

# 携帯電話に対する人体ドシメトリの計算機シミュレーション

王 建青 藤原 修

名古屋工業大学 電気情報工学科

## 1. まえがき

携帯電話はその利便性のゆえに爆発的に普及しており，その勢いは留まることを知らない．一方，携帯電話使用時には枢要器官の頭部は局所的に強い電磁界に曝されることになり，その安全利用を目的とする局所吸収指針が世界各国において相次いで制定されている．一般に電波と呼ばれる高周波電磁波の人体影響は，内部組織の温度上昇に起因するものとされ，携帯電話を対象とした上述の安全指針もこれを共通のベースとしている．そのとき，評価尺度としては単位体重当たりの吸収電力，すなわち SAR (Specific Absorption Rate, 単位 W/kg) が用いられ，SAR を定量することを「ドシメトリ (Dosimetry)」という．しかしながら，人体内部の SAR は直接測定が不可能なため，ドシメトリ評価には数値モデルによる計算機シミュレーションかファントムと呼ばれる擬似人体モデルでの測定に頼らざるを得ない．携帯電話のドシメトリの計算評価には人体頭部を解剖学的に詳細に模擬した数値モデルが用いられ，そのドシメトリのシミュレーションも数値モデルの分解能の向上とともに大規模となり，大型計算機の利用が欠かせないものとなっている．

本文では，携帯電話に対する人体頭部ドシメトリの計算手法の概要を述べ，東北大学情報シナジーセンターのスーパーコンピュータを利用した筆者らのシミュレーション例[1]を紹介する．また，プログラムのベクトル化と並列化の向上手法についても述べる．

## 2. 計算法

ドシメトリの指標となる SAR は，生体組織内の電界を  $E$ ，導電率を  $\sigma$ ，密度を  $\rho$  とすれば， $SAR = \sigma E^2 / 2\rho$  で計算される．従って，携帯電話による頭部ドシメトリの計算評価は，結局生体組織内の電界  $E$  を求めることに帰着し，一般に FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法[2]が用いられる．FDTD 法とは，電界  $E$ ，磁界  $H$  に関するマクスウェルの方程式を時間領域と空間領域とで差分化し，その差分式を時間領域で逐次計算することで計算領域内の電磁界を数値的に求める手法をいう．電

界  $E$  , 磁界  $H$  に関するマクスウェルの方程式について FDTD 定式化を行うと , 例えば電界  $E$  と磁界  $H$  の  $z$  成分はそれぞれ

$$E_z^{n+1}(i, j, k) = \frac{1 - \sigma\Delta t / 2\varepsilon}{1 + \sigma\Delta t / 2\varepsilon} E_z^n(i, j, k) + \frac{\Delta t / \varepsilon}{1 + \sigma\Delta t / 2\varepsilon} \left[ \frac{H_y^{n+1/2}(i, j, k) - H_y^{n+1/2}(i-1, j, k)}{\Delta x} - \frac{H_x^{n+1/2}(i, j, k) - H_x^{n+1/2}(i, j-1, k)}{\Delta y} \right] \quad (1)$$

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

で表せる . ここで , 式(1) , 式(2)の  $\mu$  ,  $\varepsilon$  ,  $\sigma$  はそれぞれ媒質の透磁率 , 誘電率 , 導電率である . 空間領域における差分化として , 計算対象を三次元の微小立方体か直方体 (セル) に分割し , 各セルに生体組織と対応する電気定数 ( 誘電率  $\varepsilon$  と導電率  $\sigma$  ) を割り付ける .

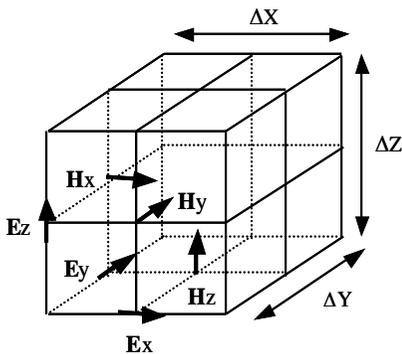


図 1 FDTD 単位セル内の電磁界配置

```
CALL SETUP
T=0
DO N=1, N_TI MESTEP
  CALL E_FIELDCALCULATION
  CALL E_FIELDPML
  T=T+DT/ 2
  CALL H_FIELDCALCULATION
  CALL H_FIELDPML
  T=T+DT/ 2
END DO
```

図 2 FDTD プログラム例

図 1 は単位セル内の電磁界各成分の空間配置を示す . 基本的には電界はセルの各辺に沿って , 磁界は面の中心に垂直に割り当てられ , 電界と磁界は空間的に相互に配置される . これは , 電界の回転が磁界を , 磁界の回転が電界を作るというマクスウェルの方程式を満たすような配置となっている . 一方 , 時間軸においては電界と磁界は時

間的に相互に配置されることになる．例えば，電界を  $t=n\Delta t$  ( $\Delta t$ : 時間ステップ)の整数次の時刻に，磁界を  $t=(n+1/2)\Delta t$  の半整数次の時刻にそれぞれ割当て， $t=(n-1)\Delta t$  の電界  $E^{n-1}$  と  $t=(n-1/2)\Delta t$  の磁界  $H^{n-1/2}$  とから  $E^n$  を， $H^{n-1/2}$  と  $E^n$  とから  $H^{n+1/2}$  をそれぞれ計算する，というように電界，磁界が順次計算される．特に，式(1)，(2)からもわかるように， $(i, j, k)$  での電界を計算するためにはその前の  $\Delta t/2$  時刻の隣接磁界，同様に  $(i, j, k)$  での磁界を計算するためにはその前の  $\Delta t/2$  時刻の隣接電界が用いられるため，FDTD 法は大型計算機の得意とする大規模並列計算に特に適しているといえる．なお，計算機で取り扱える解析領域は有限であるため，解析領域を仮想的な境界で閉じておく必要がある．この仮想的な境界を吸収境界といい，その条件を吸収境界条件という．代表的な吸収境界条件は，境界に仮想的な吸収媒質を置いて入射波を減衰させる PML ( Perfectly Matched Layer ) である．

FDTD 計算のプログラム例は図 2 に示す．

### 3．頭部内 SAR のシミュレーション例

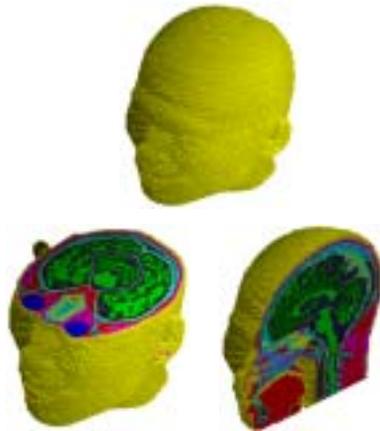


図 3 頭部数値モデル

図 3 は日本人成人男性の頭部 MRI(Magnetic Resonance Imaging)データから筆者らが製作した頭部数値モデルを示す．MRI データは，各水平断面において  $256 \times 256$  ピクセル (約 1 mm 四方) の空間分解能，9 ビットグレースケールの濃淡分解能を有する．この MRI データを基に，各ピクセルを放射線医師の指導の下で，17 種類の RGB(Red-Green-Blue)コードのいずれかに指定することで皮膚，脂肪，筋肉，骨，脳など 17 種類の組織を同定した．こうして得られた頭部数値モデルは，一辺 2mm の立

方体セルを約 53 万個集積して構成されている。

図 4 は携帯電話機による頭部垂直断面内の SAR 空間分布を示す。なお、図(a)は携帯電話機のアンテナが伸張時、図(b)は収納時のものである。図から、SAR の最大値は携帯電話機側の頭部表面耳付近で生じ、そこから遠ざかるに従って SAR は減衰し、頭部内部にはホットスポットは形成されないことがわかる。また、アンテナ収納時には短いアンテナ部及び筐体上方に電流が集中した結果、高 SAR 領域は耳付近に集中するが、アンテナ引き出し時にはそれが頭部上方に分散され、曝露領域が広がるもののピーク SAR 値は低くなる。

このように、頭部内 SAR 分布をシミュレーションすることで、人体に対する安全性評価を行うことが可能となる。

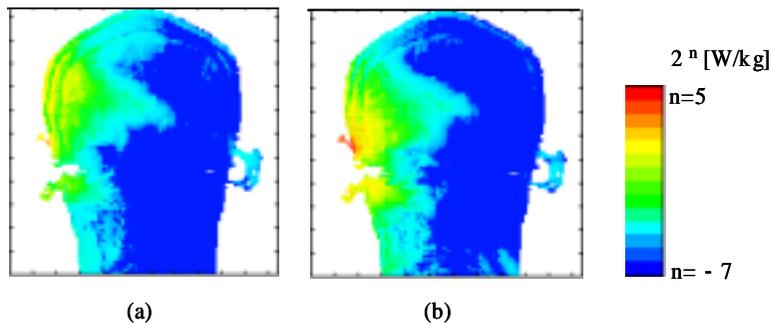


図 4 携帯電話による頭部垂直断面内の SAR 空間分布  
(a)アンテナ伸張時；(b)アンテナ収納時

#### 4 . FDTD コードの性能向上

前述ドシメトリで用いた筆者らの FDTD コードの性能向上にあたっては、東北大学情報シナジーセンターから有益な助言と指導を頂いた。この FDTD コードは当初 Fortran 77 で作成されたもので、PC Unix 上で使用することを想定し、演算は全て単精度で行われている。しかし、スーパーコンピュータ(NEC SX-4)は演算を倍精度で行うために、型宣言が単精度の場合には、単精度 倍精度間の変換が必要になり、単精度版のままでは演算が遅くなる。これに対処するために、プログラムの先頭に全ての変数を倍精度に指定するように

```
IMPLICIT REAL*8 (A-H,O-Z)
```

を追加することにした。

FDTD 計算における電界と磁界の計算部は、式(1)と(2)からもわかるように高ベクト

ル化率と高並列化率が容易であるが、PML 吸収境界条件の部分は、一般に PML の層

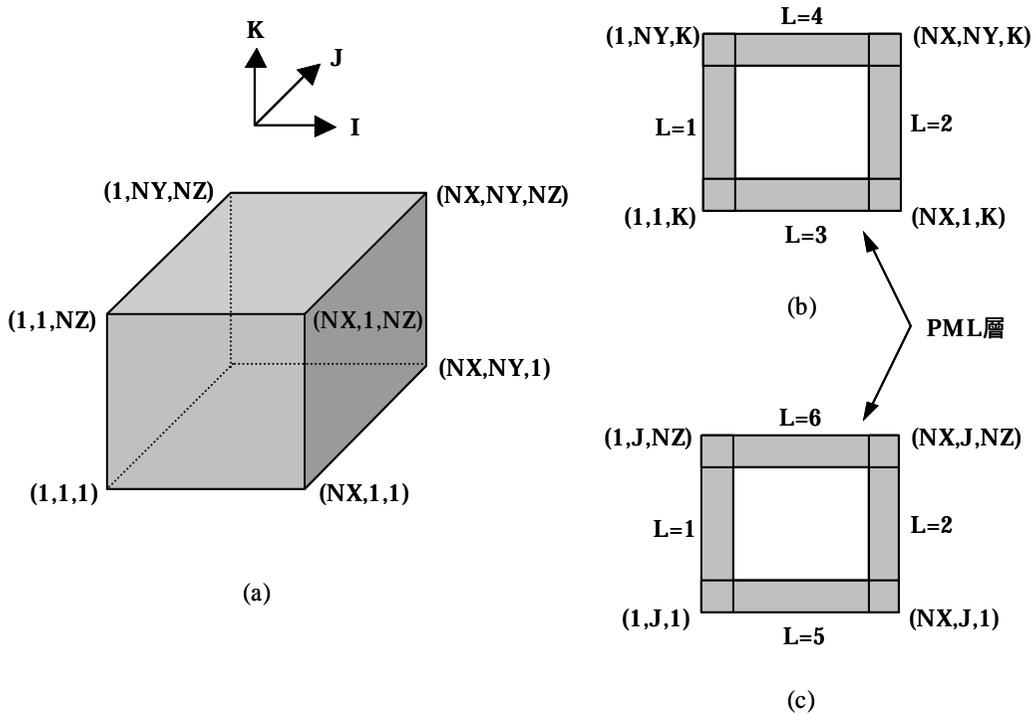


図5 FDTD解析空間とPML各層の配置  
(a) 全FDTD解析空間；(b) I J平面断面図；(c) I K平面断面図

数  $M$  が 10 前後（筆者らのプログラムでは  $M=12$ ）しかなく、ベクトル化と並列化においては工夫を要する。図5にFDTD解析領域とPML媒質の配置を示す。PML媒質層は解析領域を囲んで  $L=1$  から6まで計6面がある。図6に電界に対する  $E\_FIELD\_PML$  の例を示す。このプログラムは文献2で紹介されたもので、広く用いられているようである。PML媒質層（図中グレーの領域）が解析領域を囲んで6面があるので、各PML媒質の始点の座標、終点の座標を  $LPMLII(L,1)$ ,  $LPMLJJ(L,1)$ , ...,  $LPMLKK(L,2)$  によって定めている。ただし、 $L=1$  は、 $I=1$  に接するPML層、 $L=2$  は  $I=NX$  に接する層、同様に、例えば、 $L=6$  は  $K=NZ$  に接する層としている。このプログラムは見かけ上非常にコンパクトに書かれているが、次のような問題点がある。

- (1) ベクトル化率を向上させるためには、最内側のループの長さが最大になるようなループ構成にする必要があるが、図6のプログラムでは  $L=5$  と6のときに最内側の  $K$  に関するループは11か12の長さしかなく、ベクトル長は極めて短

い。例えば, E\_FIELD\_PML の平均ベクトル長は理想値 256 に対して僅か 31 であった。

- (2) 並列化の効率を向上させるためには, できるだけ外側のループで並列化する必要があるが, 図6のプログラムでは, 最も外側の L のループは長さが6と短い。これでは, 例え 16 や 32 個の CPU で並列演算を行わせても並列化の効果は実質的に発揮されない(後述の[備考]参照)。

```

DO L=1, 6
  I0=LPMLI(L, 1)
  I1=LPMLI(L, 2)
  J0=LPMLJJ(L, 1)
  J1=LPMLJJ(L, 2)
  K0=LPMLKK(L, 1)
  K1=LPMLKK(L, 2)

  L1=LPMLST(L)
  DO I=I0, I1-1
    DO J=J0+1, J1-1
      DO K=K0+1, K1-1
        EX_FIELDCALCULATION
        L1=L1+1
      END DO
    END DO
  END DO

  L2=LPMLST(L)
  DO I=I0+1, I1-1
    DO J=J0, J1-1
      DO K=K0+1, K1-1
        EY_FIELDCALCULATION
        L2=L2+1
      END DO
    END DO
  END DO

  L3=LPMLST(L)
  DO I=I0+1, I1-1
    DO J=J0+1, J1-1
      DO K=K0, K1-1
        EZ_FIELDCALCULATION
        L3=L3+1
      END DO
    END DO
  END DO
END DO

```

図6 E\_FIELD\_PMLのプログラム例  
(文献2より)

```

DO K=2, M
  DO J=2, NY-1
    DO I=1, NX-1
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
END DO

DO K=M+1, NZ-M
  DO J=2, M
    DO I=1, NX-1
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
  DO I=1, M
    DO J=M+1, NY-M
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
  DO I=NX-M, NX-1
    DO J=M+1, NY-M
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
  DO J=NY-M+1, NY-1
    DO I=1, NX-1
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
END DO

DO K=NZ-M+1, NZ-1
  DO J=2, NY-1
    DO I=1, NX-1
      EX_FIELDCALCULATION
    END DO
  END DO
END DO

```

以下EY, EZ同様

図7 E\_FIELD\_PMLのプログラム例  
(改良版)

実際に、SX-4でのトレース解析結果によれば、FDTD全計算時間の6割がPMLの部分で費やされていることがわかった。この問題に対処する手段として、まず、変数Lをなくし、従来のL、I、J、Kに関する4重ループをI、J、Kに関する3重ループに変更した。その結果、プログラム上ではI、J、Kに関する3重ループが従来の3つから18になる。つぎに、ベクトル化率を向上させるために、最内側のループ変数をループ長の長いものにした。即ち、L=1と2に対応するPML層についてはJを最内側のループ変数、L=3~6に対応するPML層についてはIを最内側のループ変数にし、ループ長がPMLの層数Mしかないような変数を最内側のループにしない。さらに、並列化の効率を上げるために、最外側のループをできるだけループ長の長いものに変更した。このような考え方に基づいた電界に関するPMLのプログラム例を図7に示す。なお、磁界に関するPMLも全く同様である。

表1にベクトル化と並列化の向上効果を示す。このときNX=NY=NZ=251、時間ステップ数N\_TIMESTEP=100とした。表から、プログラム全体の平均ベクトル長は75.8から231.2に3倍以上(PMLだけの平均ベクトル長が242まで)向上したこと、またこのベクトル化の向上で演算時間が51.1%に低減されたことがわかる。さらに、従来のプログラムではLが最大6なので、16並列しても8並列時と同様な演算時間を要したが、プログラムの改良で並列化の効果が向上し、改良前に比べて8並列では74%、16並列では82%の演算時間の短縮ができた。

表1 実行時間と平均ベクトル長

	従来			改良後		
	並列せず	8並列	16並列	並列せず	8並列	16並列
実行時間(相対値)	100.0	27.6	27.7	51.1	7.2	4.9
平均ベクトル長	75.8	75.8	75.8	231.2	231.2	231.2

[備考]

図6のプログラムは、自動並列化のオプション-PautoだけではIのループでの並列化となり、粒度(並列実行される部分の時間)が小さくて並列化の効率は悪い。そこで、つぎの並列化指示行を「DO L=1,6」の直前に指定して、Lのループで並列化し、粒度を大きくすることもできる。ただし、この場合でも、Lの長さは6なので、6個

の CPU しか使われない。

```
!cdir paralleldo private(I0,I1,J0,J1,K0,K1,L1,L2,L3)
```

ここで、「private()」は並列化に際して CPU ごとに確保すべき変数を指定したものである。

## 5 . むすび

スーパーコンピュータを利用した携帯電話に対する頭部ドシメトリに関する筆者らの FDTD 計算例を紹介し、PML 吸収境界条件のベクトル化と並列化の向上手法を述べた。FDTD 法は極めて並列化に向くアルゴリズムであり、スーパーコンピュータ上でその威力が一層発揮される。人体を解析対象とする研究分野では、人体数値モデルの分解能や組織数は年を追うごと高精度かつ大規模になっており、スーパーコンピュータの利用価値は一層高まるものと予想される。

## 謝辞

本研究での計算の一部は、東北大学情報シナジーセンターのスーパーコンピュータを使用して行われたものである。計算コードのベクトル化・並列化にあたっては、情報シナジーセンターから有益な指導と助言をいただいた。

## 文献

[1] J. Wang and O. Fujiwara, "Dosimetry in the human head for portable telephones," in *The Review of Radio Science 1999-2002*, Edited by W.R. Stone, Wiley-Interscience, 2002, pp.51-63.

[2] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998.