

### 3 身体内の電界および磁界

#### 3.1 序

2章では、人々がばく露される界について述べた。これらの界へのばく露の結果、身体内には電界と電流が誘導される。本章では、外部の界および接触電流と、身体内に誘導される電流密度および電界との関係について述べ、これらを定量化する。組織や細胞内の内部磁界は外部の界と同じであるため、組織および細胞内に誘導される電界と、その結果生じる電流密度のみを検討する。本章ではまず、細胞または細胞集合の大きさを大幅に超える巨視的スケール、次に、細胞と同程度かそれ以下の大きさの微視的スケールでの計算について考察する。

超低周波では、ばく露は電界強度 ( $E$ ) または電束密度 (電気変位とも呼ばれる) のベクトル ( $D$ )、および磁界強度 ( $H$ ) または磁束密度 (磁気誘導とも呼ばれる) ( $B$ ) で特徴付けられる。これらのパラメータはいずれもベクトルである; 本モノグラフではベクトルは斜字体で表す (2.1.1 項も参照)。電束密度および磁束密度は、任意の位置  $r$  における媒質の特性により、次式のように界の強度に関連付けられる:

$$D(r) = \hat{\epsilon} E(r)$$

$$B(r) = \hat{\mu} H(r)$$

ここで、 $\hat{\epsilon}$  は複素誘電率、 $\hat{\mu}$  は透磁率である。生物学的媒質では  $\hat{\mu} \cong \mu_0$  であり、 $\mu_0$  は自由空間 (空気) の透磁率である。準静的条件を前提とすることができるため、電界と磁界は対ではないものとする (Olsen, 1994)。任意の位置でのばく露を決定する場合、電界と磁界の両者を別途計算あるいは測定する必要がある。同様に、体内の誘導電界も個別に評価する。電界と磁界への同時ばく露に関しては、重ね合せにより内部量を得ることができる。電界か磁界の一方からのばく露により、導電性の組織において電界の誘導およびそれに関連した電流密度が発生する。これらの界の大きさおよび空間内でのパターンはばく露された界の種類 (電界か磁界か)、それらの特性 (周波数、大きさ、方向など)、ならびにばく露される身体 (ヒト、動物) のサイズ、形状および電気的性質によって変化する。生体は外部電界を有意に乱し、またばく露により体表面が荷電する。外部電界はまた、金属またはその他の導電性物体により大きく乱される。

ドシメトリ測定は主に、局所的な誘導電界を対象とする。興奮性組織の刺激の閾値は電界およびその空間的变化により決定されるため、この方法が選択された。但し、電流密度を使用するばく露ガイドラインもある (ICNIRP, 1998a)。しばしば報告される測定法は、平均、二乗平均 (rms)、ならびに最大誘導電界および電流密度の値である (Stuchly および Dawson, 2000)。より最近になって導入された追加的測定には、第50、第95および第99百分位値がある。これらは、所与の組織量において上回ることはない数値である。即ち、第99百分位値とは、所与の組

織量の1%において超過するドシメトリ測定値を示す (Kavet等、2001)。一部のばく露ガイドライン (ICNIRP、1998a) では、ドシメトリの限度値を組織 $1\text{cm}^2$ あたりの平均電流密度として表している。一般に、組織における電界は一般に、 $\text{V m}^{-1}$ または $\text{mV m}^{-1}$ で、電流密度は $\text{A m}^{-2}$ または $\text{mA m}^{-2}$ で表される。

内部 (誘導) 電界 ( $E$ ) および導電電流密度 ( $J$ ) は、オームの法則により次式のように関連付けられている：

$$J = \sigma E$$

ここで $\sigma$ は組織の体積導電率をあらわし、異方性組織ではテンソルとする場合もある (例えば筋肉)。初期のドシメトリは人体を均一な楕円体または、極度に単純化した形状にモデル化していた。更に、全身および局所での電流測定が不十分であった。ここ数年、少数の研究室が、一様な、および一様でない50または60Hzの電界または磁界中の人体の不均質モデルにおける、誘導電界および電流密度の膨大な計算を実施した。様々なグループから得られた結果が一致し、また、初期の測定値が存在する場合はそれらとの一致が見られた (Caputa等、2002 ; Stuchly および Gandhi、2000)。微視的ドシメトリ測定データは依然として非常に限定的である。

### 3.2 ヒトおよび動物の身体モデル

現在、多くの研究室が、現実的な解剖学的構造および多くの特定組織を用いて、人体の不均質モデルを開発している。これらモデルのほとんどは、磁気共鳴イメージング (MRI) データのコンピュータ分割、および適切な組織タイプの配置によって開発されている (Dawson、1997 ; Dawson、Moerlose および Stuchly、1996 ; Dimbylow、1997 ; Dimbylow、2005 ; Gandhi、1995 ; Gandhi および Chen、1992 ; Zubal、1994)。これらのモデルを解剖学的に現実的なものにするため、特別な注意が払われている。表 22 に、これらのモデルの一部について、主要な特徴を要約する。

典型的には、30以上の別個の器官および組織を同定し、一片が1~10mmの単位立方格子 (ボクセル) で表したことである。ボクセルには、様々な器官および組織の測定値に基づき導電値を割当てた (Gabriel、Gabriel および Corthout、1996)。幾つかの幾何学的回転体から構成した人体モデルも用いられている (Baraton、Cahouet および Hutzler、1993 ; Hutzler 等、1994)。モデルは左右対称で、主要な器官についてのみ、約 100,000 の四面体要素に分割されている。これは解像度 3.6mm のハイブリッド手法 (Dawson、Caputa および Stuchly、1998) で使用した 800万を超える組織ボクセルとは対照的である。ハイブリッド手法では、モデル化の FDTD 部分において、身体モデルが平行六面体に納まる必要がある。そのようなモデルの性質を説明するため、図 1 に外観、骨格および皮膚、ならびに主要な内部器官を示す。

表 22 MRI 導出による人体モデルの主要諸元

モデル	NRPB <sup>a</sup>	ユタ大学 <sup>b</sup>	ビクトリア大学 <sup>c</sup>
身長、体重	1.76m、73kg	1.76m、64~71kg	1.77m、76kg
ボクセル	2.077×2.077×2.021mm	2×2×3mm	3.6×3.6×3.6mm
姿勢	直立、手腕は側面	直立、手腕は側面	直立、手腕は正面

<sup>a</sup> 出典: Dimbylow、1999

<sup>b</sup> 出典: Gandhi および Chen、1992

<sup>c</sup> 出典: Dawson、1997

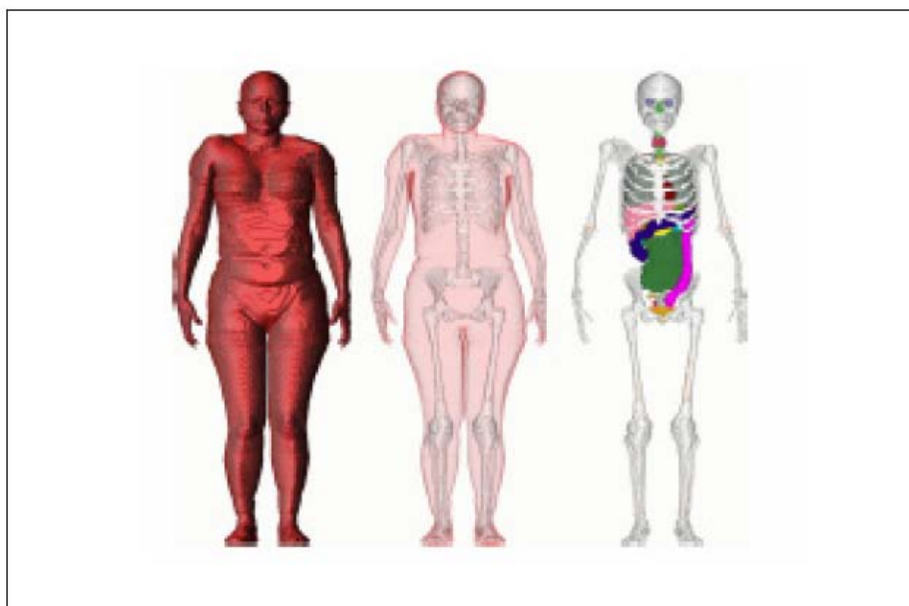


図 1 女性のボクセルモデル (NAOMI) の体積描写モデル。左の図は皮膚の非透過性を強調しており、彩色により外部表面を表している。中央の図は皮膚の非透過性を取り除き、体内の骨格が見えるようにしている。右の図は体内の骨格および臓器を示している。皮膚、脂肪、筋肉および乳房は取り除かれている。

少数の動物モデル、即ちラット、マウスおよびサルモデルも開発されている。モデルの品質は様々である。

### 3.3 電界のドシメトリ測定

#### 3.3.1 基本的な相互作用メカニズム

前述の通り、ヒト（または動物）の身体は低周波の電界を有意に乱す。現実的なほとんどのヒトのばく露事例において、電界は（地面に関して）垂直である。低周波では、身体の導電性は良好であり、電界は体表に対しほぼ直角をなす。身体内部の電界は外部電界より何桁も小さい。身体表面に一様でない電荷が誘導され、体内の電流の向きはほとんどの場合垂直となる。図 2 に、人体周囲の空気中の電界、ならびに自由空間および完全接地におけるモデルについての身体表面の電荷密度を示す。

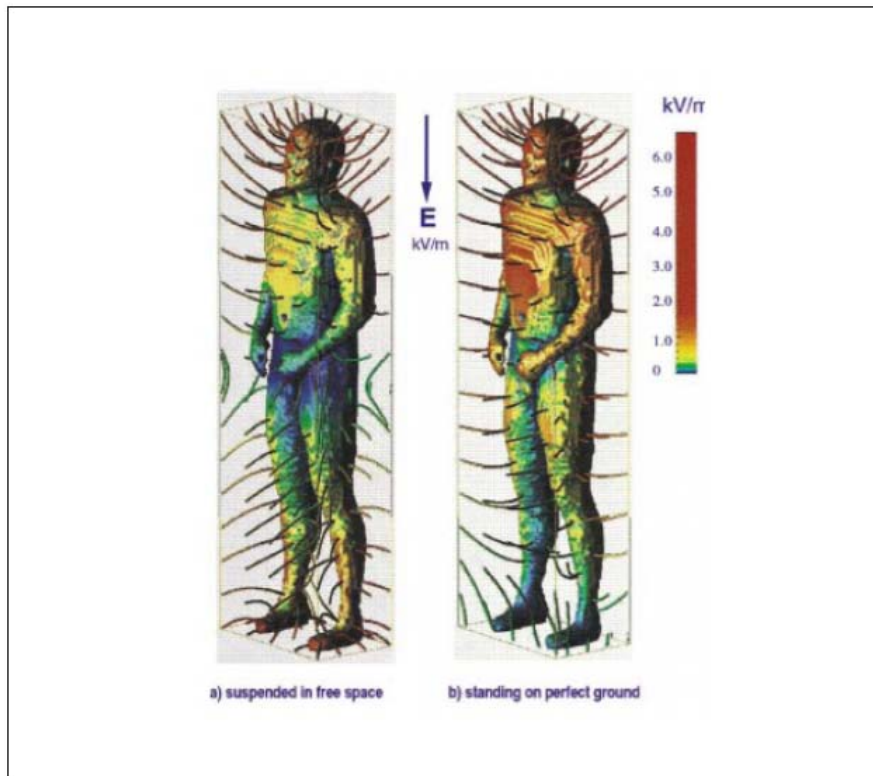


図 2 60Hz、 $1\text{kV m}^{-1}$  の一様電界中の身体表面における外部電界および表面電荷密度:(a) 自由空間、(b) 完全接地(Stuchly および Dawson、2000)

身体内の電界は、身体と電気的接地との接触にも強く依存し、最大電界は身体が両足で地面に完全に接触している場合に見られる (Deno および Zaffanella、1982)。身体が地面から遠くに離れるほど、組織内の電界は低くなる。同じ電界では、自由空間モデルに対する接地した場合の内部電界の比は最大で約 2 倍である。

### 3.3.2 測定値

Kaune および Forsythe (1985) は、垂直な電界中で両足を接地した人体模型からなるモデルを用いて電流を測定した。このモデルは、平均的なヒト組織と導電性が等しい食塩水で満たした。図 3 にこの測定結果を示す。

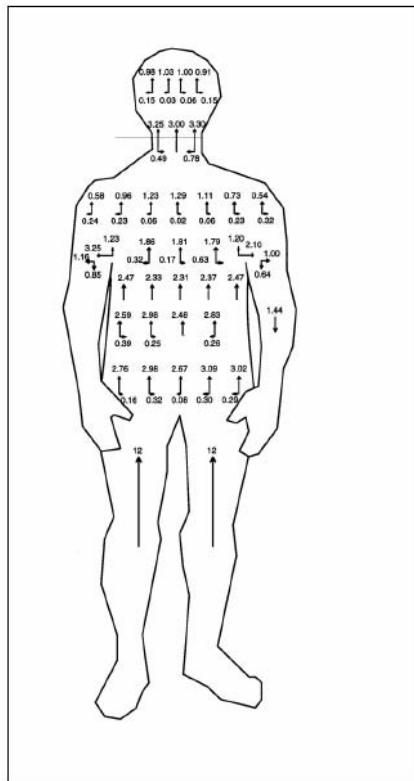


図3 両足接地し、食塩水を充填した均質一ファントム内の体内電流密度の測定値 ( $\text{mA}\cdot\text{m}^{-2}$ )。電界強度は  $10\text{kV}\cdot\text{m}^{-1}$ 、電界ベクトルの向きは人体の長手方向で、周波数は  $60\text{Hz}$  (Kaune および Forsythe, 1985)

### 3.3.3 計算値

初期のドシメトリ計算では、ヒト（または動物）の体を導電率が単一の様な回転体として表していた。電界ばく露に関する様な幾何学的形状における解析的解法の例は、Shiau および Velentino (1981)、Kaune および McCreary (1985)、Tenforde および Kaune (1987)、Spiegel (1977)、Foster および Schwan (1989) ならびに Hart (1992) から入手可能である。身体内の電流測定も実施されている (Deno および Zaffanella, 1982; Kaune および Forsythe, 1985; Kaune, Kistler および Miller, 1987)。中間的開発段階として、高度に単純化した身体形状が数値法により評価されている (Chen, Chuang および Lin, 1986; Chiba 等, 1984; Dimbylow, 1987; Spiegel, 1981)。

高解像度モデルにおける誘導電界評価のため、様々な計算方法が使用されてきた。人体はばく露される電界を有意に乱すので、電界ばく露の計算は一般に磁界ばく露の計算よりも困難である。人体の電気的性質が極めて様でなく、また外形および器官形状が同じく複雑なため、適切な数値法は限られている。これまでのところ、高解像度のドシメトリ測定において成功裏に使用されている方法は、周波数領域および時間領域の差分 (FD) 法 (FDTD)、ならびに有限要素法 (FEM) である。Stuchly および Dawson (2000) のレビューにあるように、両方法

およびその実施には優位点と限界が幾つかある。解析手法との比較により、これらの方法およびコンピュータコードの広範な検証が実施された (Dawson および Stuchly、1996 ; Stuckly 等、1998)。各種のドシメトリ測定法の精度に関する広範な評価も入手可能である (Dawson、Potter および Stuchly、2001)。

各種の器官および組織内に誘導される電界および電流密度の数値計算が、幾つか実施されている (Dawson、Caputa および Stuchly、1998 ; Dimbylow、2000 ; Furse および Gandhi、1998 ; Hirata 等、2001)。より最近の刊行物 (Dimbylow、2000) では、興奮性組織について  $1\text{cm}^2$  あたりの最大電流密度が平均化されている。後者の計算が、最新の ICNIRP ガイドライン (1998a)、およびその後刊行された、この限度値の組織に関する適用可能性についての説明 (1998b) への遵守を目的としていることは明らかである。

2 セットの導電率の影響が、高解像度モデルにおいて調査されている (Dawson、Caputa および Stuchly、1998)。短絡電流における両セットの計算の違いは些細なものであり、身体の水平断面における平均および最大電界、ならびに電流密度も極めて小さいものである。Dawson、Caputa および Stuchly (1998) の説明の通り、この結論は基本的物理法則に一致している。平均および最大電界は変化するが、同じ器官での 2 セットの異なる導電率に関する場合の誘導電流密度ほどではない。また、所与の器官における導電率だけでなく、他の組織の導電率も電流密度を決定することは明らかである。概して、小さい誘導電界 (高い電流密度) は組織の高導電率と関連している。例外は、腋窩周囲の組織など凹面の曲線がある体の部位であり、そこでは電界が大きくなる。全身平均は 2% 以内である。2 セットの導電率では、電界の最大値は、最大 20% 異なる。

モデルの解像度は、各種の器官における誘導量評価の精度に影響する。いずれかの寸法が小さい器官を大きなボクセルではうまく表すことはできない。ボクセル寸法が減少するにつれ、最大誘導量は一定して増加する。一般に、 $3.6\sim 7.2\text{mm}$  のボクセルにおける差は 30~50% 程度である (Dawson、Caputa および Stuchly、1998)。

ELF電界へのばく露に関するドシメトリ測定の主要な特徴は、以下のように要約できる。

- 誘導電界の大きさは、典型的には外部の乱れのない電界の大きさの $10^{-4}\sim 10^{-7}$ である。
- ばく露は概ね垂直方向の電界に対するものであるため、誘導電界の主な方向も垂直である。
- 同じ電界へのばく露において、誘導電界が完全な導電性の地面に両足で接触している人体において最大となり、自由空間内、即ち地面から完全に離れた身体において最小となる。
- 地面に完全に接触している体についての短絡電流の全体的なドシメトリ測定値は、組織の導電率ではなく体のサイズおよび形状 (姿勢を含む) により決定される。
- 誘導電界値が各種の器官および組織の導電率によって受ける影響は、誘導電流密度よりも小さい。

図4に、自由空間および完全接地状態のそれぞれについて、垂直な電界にばく露された成人および子供のモデルから計算した垂直電流を示す。

表23に、60Hzで $1\text{kV m}^{-1}$ の垂直な電界における人体モデルについて、各種のドシメトリ測定値（Dawson、CaputaおよびStuchly、1998；Kavet等、2001）を示す。表24に、50Hzにおける同様のデータを示す（Dimbylow、2005）。これらの計算では、身体は完全な導電性の地面に両足で接地しており、身長はNORMANモデルで1.76m、NAOMIモデルで1.63mで、体重はNORMANで76kg、NAOMIで60kgである。表25に、身長1.10m、体重18.7kgの5歳児の単純化したモデルについてのドシメトリ測定値を示す（Hirata等、2001）。ボクセル最大値は有意に過大評価されているため、第99百分位値の方がより良く評価している（Dawson、PotterおよびStuchly、2001）。

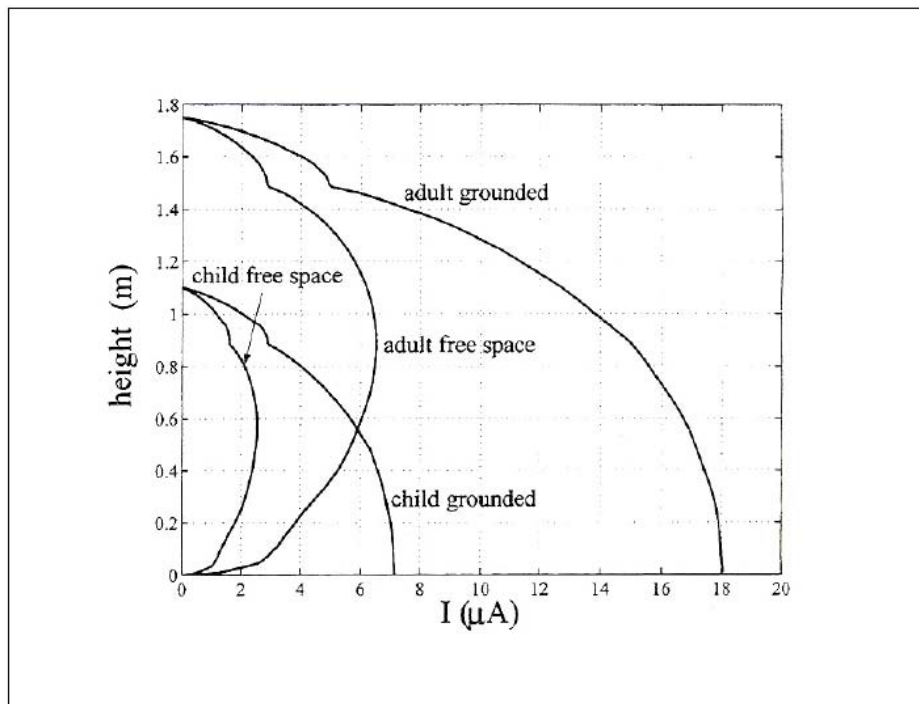


図4  $1\text{kV m}^{-1}$ 、60Hzでの完全接地した人体モデルの断面における電流(Hirata等、2001)

表 23 垂直で均一な電界(1kV m<sup>-1</sup>、および 60Hz<sup>a</sup>または 50Hz<sup>b</sup>)における接地人体モデルの誘導電界(mV m<sup>-1</sup>)

組織／器官	平均値		第 99 百分位値		最大値	
	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz
骨	5.72	3.55	49.4	34.4	88.8	40.8
腱	9.03		37.9		55.1	
皮膚	2.74		33.1		67.3	
脂肪	2.31		25.2		84.4	
骨梁	2.80	3.55	15.1	34.4	56.5	40.8
筋肉	1.65	1.57	8.14	10.1	24.1	32.1
膀胱	1.86		6.49		8.58	
前立腺		1.68		2.81		3.05
心筋	1.29	1.42	3.98	2.83	5.83	3.63
脊髄	1.16		2.92		4.88	
肝臓	1.63		2.88		5.05	
膵臓	1.09		2.76		6.03	
肺	1.09	1.38	2.54	2.42	5.69	3.57
脾臓	1.33	1.79	2.49	2.61	5.07	3.22
膣	1.46		2.34		3.23	
子宮	1.14		2.13		3.01	
甲状腺	1.16		2.03		3.29	
白質	0.781	0.86	2.02	1.95	6.13	3.70
腎臓	1.29	1.44	1.86	3.12	4.10	4.47
胃	0.739		1.86		3.29	
副腎	1.35		1.83		2.32	
卵巣	0.802		1.69		2.03	
血液	0.690	1.43	1.66	8.91	3.06	23.8
灰白質	0.474	0.86	1.62	1.95	4.85	3.70
食道	0.995		1.61		4.16	
十二指腸	0.765		1.60		2.92	
下部大腸	0.897		1.53		3.79	
胸	0.705		1.46		2.68	
胆嚢	0.439		1.36		2.03	
小腸	0.709		1.20		4.29	
脳脊髄液	0.271	0.35	1.15	1.02	2.38	1.58
胸腺	0.719		1.09		1.70	
鼻軟骨	0.598		1.03		1.40	
上部大腸	0.557		0.989		3.57	
精巣		0.45		1.19		1.63
胆汁	0.352		0.805		1.26	
尿	0.295		0.700		1.29	
陰茎	0.370		0.621		1.14	
強膜	0.292		0.567		0.623	
網膜	0.314		0.552		0.582	
体液	0.188		0.276		0.321	
水晶体	0.211		0.268		0.268	

<sup>a</sup> 出典: Dawson、Caputa および Stuchly、1998; Kavet 等、2001

<sup>b</sup> 出典: Dimbylow、2005



表 24 50Hz 電界に曝された女性ファントム (NAOMI) および男性ファントム (NORMAN) の誘導電界のボクセル値 (第 99 百分位値)。外部電界は、脳、脊髄、網膜のいずれかで  $100\text{mV m}^{-1}$  の誘導電界を発生するように設定<sup>a</sup>

ジオメトリ	外部電界 $1\text{kV m}^{-1}$ あたりの誘導電界 ( $\text{mV m}^{-1}$ ) の第 99 百分位値				外部電界 ( $\text{kV m}^{-1}$ )
	脳	脊髄	網膜	最大値	
NAOMI (GRO) <sup>b</sup>	2.02	2.92	0.552	2.92	34.2
NORMAN (GRO)	1.62	3.42	0.514	3.42	29.2
NAOMI (ISO)	1.22	1.40	0.336	1.40	71.4
NORMAN (ISO)	0.811	1.63	0.262	1.63	61.3

<sup>a</sup> 出典: Dimbylow (2005)

<sup>b</sup> GRO: 接地、ISO: 自由空間

表 25 垂直均一電界 ( $60\text{Hz}$ 、 $1\text{kV m}^{-1}$ ) に曝された子供モデルの誘導電界 ( $\text{mV m}^{-1}$ )<sup>a</sup>

組織/器官	平均	第 99 百分位値	最大値
血液	1.52	9.18	18.06
骨髄	3.70	32.85	41.87
脳	0.70	1.58	3.07
脳漿	0.28	0.87	1.37
心臓	1.60	3.07	3.69
肺	1.55	2.63	3.69
筋肉	1.65	9.97	30.56

<sup>a</sup> 出典: Hirata 等 (2001)

図 5 に、ICNIRP ガイドライン (ICNIRP、1998a) における基本的なばく露単位である、 $1\text{cm}^2$  あたりの平均電流密度を示す。

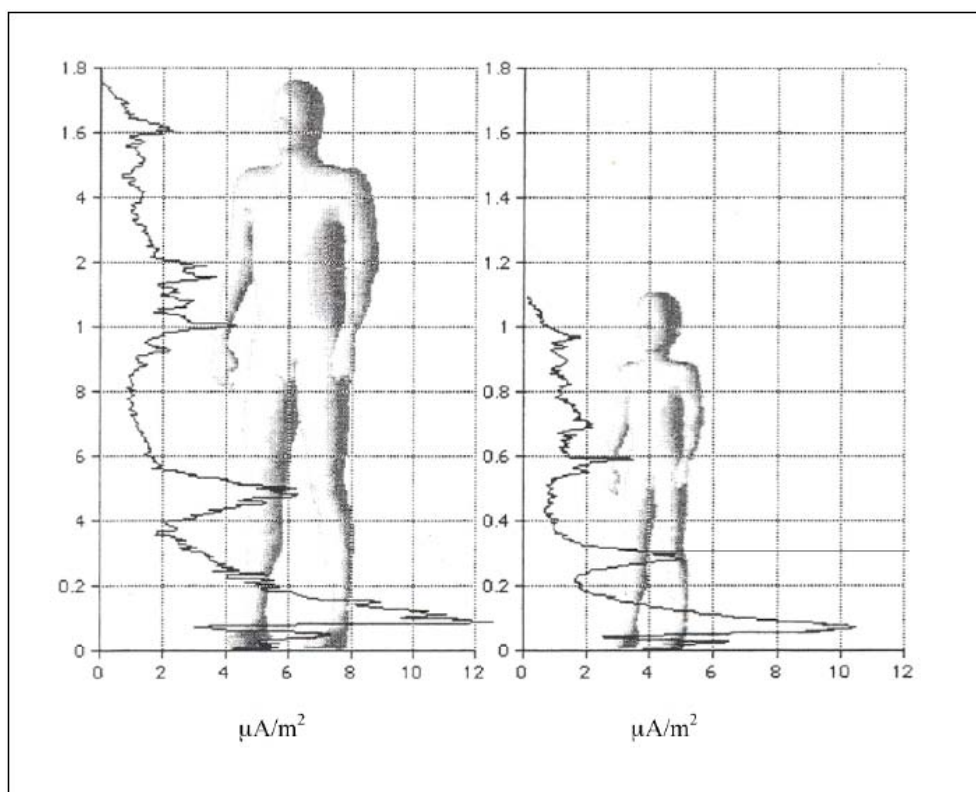


図5  $1\text{kV/m}^{-1}$ 、60Hzの垂直磁界にばく露された接地モデルにおける、 $1\text{cm}^2$ 平均の電流密度の最大値( $\mu\text{A/m}^2$ )

例えば変電所内のような、人体が高電圧の導体に接近する特定の職業ばく露状態では、地上1.5mでの測定電界を用いた計算値よりも高い電界が一部の器官（例えば脳）に誘導される（Potter、OkoniewskiおよびStuchly、2000）。これは、地面より上では外部電界が増大することから予測できる。

### 3.3.4 計算値と測定値との比較

図6に、垂直で一様な電界中に立っている身長1.77mのヒトについて、接地および非接地状態での電流分布の計算値（GandhiおよびChen、1992）および測定値（Deno、1977）を示す。

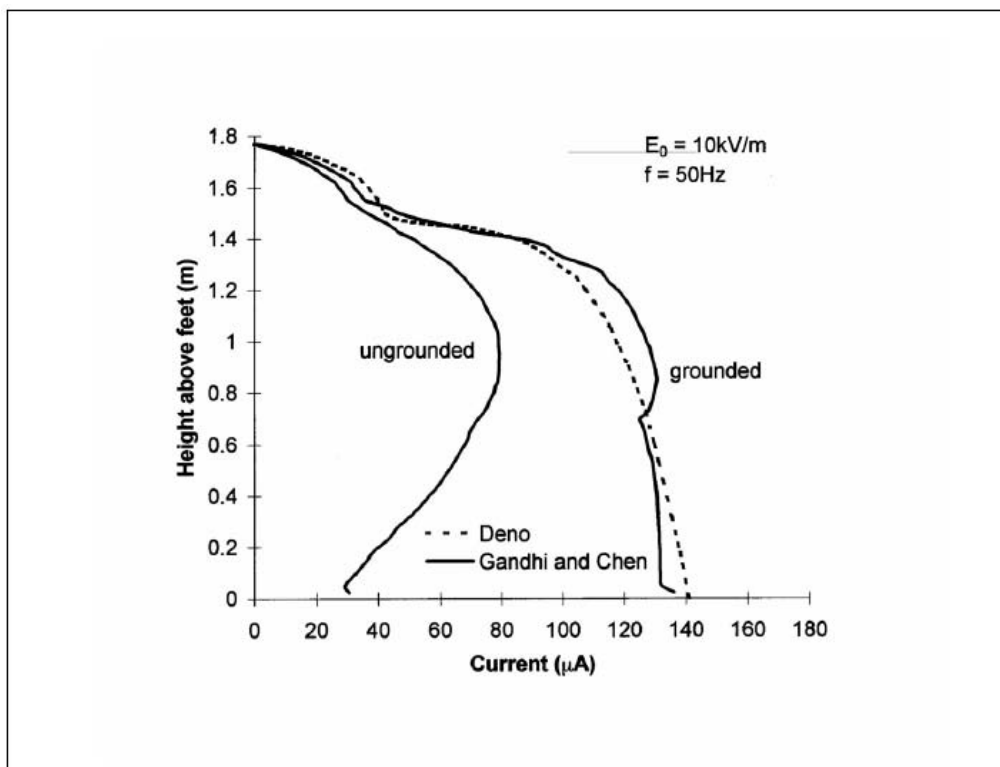


図 6  $10\text{kV}\cdot\text{m}^{-1}$ 、 $50\text{Hz}$  の垂直均一磁界中に直立する身長  $1.77\text{m}$  の人(接地および非接地)の電流分布計算値 (Gandhi および Chen、1992)および測定値(Deno、1977)

表 26 に、人体の幾つかの断面における垂直電流の計算値 (Dawson 等、1998a) および測定値 (Kaune 等、1987) の比較を示す。研究室間のモデルの違いを考慮すると、これらは良好な一致を示していると考えられる。

表 26 垂直均一磁界( $60\text{Hz}$ 、 $1\text{kV}\cdot\text{m}^{-1}$ )中の人体モデルにおける誘導垂直電流( $\mu\text{A}$ )

人体位置	接地		地面より上昇		自由空間	
	計算値 <sup>a</sup>	測定値 <sup>b</sup>	計算値 <sup>a</sup>	測定値 <sup>b</sup>	計算値 <sup>a</sup>	測定値 <sup>b</sup>
首	4.9	5.4	3.7	4.0	2.9	3.1
胸郭	9.8	13.5	7.0	8.7	5.3	5.4
腹	13.8	14.6	9.1	9.3	6.6	5.7
大腿	16.6	15.6	9.7	9.4	6.1	5.6
足首	17.6	17.0	7.3	8.0	3.0	3.0

<sup>a</sup> 出典: Dawson、Caputa および Stuchly(1998)

<sup>b</sup> 出典: Tenforde および Kaune(1987)

## 3.4 磁界ドシメトリ

### 3.4.1 基本的な相互作用メカニズム

ヒトおよび動物の体は磁界を乱さず、また組織の透磁率は空気と同じなので、組織中の磁界は外部磁界と同じである。幾つかの組織に存在する磁性体は極めて微量で、巨視的なドシメトリ測定では無視しうる。磁界と身体との主な相互作用は、電界のファラデー誘導とそれに関連した導電性組織内の電流誘導である。均一な異相混合の組織では、電束（および電流密度）の線はソレノイド状となる。導電性の異なる部位を含む不均一な組織の場合、電流各部位の界面においても流れる。所与の身体の輪郭に対応する等価の円形ループという最も単純なモデルにおいて、誘導電界は

$$E = \pi f r B$$

であり、また電流密度は、

$$J = \pi f \sigma r B$$

である。ここで、 $f$ は周波数、 $r$ はループ半径、 $B$ は電流ループに垂直な磁束密度ベクトルである。同様に、楕円ループの方が人体の形状には適切と考えられる。人体内で誘導された電界および電流を容易に測定することはできない。動物における測定は行われたが、データは限られており、測定の精度も比較的低い。

### 3.4.2 計算——様な界

電界ばく露で使用したような人体の不均質モデルの数値解析を、インピーダンス法 (IM) により (Gandhi 等、2001 ; Gandhi および Chen、1992 ; Gandhi および DeFord、1988)、また、スカラーポテンシャル差分 (SPFD) 技術により (Dawson および Stuchly、1996 ; Dimbylow、1998) 行った。電界に関するものよりさらに広範囲なデータが磁界に関して入手できる。モデル解像度、一般的な組織特性および特に筋の異方性、身体に対する界の方向、およびある程度の身体の解剖学的構造による誘導量への影響が調査されてきた (Dawson、Caputa および Stuchly、1997b ; Dawson および Stuchly、1998 ; Dimbylow、1998 ; Stuchly および Dawson、2000)。従来、身体の部位における最大電流密度の計算では、その部位で使用可能な最大の電流ループが使用されることが多かった。Dawson、Caputa および Stuchly は、誘導パラメータの評価は、周囲構造の影響が重大であることから、隔離された状態ではなく、*in situ* 器官での評価を行うべきだということを示している。

一様な ELF 磁界ばく露のドシメトリ測定の主要な特徴は、以下のように要約できる。

- 体内での誘導電界は、身体に対する磁界の方向に依存する。
- 器官および組織のほとんどは、予想通り、磁界の方向が胴（前面－背面）に対して垂直である場合に誘導される量が最大になる。
- 脳、脳脊髄液、血液、心臓、膀胱、眼、および脊髄において、誘導される量は体側－体側方向の磁界によって最大となる。
- 身体の垂直軸に沿った方向の磁界に対し、一定して最小の誘導電界が生じる。
- 所与の界強度および方向に対しては、身体が大きいほど高い誘導電界が生じる。
- 誘導電界値は、各種の器官および組織の導電率よりも、誘導電流密度に影響される。

表27に、幾つかの器官および組織において前面－背面に向かう60Hz、 $1\mu\text{T}$ の磁界から誘導される電界を示す（Dawson、CaputaおよびStuchly、1997b；DawsonおよびStuchly、1998；Kavet等、2001）。表28に、比較のため50Hz、1mTで標準化したデータを示す（Dimbylow、2005）。図7に、身体内の電流分布を身体の解剖学的構造と比較した例を示す。図8に、2セットの組織導電率について、層平均の電界および電流密度を示す。

表 27 前面－背面に向かう 1mT、50 または 60Hz の均一磁界中の人体モデルにおける誘導電界(mV m<sup>-1</sup>)<sup>a</sup>

組織／器官	平均値		第 99 百分位値		最大値	
	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz
骨	11.6	16	50.9	23	166	83
腱	2.81		9.35		14.9	
皮膚	13.5		36.0		65.6	
脂肪	13.7		33.5		129	
骨梁	6.40	16	24.3	23	48.5	83
筋肉	8.44	15	23.0	51	67.6	147
膀胱	11.8		45.8		64.7	
前立腺	9.62	14	28.0	38	42.0	49
心筋	8.90		27.0		53.0	
脊髄	13.2		38.2		73.1	
肝臓	3.52		13.6		24.9	
膵臓	8.22	21	24.4	49	93.3	86
肺	8.16	41	18.4	72	27.2	92
脾臓	3.76		12.0		19.4	
膣	3.81		9.44		17.0	
子宮		17		36		52
甲状腺	12.6		21.8		37.9	
白質	10.1	11	31.4	31	82.5	74
腎臓	10.8	25	22.5	53	39.2	71
胃	4.52		15.0		26.8	
副腎	9.91		19.2		24.5	
卵巣	2.40		5.30		7.87	
血液	5.99	6.9	17.5	23	30.9	83
灰白質	8.04	11	30.2	31	74.8	74
食道	4.86		10.0		14.1	
十二指腸	5.22		14.1		22.1	
下部大腸	4.30		12.2		27.4	
精巣		15		41		73
胸	18.1		31.0		51.6	
胆嚢	3.41		9.64		14.8	
小腸	3.98		10.4		24.8	
脳脊髄液	5.25	5.2	14.8	17	33.3	25
胸腺	12.2		19.6		30.7	
鼻軟骨	13.4		31.5		38.3	
上部大腸	5.85		12.7		21.1	
胆汁	2.56		6.63		9.56	
尿	2.16		4.71		7.55	
陰茎	2.31		6.47		7.58	
強膜	7.78		16.3		18.2	
網膜	6.69		13.5		15.1	
体液	4.51		7.41		9.20	
水晶体	5.22		6.70		6.70	

<sup>a</sup> 出典: Dawson および Stuchly、1998(60Hz); Dimbylow、2005(50Hz)

表 28 50Hz 電界にばく露された女性モデル(NAOMI)および男性モデル(NORMAN)の誘導電界のボクセル値(第99百分位値)。外部電界は、脳、脊髄、網膜のいずれかで  $100\text{mV m}^{-1}$  の誘導電界を発生するように設定<sup>a</sup>

ジオメトリ	外部電界 $1\text{kV m}^{-1}$ あたりの誘導電界( $\text{mV m}^{-1}$ )の第99百分位値				外部磁界 (mT)
	脳	脊髄	網膜	最大値	
NAOMI(AP) <sup>b</sup>	25.7	17.7	6.98	25.7br	3.89
NORMAN(AP)	30.7	29.7	7.05	30.7br	3.26
NAOMI(LAT)	31.4	27.0	13.5	31.4br	3.18
NORMAN(LAT)	33.0	48.6	14.6	48.6br	2.06
NAOMI(TOP)	25.1	8.60	6.90	25.1br	3.98
NORMAN(TOP)	22.1	23.0	10.2	23.0br	4.35

<sup>a</sup> 出典: Dimbylow、2005

<sup>b</sup> AP: 前面-背面方向、LAT: 側面-側面方向、TOP: 頭部-脚部方向

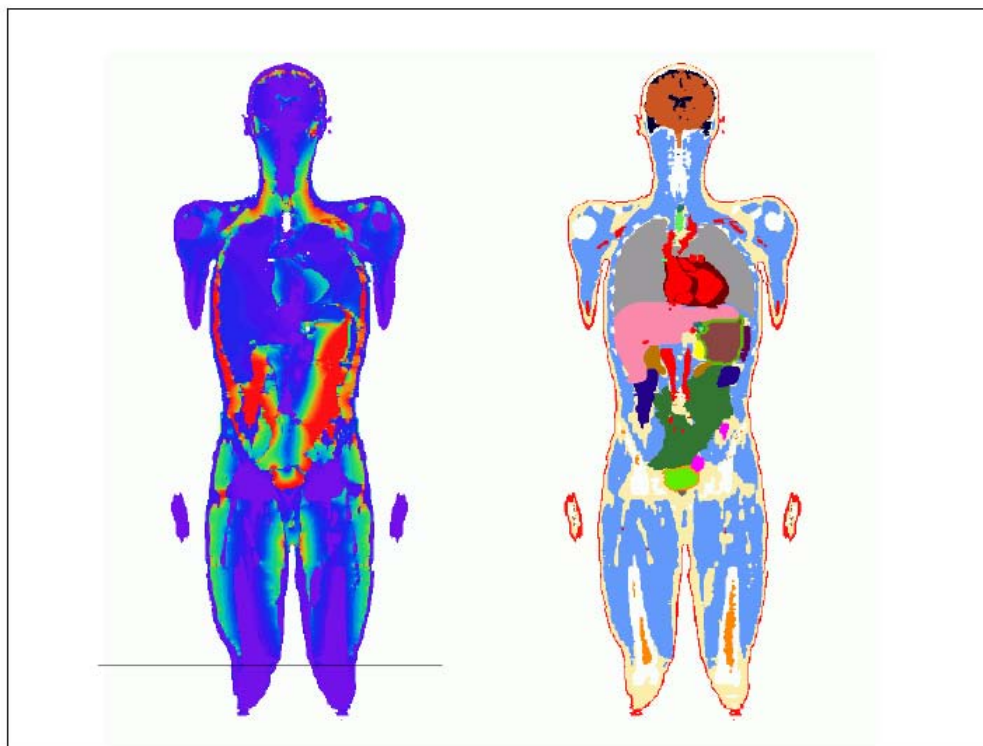


図7 正面に対して垂直方向の50Hzの均一磁界中で誘導される電流密度分布(左図)、および解剖学的形状に基づく人体の不均質モデル(右図)(Dimbylow、1998)。電流密度の色分布(左図)は強度を表し、最大値を赤、最小値を紫で示しており、これは一般的な電流密度のパターンに過ぎない。

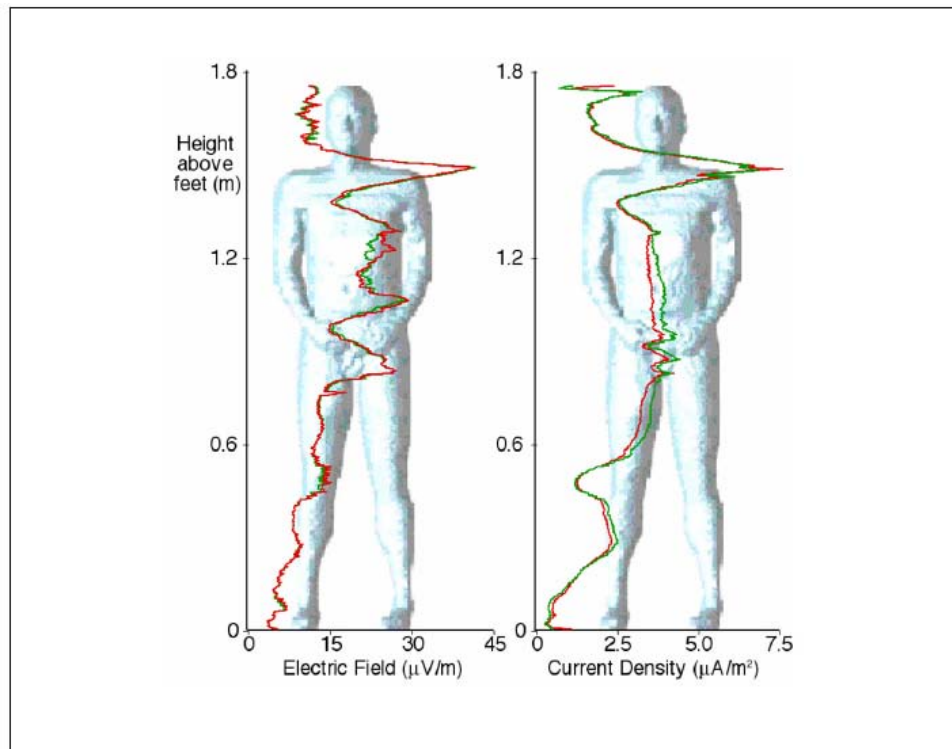


図8 前面-背面方向の1 $\mu$ T、60Hzの均一磁界にばく露された場合の電界強度 $Vm^{-1}$ および電流密度 $Am^{-2}$ の層平均値。両グラフにおける2つの曲線は、2セットの導電率に対応している(Dawson および Stuchly、1998)。

### 3.4.3 計算——様でない界

比較的高い磁束密度へのヒトのばく露のほとんどは、職業環境において生じる。数値モデル化は主に、高圧送電線にばく露される労働者を考慮している (Baraton および Hutzler、1995 ; Dawson、Caputa および Stuchly、1999a ; Dawson、Caputa および Stuchly、1999c ; Stuchly および Zhao、1996)。これらの事例では、電流が流れている導体は長さが無限のばく露源として表される。但し、ばく露の一部はより複雑な状況で発生するが、その2事例について、現実的なばく露源を代表する長さが有限の線区画を用いた分析が実施されている (Dawson、Caputa および Stuchly、1999d)。表 29 に、図 9 に示す2つの代表的なばく露シナリオについてのドシメトリを示す (Dawson、Caputa および Stuchly、1999c)。各導体における電流は250Aであり、4本の導体束では合計1000Aとなる。



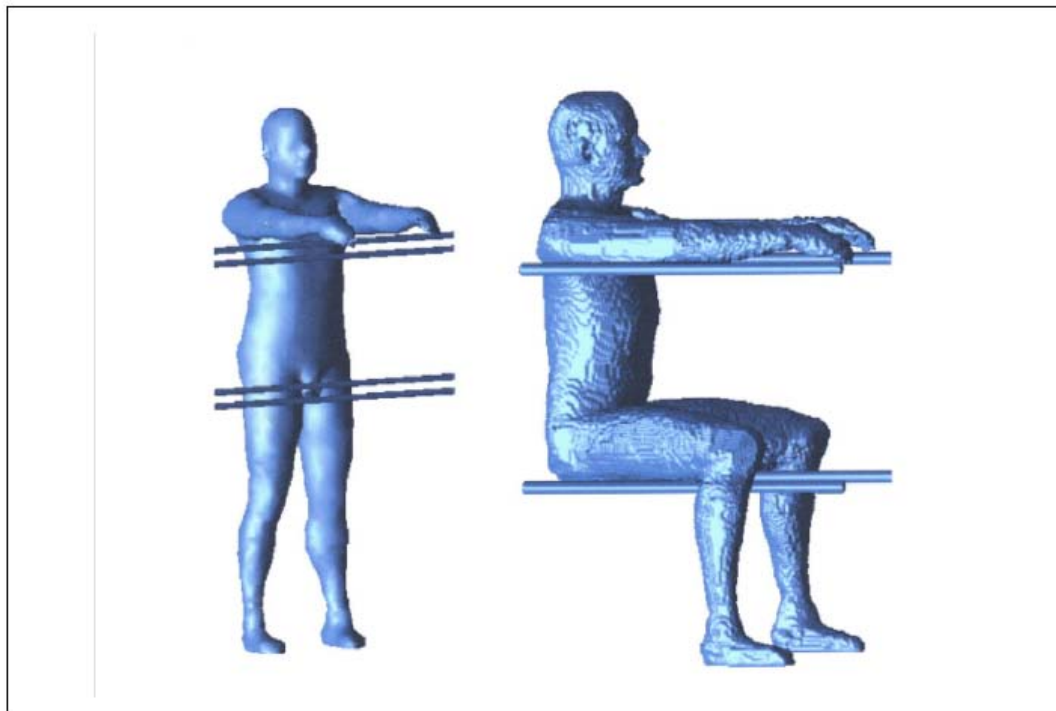


図 9 高圧送電線にばく露された労働者についての計算に用いた 2 つのばく露シナリオ (Dawson、Caputa および Stuchly、1999c)

表 29 図 9 に示された職業ばく露シナリオ (各導体の電流値合計: 1000A; 60Hz) における成人の誘導電界 ( $\text{mV m}^{-1}$ ) の計算値<sup>a</sup>

組織／器官	状況A		状況B	
	$E_{\text{max}}$	$E_{\text{rms}}$	$E_{\text{max}}$	$E_{\text{rms}}$
血液	20	3.7	15	2.4
骨	90	11	58	7.2
脳	22	4.6	28	5.9
脳脊髄液	9.2	2.3	14	3.7
心臓	27	11	9.0	3.2
腎臓	22	7.9	2.8	0.9
肺	31	10	9.9	2.9
筋肉	59	6.9	33	5.5
前立腺	5.5	1.9	2.6	1.2
精巣	18	5.5	2.7	1.2

<sup>a</sup> 出典: Stuchly および Dawson、2000

### 3.4.4 計算－研究空間での比較およびモデルの影響

解剖学的な身体モデルと数値法を使用して得られたデータの信頼性を評価するため、研究空間での比較を行った (Caputa 等、2002)。英国およびカナダの 2 グループは、平均サイズとし

て 3.6mm および 2mm モデルを使用した。各グループは、SPFD 法（スカラポテンシャル有限差分法）に基づき、それぞれ独自に開発した界導出法を適用した。2 グループにおける計算パラメータの差は、組織の大部分で 1%以下であった。この差が 2~3%に達したのは極少数の場合のみであった。1~2%程度の差は精度分析において通常予想されるものである（Dawson、Potter および Stuchly、2001）。

更に、解剖学的構造および身体サイズの効果を確認するため、より大きなサイズのモデルが使用された（Caputa 等、2002）。身体モデルのサイズ、形（解剖学的構造、解像度）は、平均値（ $E_{avg}$ ）、ボクセル最大値および第 99 百分位値に影響を及ぼした。大型モデルの質量は 2 つの平均的サイズのモデルより 40%大きかった。これに対応して、全身平均の電界も 40%大きく、第 99 百分位値の電界（ $E_{99}$ ）は 41%および 34%大きかった。このような質量ベースの単純な評価は、たとえおおよそであっても特定の器官や組織には適用できない。モデルが表すヒトの実際の解剖学的構造およびモデルの精度の両者は、 $E_{avg}$  および  $E_{99}$  という正確に計算した器官の 2 つのドシメトリ測定値の差に影響する。同様なサイズの 2 つのモデルでは、平均および第 99 百分位値における違いは大抵 10%以下という典型的な差異である。例えば同じ解像度モデルについての血液、脳、心臓、腎臓、筋肉における  $E_{avg}$  の違いは大抵 10%以下であり、また、血液、脳、筋肉に関する  $E_{99}$  の違いは大抵 10%以下であった。睾丸などの比較的小型の器官、および脊椎などの薄型の器官では誘導電界の強度に大きな差があり、その直接的原因はモデルにおけるこれら器官の形状およびサイズの違いと考えられる。

### 3.5 接触電流

接触電流は、電界および磁界によって誘導される電界と同等、時にはより大きな電界を組織に発生させる。接触電流は、ヒトが電位の異なる導電性の表面に触れ、身体を流れる電流の経路が完結した際に発生する。典型的には、電流の経路は手から手、および/または手から片足または両足へ向かう。接触電流の発生源には家電製品の筐体があるが、これは（北米での）一般的な住宅内配線の慣行により、住居の接地以上の小さい電位を有する。また、送電線下に駐車した自動車など、電界内に置かれた導電性の大きな物体も接触電流の発生源である。Kavet 等（2000）は、報告されている磁界と小児白血病との関連性について、接触電流が寄与因子としての役割を果たしている可能性を最初に導入した。後の論文では、接触抵抗が低い子供が入浴中に水道設備に触れる際に生じる接触電流について、より妥当性のあるシナリオが開発されている（Kavet 等、2004；Kavet、2005；Kavet および Zaffanella、2002）。

最近、接触電流を模擬して、両手足に電極を取り付けた成人および子供のモデルにおいて、電界が計算されている（Dawson 等、2001b）。電極の組合せから 3 つのシナリオが検討された。全てのシナリオにおいて接触は片手とした。シナリオ A では反対側の手と両足を接地した。シナリオ B では反対側の手だけを接地した。このシナリオは片手が帯電物体に接触し、反対側の手は接地していることを表す。シナリオ C では両足を接地した。これが恐らくもっとも一般的で、両足接地の状態では非接地の物体に触れる状況を表す。ドシメトリ測定値は、他の接触電流

値に対し直線的に増減させることができる。またこれらは、既知の開放電圧における任意の接触抵抗（またはインピーダンス）について得られる。表 30 に、骨髄中の電界の代表的な値を示す。この値は 3 つのシナリオで有意に異なっていない。骨髄中の値は上述の Kavet 等（2000）による報告の見地からは興味深いものである。接触電流の場合、脳内の電界は無視しうるほどに小さいという点に留意すべきである。

表 30 子供の骨髄のボクセルにおいて 60Hz、1  $\mu$  A の接触電流で誘導される電界 ( $\text{mV m}^{-1}$ ) の計算結果 <sup>a</sup>

部位	$E_{\text{avg}}$	$E_{99}$
上腕	5.1	14.9
下腕	0.9	1.4
体全体	0.4	3.3

<sup>a</sup> 出典: Dawson 等、2001

表 30 のデータの検討から、全身平均で  $1\text{mV m}^{-1}$  のオーダーの電界が、1  $\mu$  A の接触電流から子供の骨髄中に生じることがわかる。但し、接触がより低い腕の骨髄では、より高い値が発生する：この解剖学的部位における平均は  $\mu$  A あたり  $5\text{mV m}^{-1}$ 、この組織における上位の第 5 百分位値は  $\mu$  A あたり  $13\text{mV m}^{-1}$  である。4.6.2 節で論じているように、米国で行われた測定研究（Kavet 等、2004）では、水道管と排水管（ばく露部位）の間に測定した接触電圧の上位 4% 値から接触電流 50  $\mu$  A が生じる可能性がある；そのような電圧は骨髄中に  $650\text{mV m}^{-1}$  の電界を発生させる（4.6.2 節参照）。対照的に、家電製品との接触により生じる電流は、建材、靴および乾燥した肌の抵抗値を考慮すると、非常に限定されたものとなる（Kavet 等、2000）。電界中における自動車程度の大きさの物体との接触により、 $\text{kV m}^{-1}$  あたり概ね 5  $\mu$  A の過剰な電流が生じ（Dawson 等、2001）、これは接触するヒトの接地状態に対する自動車の接地状態に依存する。

### 3.6 様々なばく露の比較

異なる組織において同等の内部電界を生じる、異なる電界および磁界ばく露の条件を比較することは興味深い。表 31 に、公表済みデータに基づいた比較を示す（Dawson、Caputa および Stuchly、1997a；Dimbylow、2005；Stuchly および Dawson、2002）。

表 31 表 23 および 27 のデータに基づき計算した、平均値および最大値で  $1\text{mV m}^{-1}$  を誘導するのに要する、50 または 60Hz での電界(接地モデル)および磁界(前面-背面)のレベル

器官	電界 (kV/m)			
	平均値		第 99 百分値	
	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz
血液	1.45	0.70	0.60	0.11
骨	0.17	0.28	0.020	0.029
脳	1.28	1.16	0.50	0.51
脳脊髄液	3.69	2.86	0.87	0.98
心臓	0.78	0.70	0.25	0.35
腎臓	0.78	0.69	0.54	0.32
肝臓	0.61		0.35	
肺	0.92	0.72	0.39	0.41
筋肉	0.61	0.64	0.12	0.099
前立腺		0.60		0.36
精巣		2.08		0.84
器官	磁界 ( $\mu\text{T}$ )			
	平均値		第 99 百分値	
	50Hz	60Hz	50Hz	60Hz
血液	166.9	144.9	57.1	43.5
骨	86.2	62.5	19.6	43.5
脳	99.0	90.9	31.8	32.3
脳脊髄液	190.5	192.3	67.6	58.8
心臓	104.0	71.5	35.7	26.3
腎臓	92.6	40.0	44.4	18.9
肝臓	75.8		26.2	
肺	121.7	47.6	41.0	20.4
筋肉	118.5	66.7	43.5	19.6
前立腺		58.8		27.8
精巣		66.7		24.4

### 3.7 微視的ドシメトリ

生物物理学的な相互作用を定量的に予測し、これを理解するため、各種の器官および組織における誘導電界を生じる巨視的ドシメトリを、より空間的に洗練された細胞以下の構造に拡張可能である。線形系を考慮した最も単純な細胞以下のモデルは、細胞の様々な部分における誘導電界の評価を必要とする。そのようなモデルは、例えば、神経刺激の理解のため開発されている (Abdeen および Stuchly, 1994 ; Basser および Roth, 1991 ; Malmivuo および Plonsey, 1995 ; Plonsey および Barr, 1988 ; Reilly, 1992)。また過去には、膜、細胞質および核を含み、導電性の媒質中に浮遊している単純なモデルが検討された (Foster および Schwan, 1989)。損失のある媒質中に浮遊している、球状 (Foster および Schwan, 1996)、楕円体 (Bernhardt

および Pauly、1973) および長円体 (Jerry、Popel および Brownell、1996) の細胞について、膜電位が計算されている。印加した電界およびその周波数の関数として計算が可能である。細胞膜は抵抗率と静電容量が大きい (全ての哺乳類の細胞でほぼ一定で、 $1\text{F cm}^{-2}$  に等しい)、周波数が十分に低ければ膜の両面で大きな界が発生する。印加した界の周波数が膜の緩和周波数以下である限り、細胞内での界はほぼゼロである。この固有の緩和周波数は膜の総抵抗と静電容量に依存する。細胞が大きいほど、印加した同じ界に対する誘導膜電位は高くなる。但し、細胞が大きいほど、膜の緩和周波数は低くなる。

ほとんどの細胞はギャップジャンクションにより結合している。ギャップジャンクションとは、隣り合う細胞膜との結合を仲介する水様の孔またはチャンネルである。これにより、細胞は例えばイオンを交換し、局所的な細胞間情報伝達を行うことができる (Holder、Elmore および Barrett、1993)。ある種のがんのプロモータはギャップ情報伝達を阻害し、制御の利かないままに細胞を増殖させる。幾つかの示唆的な実験結果の後押しを受けて、低周波の電界および磁界は細胞間情報伝達に影響を及ぼす可能性があるとする仮説が提唱されている。ギャップ結合した細胞は、以前は長いケーブルとしてモデル化されてきた (Cooper、1984)。また、ギャップ結合した細胞を、そのギャップ結合細胞の集合と同じ大きさの細胞で代表させた、非常に単純化したモデルが利用されてきた (Polk、1992)。そのようなモデルでは、印加した界が中程度でも、比較的大きな膜誘導電位が推定された。

より現実的なモデルにおいて、膜電位を計算するための数値解析が実施されている (Fear および Stuchly、1998a ; 1998b ; 1998c)。哺乳類の細胞を代表する細胞およびギャップジャンクションのサイズおよび導電率を持つ、ギャップジャンクションによって結合した各種の細胞集合がモデル化されている。これらのシミュレーションから、単純化されたモデルは特定の状況にしか利用できないことが分かった。但し、その場合でも、ギャップジャンクションの特質を考慮に入れて細胞質の特質を修正し、同等の細胞を構築しなければならない。これらのモデルから、特定形状の非常に小さな細胞集合について、非常に低い周波数に対する十分に合理的な結果が予測された (Fear および Stuchly、1998a)。一方、数値解析では、誘導膜電位ならびに緩和周波数を正確に予測することが可能である (Fear および Stuchly、1998b ; 1998c)。細胞集合のサイズが増大しても、極短い細長い細胞集合と同じ様に膜電位は線形に上昇しないことが示されており、これは直流でも同じである。細長い細胞集合には、それ以上では膜電位が有意に上昇しないような特徴的な長さが存在する。他の形状の細胞集合にも、膜電位上昇の限界が存在する。更に重要なのは、集合のサイズ (体積) の増大と共に、緩和周波数が低下することである (緩和周波数での誘導膜電位は DC でのその半分である)。

ギャップ結合した細胞の線形モデルから、50 または 60Hz では、最大 1mT のような磁束密度、または約  $10\text{kV m}^{-1}$  かそれ以下の電界にばく露された人体内のどの器官においても、誘導膜電位は 0.1mV を超えないと結論付けられている。これは、内因性の静止膜電位である 20~100mV と比較して小さい。

### 3.8 結論

超低周波の外部の電界および磁界へのばく露は、身体内部に電界および電流を誘導する。ドシメトリは、外部の界と身体内に誘導された電界および電流密度、または、これらの界へのばく露に関連するその他のパラメータとの関係を表す。神経や筋肉といった興奮性組織の刺激と関連する、局所的な誘導電界および電流が主な対象である。

ヒトおよび動物の身体は、ELF電界の空間分布を大きくかく乱する。低い周波数では、身体は良導体であり、体外におけるかく乱された電界の線は身体表面に対してほぼ垂直である。ばく露された身体表面には振動する電荷が誘導され、これが身体内部に電流を誘導する。ELF電界へのヒトのばく露に関するドシメトリの主な特徴は以下の通りである：

- 体内の電界は通常、外部電界より5～6桁小さい。
- ばく露が概ね垂直電界であるため、誘導電界の主な方向も垂直である。
- 所与の外部電界に対して、最も強い誘導電界は、足を通じて地面と完全な接触状態にある身体に生じ、最も弱い誘導電界は、地面から絶縁されている（「自由空間」内の）身体に生じる。
- 地面と完全な接触状態にある身体内部に流れる電流の合計は、組織導電率よりも、体の大きさと形状（姿勢を含む）によって決定される。
- 種々の器官および組織の誘導電流の分布は、それぞれの組織の導電率によって決まる。
- 誘導電界の分布も導電率に影響されるが、誘導電流ほどではない。
- 電界内に置かれた導体との接触によって身体内部に電流が生じるような現象も別個に存在する。

磁界については、組織の透磁率が空気と同じなので、組織内の磁界は外部磁界と同じである。ヒトおよび動物の身体は磁界を大きく乱すことはない。磁界の主な相互作用は、電界のファラデー誘導であり、導電組織の電流密度と関連する。ELF磁界へのヒトのばく露に対するドシメトリの主な特徴は以下の通りである：

- 誘導電界および電流は、体に対する外部の磁界の方向に依存する。身体内部の誘導電界は全体として、外部の磁界が身体正面から背面に向かう場合に最大となるが、いくつかの器官では、外部の磁界が身体の側面から側面に向かう場合に最大となる。
- 最小の電界は、磁界の向きが身体の垂直軸に沿う場合に生じる。
- 所与の磁界強度および磁界の向きに対して、身体が大きいほど誘導電界も大きくなる。
- 誘導電界の分布は、種々の器官および組織の導電率に影響される。これらは誘導電流密度の分布に対して限定的な影響を有する。