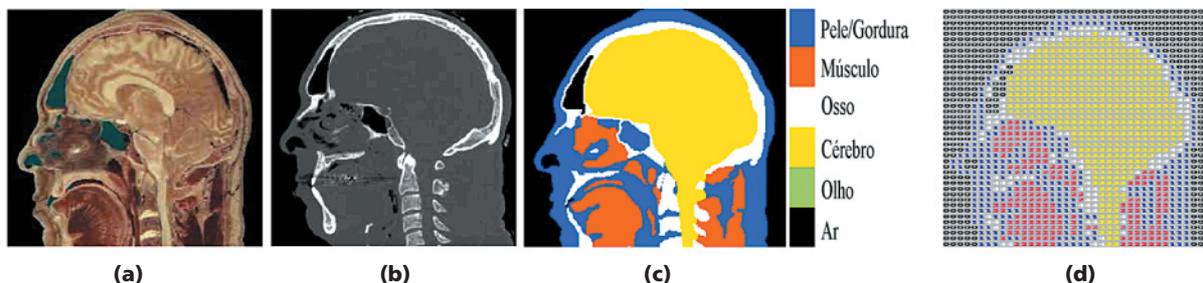


Figura 1. Imagens médicas originais: (a) corte sagital da cabeça, e (b) imagem de ressonância magnética do mesmo corte. (c) Imagem simplificada de um corte sagital da cabeça com seus tecidos identificados por cores. (d) Ilustração de um plano da matriz de domínio, onde cada índice corresponde a um tecido. **Figure 1.** Original medical images: (a) sagittal cut, and (b) magnetic resonance image for the same cut. (c) Simplified image of the cut with basic colours identification of the tissues. (d) Sketch of the corresponding plane of the numerical domain, where each index is associated to a particular tissue.

Tabela 1. Parâmetros dos tecidos usados na simulação. **Table 1.** Tissues parameters used for simulations

Tecido / Tissue	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/l]
Pele/Gordura / Skin/Fat	36,5	0,700	1,10
Músculo / Muscle	55,3	2,000	1,04
Osso / Bone	7,75	0,105	1,85
Cérebro / Brain	46,0	1,650	1,03
Olho / Eye	80,0	1,900	1,02

nor detalhamento, com células de $\Delta_g = 27$ mm, onde foram obtidos os valores de campo para uma distância 10λ para garantir que se está na região de campo distante, que é mais homogênea. A Figura 2 ilustra um domínio composto de duas malhas com células de dimensões diferentes (Iskander *et al.*, 2001).

A malha fina foi implementada com $23,04 \times 30,60 \times 32,40$ cm³, ($128\Delta \times 170\Delta \times 180\Delta$), enquanto a malha grossa tem $3,51 \times 3,645 \times 4,59$ m³ ($130\Delta_g \times 135\Delta_g \times 170\Delta_g$). O acoplamento dos problemas nas duas malhas se dá quando os valores calculados nos pontos extremos da malha fina são usados como valores de fonte para os pontos coincidentes da malha grossa (Salles *et al.*, 2002).

Limitação do domínio, estabilidade e dispersão numérica

A condição de contorno utilizada neste trabalho foi uma parede absorvedora, como a descrita por Mur (1981) dado que esta solução exige menos recursos computacionais que outras soluções como a *PML*, *Perfect Matching Layer* (Bérenger, 1997; Taflove, 1998) e mantém uma boa atenuação da onda refletida na parede. Esta condição é necessária para simular uma propagação em espaço livre num domínio numérico que necessariamente deve ser truncado.

Além das reflexões nas bordas do domínio, as simulações poderão divergir dependendo da relação entre o comprimento da onda propagada e as dimensões das células de discretização, e também do núme-

ro de iterações. Neste caso, como o cálculo de SAR não é sensível à fase, pode ser tolerado certo grau de dispersão na região próxima. Na região de campo distante (malha grossa) o número de pontos por comprimento de onda é relativamente pequeno e o intervalo de convergência da simulação fica, portanto, reduzido. Isto não comprometeria a obtenção dos diagramas de irradiação desde que os mesmos podem ser determinados como medidas relativas de campo nas diferentes direções. Para contornar estas dificuldades, foram propostas soluções baseadas nos potenciais vetoriais, em integrais do campo distante (Sullivan e Young, 2001) e outras variantes do método FDTD, como o método Pseudo Espectral no Domínio do Tempo (PSTD), que requer apenas dois pontos de cálculo por comprimento de onda (Liu e He, 2001), e alternativas incondicionalmente estáveis (p.ex. *Alternating Direction-Implicit-FDTD* ou *ADI-FDTD*; Chung *et al.*, 2003).

O algoritmo

O método FDTD resolve, num domínio de cálculo previamente discretizado, as equações diferenciais de Maxwell, numa forma explícita de diferenças finitas (Taflove, 1998). Desta forma os cálculos são realizados localmente, considerando apenas a vizinhança do ponto calculado e as soluções avançam no tempo a cada iteração o que permite resolver problemas transientes e outros, como neste caso, nos quais a

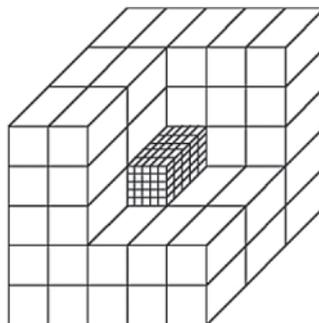


Figura 2. Representação de uma malha tridimensional com células de duas dimensões como a implementada. **Figure 2.** Sketch for a tridimensional grid including cells with two different dimensions.

$$Ez_{i,j,k}^{n+1} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\epsilon_{i,j,h}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j,k} \Delta t}{2\epsilon_{i,j,h}}} \right) Ez_{i,j,k}^n + \left(\frac{\Delta t}{\epsilon_{i,j,k}} \right) \times \left(\frac{Hy_{i,j,k}^{n+1} - Hy_{i-1,j,k}^{n+1}}{\Delta x} - \frac{Hx_{i,j,k}^{n+1} - Hx_{i,j-1,k}^{n+1}}{\Delta y} \right) \quad (5)$$

adequada representação do domínio de cálculo exige matrizes de grandes dimensões. O algoritmo implementa equações semelhantes à (5), que diferem das equações originalmente propostas, pelo fato de calcular ambos os campos, elétrico e magnético numa única malha e não em malhas intercaladas, evitando a duplicação da malha.

Projeto, simulação e medidas com antenas planares

Uma vez que as células da digitalização da cabeça possuem um tamanho definido (Δ), tanto as dimensões dos elementos presentes na simulação (telefone celular, antena, etc) quanto o posicionamento relativo dos mesmos são múltiplos inteiros deste valor. Por exemplo, a distância do telefone celular à cabeça é 0,54 cm (3Δ), ou seja, próxima a uma distância típica de utilização.

O tempo total de cada simulação no supercomputador *Cray T94* foi em torno de 2 horas (incluindo o tempo de espera) utilizando para tanto, uma memória de 820 MB para um total de 2.400 iterações na malha fina com $\Delta t \approx 3$ ps correspondendo a um tempo total de 7,205 ns. Este número de iterações corresponde a 160 iterações na malha grossa para um $\Delta t_g \approx$

45 ps, pois a relação entre Δt e Δt_g corresponde àquela entre as dimensões das malhas, fina e grossa Δ e Δ_g , garantindo a mesma velocidade de propagação em ambas as malhas, para um mesmo meio.

Modelagem da antena tipo monopolo de ¼ de onda

O modelo do aparelho celular portátil consiste numa caixa metálica, coberta com uma camada dielétrica ($\epsilon_r = 2,1$) de 1,8 mm, com dimensões totais de $45 \times 19,8 \times 117$ mm ($25\Delta \times 11\Delta \times 65\Delta$). A antena foi modelada por uma haste metálica de 39,6 mm (22Δ) de comprimento fixada na parte superior da caixa metálica. A frequência de operação definida foi de 1,8926 GHz para que estas dimensões correspondam a $\lambda/4$.

A alimentação é feita através de um cabo coaxial que conecta a antena a uma *softsource* colocada numa célula imediatamente acima da parede absorvedora, onde é forçado o campo E_y (Figura 3a).

Projeto e modelagem da antena planar

Diferentes antenas planares foram propostas (Kaneda *et al.*, 2002; Nakano *et al.*, 2002; Romeu e Soler, 2001; Yang *et al.*, 2001). Aqui será apresentada uma antena em microstrip do tipo patch retangular simples porque suas características são adequadas para esta apli-

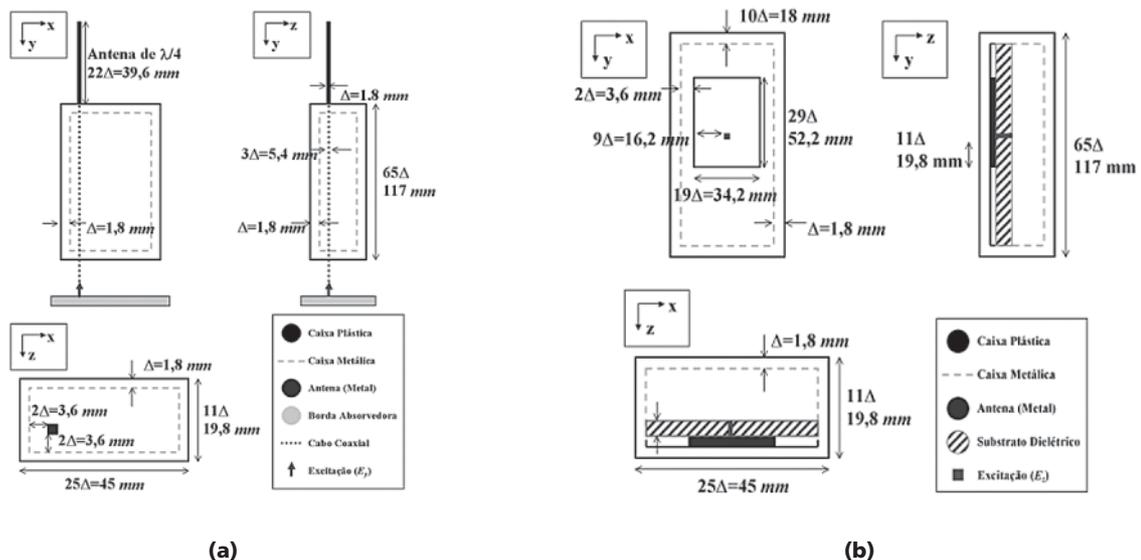


Figura 3. Representação do aparelho celular portátil modelado com (a) antena tipo monopolo de ¼ de onda alimentada por cabo coaxial, e (b) com antena planar com alimentador coaxial. **Figure 3.** Cell phone with : (a) the ¼ monopole antenna feed through coax cable, and (b) the patch antenna.

cação e seu projeto já é bastante estabelecido (Balanis, 1997; Garg *et al.*, 2001).

Nas simulações foram utilizados os parâmetros do substrato RT/duroid 5880 de baixas perdas, que foi usado na implementação da antena ($\epsilon_r = 2,2$, $\text{tg}\delta = 0,0009$ e $h = 3,6$ mm).

A largura da antena deve ser compatível com a largura do aparelho (45 mm = 25 Δ) e com as dimensões das células (voxels) da malha utilizada nas simulações FDTD. Com esta limitação de largura, o plano de terra fica pequeno, os métodos analíticos clássicos usados para o projeto (bem como em algumas simulações) apresentam então resultados aproximados, sendo necessárias medidas ou simulações mais adequadas (p.ex., FDTD) para uma caracterização mais precisa.

A antena foi projetada para ter uma largura $W_1 = 34,2$ mm (19 Δ) e comprimento $L_1 = 54$ mm (30 Δ), de forma que, usando as equações para o modelo de cavidade (Garg *et al.*, 2001), verifica-se que a ressonância ocorre em 1,893 GHz (Figura 3b).

Parâmetros da antena patch simulados no Ensemble®

A antena projetada foi simulada também utilizando o programa para simulação de estruturas planares Ensemble® (SV v. 2.0.57) (Ansoft, 2002), obtendo-se, para os parâmetros acima listados, uma taxa de onda estacionária de 1,014. A largura de banda calculada (Balanis, 1997) para uma taxa de onda estacionária (VSWR) = 3 foi de 11 MHz, e a simulada foi de cerca de 60 MHz de acordo com a Figura 6a. Esta largura de banda pode ser melhorada com um projeto otimizado para este fim. Outros dados obtidos de cálculos são os fatores de qualidade: de perdas no condutor, $Q_c = 6,61 \times 10^3$, de perdas no dielétrico, $Q_d = 1,20506 \times 10^3$, de irradiação, $Q_i = 211,83401$, e total, $Q_t = 175,38344$. Com isso a eficiência estimada é de $\eta = 82,79\%$.

Observa-se que este modo de alimentação não é tão adequado quanto a sonda coaxial utilizada por Salles *et al.* (2002a), obtendo-se maior eficiência e largura de banda ($\eta = 86,17\%$ e 13 MHz), pois aqui a linha de transmissão de alimentação contribui também para a irradiação como se observa em Salles *et al.* (2002b)

Simulações FDTD do campo próximo

Nas simulações efetuadas foram comparados valores de SAR na cabeça de um usuário de telefone celular portátil para duas situações: a) utilizando antena monopolo de $\frac{1}{4}$ de onda; e b) utilizando a antena *microstrip* planar (patch retangular). O objetivo desta comparação é verificar a distribuição de campo no espaço, bem como observar se ocorre diferença na SAR dos tecidos da cabeça devido à utilização destes dois diferentes tipos de antenas.

Nas Figura 4 estão mostradas, respectivamente, as distribuições de campo elétrico ($20 \times \log |E|$) em cortes frontais (no plano da antena monopolo) e coronais (na base da antena monopolo). É possível observar-se que os níveis de campo no cérebro são substancialmente inferiores (mais que 10 dB) quando a antena diretiva é usada.

Nas Figura 5 estão mostradas as distribuições em escala logarítmica (em dB) para facilidade de leitura, da SAR ($10 \times \log[\text{SAR}]$) na cabeça para os mesmos cortes frontais e coronais, respectivamente. Esses valores de SAR são normalizados para uma potência entregue à antena de $P_{del} = 600$ mW (pior situação: potência máxima irradiada por um telefone celular analógico ou um digital operando em roaming), onde 0 dB corresponde à SAR = 1 mW/g. Da mesma forma, observa-se que os valores de SAR na cabeça obtidos com a antena diretiva são pelo menos 10 dB inferiores aos obtidos com a antena convencional. É pos-

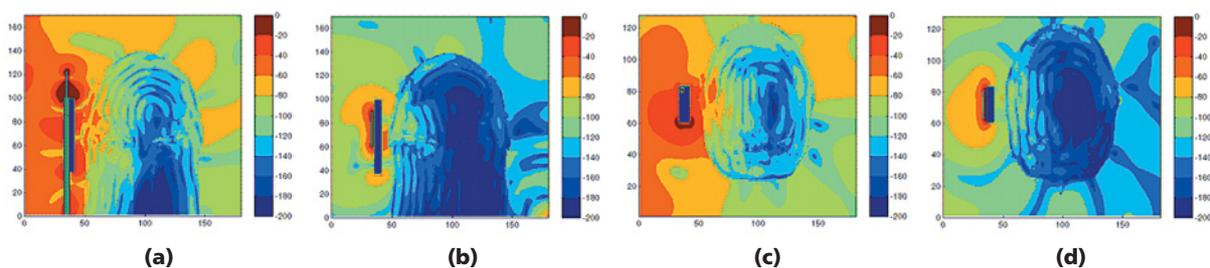


Figura 4. Imagens frontais (xy) da intensidade de campo elétrico ($20 \times \log |E|$) obtidas ao final das simulações, onde utiliza-se: (a) o monopolo de $\frac{1}{4}$ de onda e (b) a antena diretiva, e imagens coronais (xz) para (c) o monopolo de $\frac{1}{4}$ de onda e (d) a antena diretiva. **Figure 4.** Electric field ($20 \times \log |E|$) frontal images (xy) at the end of the simulations: (a) with $\lambda/4$ monopole antenna, and (b) with planar antenna, and coronal images (xz): (c) with $\lambda/4$ monopole antenna, and (d) with planar antenna.

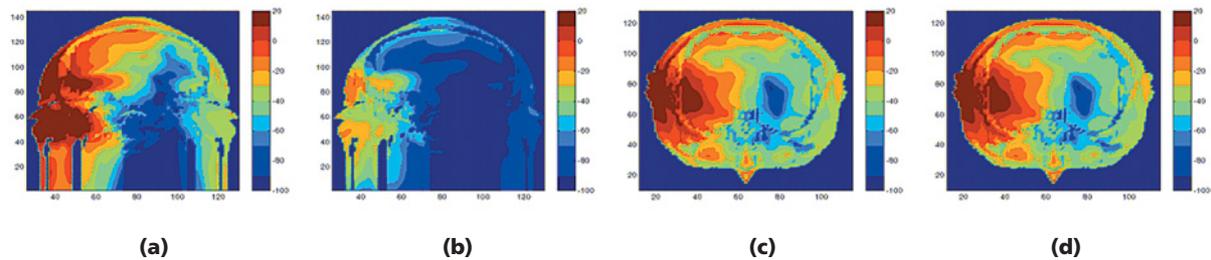


Figura 5. Imagens frontais (xy) da distribuição da SAR ($10 \times \log[\text{SAR}]$) obtidas ao final das simulações, onde utiliza-se: (a) o monopolo de $\lambda/4$ de onda e (b) a antena diretiva. Imagens coronais (xz) da distribuição da SAR ($10 \times \log[\text{SAR}]$) para (c) o monopolo de $\lambda/4$ de onda e (d) a antena diretiva. **Figure 5.** SAR distribution ($20 \times \log[\text{SAR}]$) frontal images (xy) at the end of the simulations: (a) with $\lambda/4$ monopole antenna, and (b) with planar antenna, and coronal images (xz): (c) with $\lambda/4$ monopole antenna, and (d) with planar antenna.

sível estimar nas Figura 5, o valor médio de SAR para 10 g de tecido contínuo, a partir do cálculo em volumes cúbicos com cerca de 2,2 cm de aresta. Uma vez que a norma recomendada pela ANATEL (ANATEL, 2002) para o Brasil estabelece um limite máximo de SAR = 2 mW/g, observa-se nas Figura 5a e 5c que a antena convencional supera por muitas vezes aquela norma, nas condições mencionadas. Estes resultados são comparáveis aos obtidos por outros autores (Bernardi *et al.*, 2001; Dimbylow e Gandhi, 1991; Iskander *et al.*, 2000; Jensen e Rahmat-Samii, 1995; Okoniewski e Stuchly, 1996; Watanabe *et al.*, 1996). Por outro lado, conforme mostrado em trabalhos anteriores (Salles *et al.*, 2000, 2001) o maior afastamento entre a antena e a cabeça pode levar ao atendimento da norma mesmo quando a antena convencional é utilizada.

No caso da antena diretiva, a redução dos valores do campo e da SAR na cabeça é considerável, levando, via de regra, ao atendimento à norma. Resultados análogos também foram obtidos por outros autores (Bernardi *et al.*, 2001; Jensen e Rahmat-Samii, 1995).

Uma vez que a potência absorvida na cabeça (que é parte da potência absorvida total, P_{abs}) é menor, observa-se uma melhoria na eficiência de irradiação, $\eta = (P_{del} - P_{abs}) / P_{del}$, das antenas diretivas (em comparação com o monopolo), o que já havia sido assinalado por outros autores.

Simulações FDTD do campo distante

O método FDTD com a malha grossa foi utilizado para obter os resultados em campo distante ($d \geq 10\lambda$), com e sem a presença da cabeça, tanto para a antena monopolo como para a antena diretiva, em cerca de 1,9 GHz. Os diagramas de irradiação obtidos, na for-

ma polar no plano horizontal, estão apresentados na Figura 6, tanto da antena monopolo como da antena diretiva. Estes têm escala radial de 5 dB e, para efeitos de simplicidade na comparação, os campos estão normalizados na direção oposta à cabeça. Nas simulações, a metalização posterior da antena (ou seja, o plano terra) não está efetivamente aterrada, configurando uma situação mais próxima à situação realmente encontrada no caso dos telefones portáteis onde não existe um plano terra efetivo. Nesta situação, obteve-se um diagrama de irradiação horizontal com uma relação frente/costas de cerca de 10 dB, como mostra a Figura 6b. Resultado semelhante foi obtido por Iskander *et al.* (2000). Também os resultados medidos e apresentados a seguir, são próximos deste valor e podem ser considerados adequados para a aplicação em antenas de transceptores móveis operados muito próximos à cabeça do usuário.

Na Figura 6a aparecem os diagramas de irradiação no plano horizontal para a antena monopolo de $\lambda/4$ de onda com (linha pontilhada) e sem (linha contínua) a cabeça. Observa-se uma diminuição de cerca de 5 dB na direção do usuário devido à presença da cabeça, como tem sido usado no projeto de enlaces (Body Loss) (Holma e Toskala, 2000; Nielsen *et al.*, 2001).

Na Figura 6c ambas antenas são comparadas quando operam na presença da cabeça. Aí se observa então, que no caso da antena diretiva (linha pontilhada) a relação frente/costas se mantém pouco menor que 10 dB. Então, para o caso de uma antena diretiva com baixas perdas e baixa taxa de onda estacionária, naturalmente a energia emitida na direção oposta à cabeça (direção preferencial de comunicação) é maior do que no caso da antena convencional, o que seria benéfico em termos de cálculo do enlace.

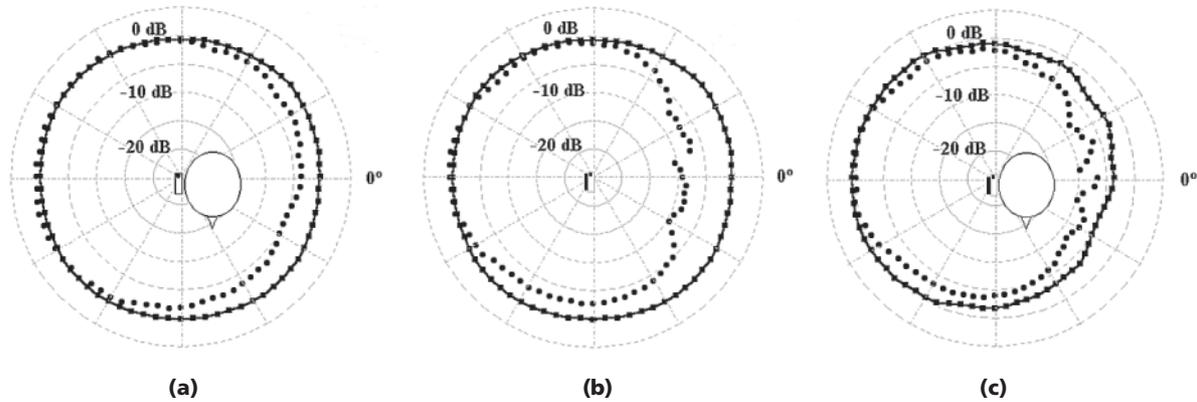


Figura 6. (a) Diagrama de irradiação horizontal para a antena monopolo de $\lambda/4$ de onda: Linha contínua \rightarrow sem a cabeça, Linha pontilhada \rightarrow com a cabeça. (b) Diagrama de irradiação horizontal em espaço livre (sem a cabeça): Linha contínua \rightarrow monopolo de $\lambda/4$ de onda, Linha pontilhada \rightarrow antena diretiva. (c) Diagrama de irradiação horizontal na situação de uso (com a cabeça): Linha contínua \rightarrow monopolo de $\lambda/4$ de onda, Linha pontilhada \rightarrow antena diretiva. **Figure 6.** (a) $\lambda/4$ monopole antenna horizontal plane radiation pattern: Continuous line \rightarrow without head, Dotted line \rightarrow with head. (b) Horizontal plane radiation pattern in the absence of the head: Continuous line \rightarrow $\lambda/4$ monopole antenna, Dotted line \rightarrow patch antenna. (c) Horizontal plane radiation pattern in the presence of the head: Continuous line \rightarrow $\lambda/4$ monopole antenna, Dotted line \rightarrow patch antenna.

Resultados medidos

Dois protótipos da antena projetada foram realizados sobre substratos RT/duroid[®] 5880 de 1,8 mm de largura e utilizando conectores SMA.

A taxa de onda estacionária simulada está mostrada na Figura 8a, e a medida (com o analisador de espectro S331A Wiltron) na Figura 8b. A frequência de ressonância medida foi de 1.828 MHz e a largura de banda para VSWR = 2 foi de 15 MHz.

Em seqüência foram realizadas medidas em câmara anecoica de 5x5x5 m³, usando como receptor um Analisador de Interferência superheterodino

EMC-60 (Electro-Metrics), acoplado à antena sob teste, e, como gerador, um Sintetizador de Frequências 6745B (Wiltron), com um amplificador VZL6041-K1 (Varian), e antena corneta padrão.

Desta forma foram realizados dois tipos de medidas: (a) medidas em que o plano terra da antena patch foi desconectado da malha de terra dos cabos do receptor para simular a situação de uso de um telefone celular (ou seja, sem plano de terra efetivo) e, (b) medidas com o conector normalmente soldado ao plano terra.

Observa-se que quando o plano de terra não está efetivamente aterrado, tem-se uma relação frente/cos-

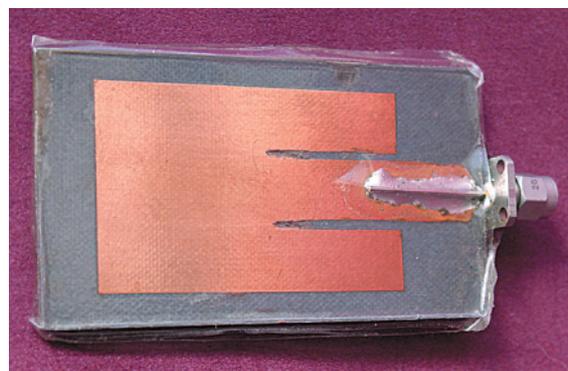


Figura 7. Antena tipo patch retangular medida. **Figure 7.** Measured Patch antenna.

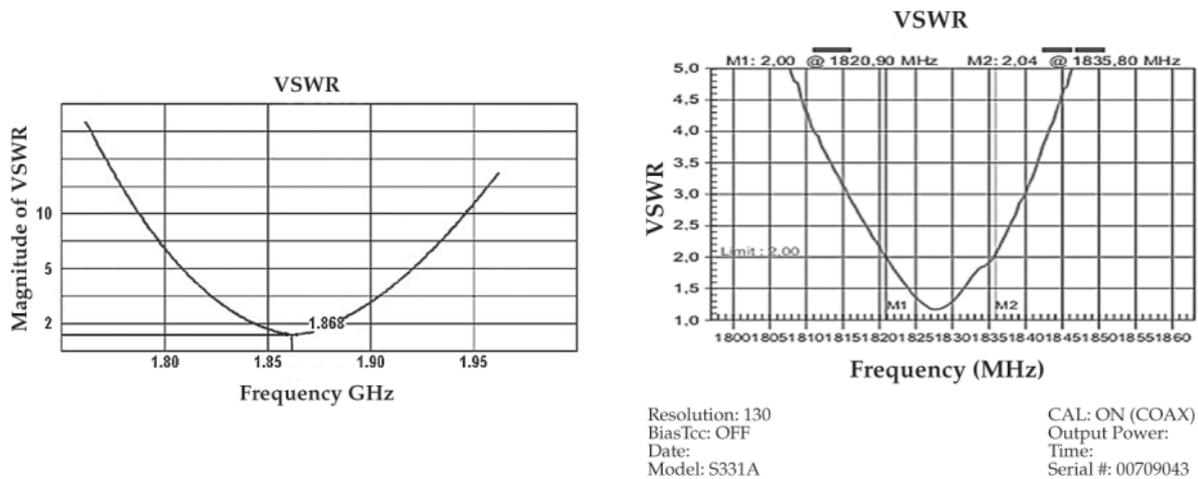


Figura 8. Taxa de onda estacionária para a antena patch: (a) simulada no Ensemble® e (b) medida com o S331A. **Figure 8.** Patch antenna standing wave ratio (a) calculated with Ensemble™, and (b) measured with S331A.

tas de aproximadamente 10 dB e ângulo de meia potência de 150°, que são valores próximos aos obtidos nas simulações FDTD. Já com o plano terra efetivamente aterrado, verifica-se uma relação frente/costas maior que 20 dB e ângulo de meia potência de cerca de 110°.

As comparações dos diagramas de irradiação no plano horizontal medidos para os dois tipos de aterramento e o diagrama obtido na simulação FDTD estão na Figura 9.

Comentários e Conclusões

Neste trabalho foram resumidos os principais efeitos térmicos e não térmicos das radiações não ionizantes, a

simulação da SAR absorvida na cabeça do usuário de telefones móveis, dos campos irradiados nas regiões próxima e distante com antenas convencionais e com antenas planares, bem como o projeto, as estimativas teóricas e as medidas em uma antena planar simples em *microstrip*, tipo *patch* retangular, para a faixa de 1,9 GHz. O software *Ensemble*® foi utilizado para simular a taxa de onda estacionária em sua entrada e sua largura de banda. O método FDTD foi utilizado para determinar o diagrama de irradiação no plano horizontal e os valores dos campos irradiados na região de campo próximo. Observa-se que quando não existe efetivo aterramento do plano de terra (situação análoga à da operação típica

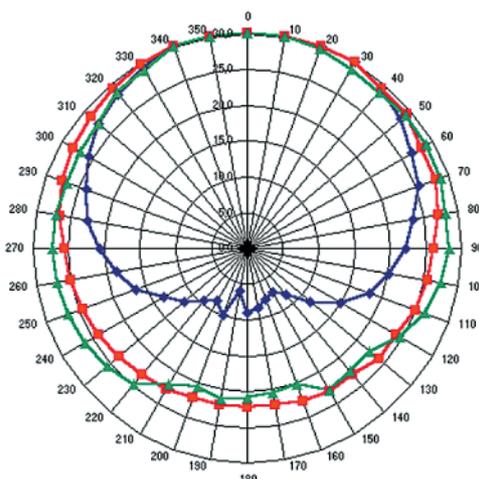


Figura 9. Diagramas de irradiação no plano horizontal medidos para antena patch com o plano terra efetivamente aterrado (azul), não aterrado (vermelho) e calculado com o FDTD (verde) (5 dB por divisão na escala radial). **Figure 9.** Patch antenna horizontal plane radiation pattern: measured with ground plane effectively grounded (blue), non grounded (red) and calculated via FDTD (green) (radial scale: 5 dB per division).

de um telefone celular), os resultados para o diagrama de irradiação medidos foram bastante próximos aos simulados usando o método FDTD. Observa-se, p.ex., relação frente/costas da ordem de 10 dB, e abertura de feixe de meia potência da ordem de 150°. Isto resulta numa redução da SAR na cabeça a um valor que pode ser suficiente para o atendimento das normas mais difundidas (ICNIRP, 1998; IEEE/ANSI, 1992). A largura de faixa obtida (cerca de 15 MHz, ver Figura 8b) ainda poderá ser melhorada com um projeto otimizado. Outros valores estimados e medidos, p.ex., para a taxa de onda estacionária na entrada (menor que 2) e para a eficiência de irradiação da antena também se mostraram adequados para aplicações em transceptores móveis.

As antenas planares, apresentando moderada diretividade, sendo pequenas, compactas, integráveis na caixa do transceptor e de baixo custo, poderão se constituir em alternativa desejada para utilização em futuras gerações de transceptores móveis, com uma melhoria na qualidade do sinal, redução no consumo da bateria, e redução do risco à saúde dos usuários. Isto torna-se importante, especialmente porque as normas internacionais mais difundidas consideram unicamente os efeitos térmicos, e caso os efeitos não térmicos sejam efetivamente reconhecidos, então os limites de exposição deverão se tornar substancialmente mais restritivos, tornando ainda mais recomendável a utilização de antenas diretas.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos Engs. Leandro Nunes de Souza, do CIENTEC – RS, Luis Hélio Mendes Teles da ALR Sistemas Digitais, Paulo Serafini, ao professor Jorge Lisbôa e aos alunos Rudolf Gnewuch e Gabriel Fernando Lamas Sosa, por suas importantes colaborações em diferentes etapas deste trabalho.

Referências

ANATEL (2002), *Regulamento sobre Limitação da Exposição a Campos Elétricos, Magnéticos e Eletromagnéticos na faixa de Radiofrequências entre 9 kHz e 300 GHz*. Agência Nacional de Telecomunicações, Brasília, 2 Jun; anexo à Resolução nº 303.

Ansoft (2002), *Ensemble: 3D, Electromagnetic, Method of Moments Simulation Tool for High-Frequency Design*. Available from: http://www.ansoft.com/news/press_release/ensemble_sv_11_00.cfm

Balanis, C. (1997), *Antenna Theory Analysis and Design*. New York: John Wiley & Sons.

Bérenger, J.P. (1997). "Improved PML for the FDTD solution of wave-structure interaction problems", *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 45, n. 3, p. 466-473.

Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., Piuze, E. (2001), "Power absorption and temperature elevation induced in the human head by a dual-band monopole-helix antenna phone", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 49, n. 12, p. 2539-2546.

Bernhart, J.H. (1992), "Non-ionizing radiation safety: Radiofrequency radiation, electric and magnetic fields", *Physics on Medicine and Biology*, v. 37, n. 4, p. 807-844.

Bronzino, J.D. (1995), *The Biomedical Engineering Handbook* [Editor]. New York: CRC Press and IEEE Press, p. 1380-1440.

CENELEC (2000), *Basic Standard for the Measurement of Specific Absorption Rate Related to Human Exposure to Electromagnetic Fields from Mobile Phones (300 MHz - 3 GHz)*, Brussels: Comité Européen de Normalisation en Électronique et en Électrotechnique, Apr, Rev. Final Draft, TC-211.

Chung, Y.S., Sarkar, T.K., Jung, B.H., Salazar-Palma, M. (2003), "An unconditionally stable scheme for the finite-difference time-domain method", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 51, n. 3, p. 697-704.

De Pomerai, D., Daniells, C., David, H., Allan, J., Duce, I., Mutwakil, M., Thomas, D., Sewell, P., Tattersall, J., Jones, D., Candido, P. (2000), "Non-thermal heat-shock response to microwaves", *Nature*, v. 405, n. 25, p. 417-418.

De Pomerai, D., Daniells, C., David, H., Allan, J., Duce, I., Mutwakil, M., Thomas, D., Sewell, P., Tattersall, J., Jones, D., Candido, P. (2000), "Microwave radiation induces a heat-shock response and enhances growth in the nematode *Caenorhabditis Elegans*", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 48, n. 11, p. 2076-2081.

Dimbylow, P.J., Gandhi, O.P. (1991), "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", *Physics in Medicine and Biology*, v. 36, n. 1, p. 1075-1089.

Fischetti, M. (1993), "The cellular phone scare", *IEEE Spectrum*, v. 30 n. 6, p. 43-47.

Garg, R., Bhartia, P., Bahl, I., Ittipiboon, A. (2001), *Microstrip Antenna Design Handbook*. London: Artech House.

Grant, L.J. (1981), *Practical Aspects of Non-Ionizing Radiation Protection*. Leeds: The Hospital Physicists Association.

Holma, H., Toskala, A. (2000), *WCDMA for UMTS: Radio Access for Third Generation Mobile Communications* [editors], New York: John Wiley & Sons.

ICNIRP (1998), "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*, v. 74, n. 4, p. 494-522.

IEEE/ANSI (1992), *IEEE C95.1-1991: IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*. New York: The Institute of Electrical and Electronics Engineers/American National Standards Institute.

Iskander, M.F., Yun, Z., Quintero-Illera, R. (2000), "Polarization and human body effects on the

- microwave absorption in a human head exposed to radiation from hand held devices”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 48, n. 11, p. 1979-1987.
- Jensen, M.A. Rahmat-Samii, Y. (1995), “EM interaction of handset antennas and a human in personal communications”, *Proceedings of the IEEE*, v. 83, n. 1, p. 7-17.
- Kaneda, N., Deal, W.R., Qian, Y., Waterhouse, R., Itoh, T. (2002), “A broad band planar quasi yagi antenna”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 50, n. 8, p. 1158-1160.
- Liu, Q.H., He, J.Q. (2001), “An efficient PSTD algorithm for cylindrical coordinates”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 49, n. 9, p. 1349-1351.
- Mur, G. (1981), “Absorbing boundary conditions for the finite-difference approximation of the time-domain electromagnetic field equations”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, v. 23, n. 4, p. 377-382.
- Nakano, H., Yasui, H., Yamauchi, J. (2002), “Numerical analysis of two arm spiral antennas printed on a finite size dielectric substrate”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 50, n. 3, p. 362-370.
- Nielsen, J., Pedersen, G., Olesen, K., Kóvacs, I. (2001) “Statistics of measured body loss for mobile phones”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 49, n. 9, p. 1351-1353.
- Okoniewski, M., Stuchly, M.A. (1996), “A study of the handset antenna and human body interaction”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 44, n. 10, p.1855-1864.
- Romeu, J. Soler, J. (2001), “Generalized Sierpinski fractal multiband antenna”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 49, n. 8, p. 1237-1239.
- Salles, A.A.A. (1996), “Efeitos biológicos dos telefones celulares portáteis”, *Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações*, v. 11, n. 1, p. 71-80.
- Salles, A.A.A., Fernández, C., Bonadiman, M. (2001), “Distância da antena e potência absorvida na cabeça do usuário de telefone celular portátil”, *Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações*, v. 16, n. 1, p. 16-28.
- Salles, A.A.A., Fernández, C., Bonadiman, M. (2002), “Simulação do campo distante e da SAR na cabeça do usuário do telefone celular para antenas convencionais e planares. In: E. Fontana e A.J.B. de Oliveira [Eds.], *Anais do X Simpósio Brasileiro de Microondas e Optoeletrônica – SBMO2002*, Recife, v. 1, p. 347-351.
- Salles, A.A.A., Fernández, C., Bonadiman, M. (2002), “Far field, near field and SAR simulation for cell phones operating close to the head”, In: HCC Fernandes [Ed.], *Proceedings of the IEEE – COMSOC International Telecommunications Symposium – ITS2002*, Natal, Brazil, v. 1 [CD-ROM].
- Stuchly, M.A. (1995), “Mobile communication systems and biological effects on their users”, *The Radio Science Bulletin*, n. 275, p. 7-13.
- Sullivan, D., Young, J.L. (2001), “Far field time domain calculations from aperture radiators using the FDTD method”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 49, n. 3, p. 464-469.
- Taflove, A. (1998), *Advances in Computational Electrodynamics: The Finite Difference Time Domain Method*. London: Artech House.
- Watanabe, S., Taki, M., Nojima, T. Fujiwara, O. (1996), “Characteristics of the SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand-held portable radio”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, v. 44, n. 10, p. 1874-1883.
- Yang, F., Zhang, X.X., Ye, X., Rahmat-Samii, Y. (2001), “Wide band E-shaped patch antennas for wireless communications”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, v. 49, n. 7, p. 1094-1100.