

静磁界および時間変化する1Hz未満の磁界内での人体の動きにより誘導される 電界へのばく露を制限するためのガイドライン

国際非電離放射線防護委員会

序論

この文書では、静磁界中を動く、または1 Hz 未満の周波数の磁界にばく露している労働者の防護のためにガイドラインを確立する。このガイドラインは、磁気共鳴画像装置 (MRI) 関連の作業に従事する労働者を含むが、それに限定されるものではない。ICNIRP ガイドライン作成についての全般的原則は別の文書で公表されている (ICNIRP 2002)。

範囲

この公表の第一の目的は、静磁界および時間変化する1 Hz 未満の磁界へのばく露により生じることが明らかな、健康への有害な直接的影響から労働者を防護し、あわせて不快で作業能力を損なう可能性のある感覚的な影響を回避するためのガイドラインを提供することである。二段階のアプローチを提案する。すなわち、労働者が、ばく露により生物学的にどのようなことが生じるかを理解しており、自己の行動を管理する訓練を受けているという条件下では制限値の緩和がある (ICNIRP 2009a; Jokela and Saunders 2011)。本ガイドラインは、公衆に関するものではない。その理由は、現時点では、1 Hz 未満の高強度の磁界へのばく露は職場においてのみ見られるからである。

本ガイドラインは、医学的診断または治療下にある患者のばく露には適用されない。MRI 検査中の患者の防護に関する詳細な考慮については、別の ICNIRP ステートメントに記述されている (ICNIRP 2009b, 2004)。

*ICNIRP : c/o BfS—G. Ziegelberger, Ingolstaedter Landstrasse 1, 85764 Oberschleissheim, Germany.

連絡先 : G. Ziegelberger, 上記住所
または電子メール info@icnirp.org.
(原稿受付日 : 2013年 5月24日)

0017-9078/14/0

Copyright © 2014 Health Physics Society

DOI: 10.1097/HP.0b013e31829e5580

また、研究を目的として、ガイドライン (ICNIRP 2009a) に提示されている基本制限を超過する静磁界の影響を調べたいとの願望があることは認識されている。しかし、そのような実験的ばく露は、適切な倫理委員会 (施設内審査委員会) が扱うべき問題である。

本ガイドラインが満たされていても、金属製人工器官、心臓ペースメーカ、植え込み型除細動器、人工内耳などの医用機器との電磁干渉、あるいはそれらの機器への影響が必ずしも排除されるわけではない。

ICNIRP は、植え込み型医用電子機器および強磁性材料を含むインプラントの装着者が不慮の有害なばく露を受けることを防止するために、また、磁気力の引力により非意図的に動く物体の危険を防止するために、実際的措置の施行が必要であると認識している。これらの問題の回避に関する助言は、本文書の範囲外であり、他の文書で得ることができる (EC 2010; Shellock 2012)。

本ガイドラインは定期的に見直され、また静磁界および時間変化する1 Hz 未満の磁界へのばく露の制限に何らかの関連が生じる科学的知識の進展に応じて更新される予定である。

物理的側面

磁界による電界誘導の基本的な物理法則は、ファラデーの法則である。この法則は、誘導電界が、身体またはその一部 (たとえば頭部) を貫通する磁束密度の変化に正の関連をすることを示し、以下のように記述される。

$$\oint_l \mathbf{E}_i \times d\mathbf{l} = - \int_S \frac{d(\mathbf{B} \times d\mathbf{S})}{dt} \quad (1)$$

ここで、 \mathbf{E}_i はその位置での誘導電界ベクトル、 $d\mathbf{l}$ は磁束密度 \mathbf{B} にばく露した人体の内部の閉ループ l に沿った線素ベクトル、 $d\mathbf{S}$ は面素ベクトルで、方向は面素の

法線方向である。積分領域 S は積分経路で囲まれている。 E_i は B にほぼ垂直である。磁束が変化する原因は、

(1) 時間関数での磁界変動、(2) 空間内での身体の動きにより生じる磁界の強度または方向の相対的变化、(3) 両方のケースの組み合わせ、が考えられる。方程式 (1) の右辺は、身体の関心領域全体での磁束密度の時間変化率の面積分により、磁束の時間変化率を表している。

誘導電界のもう一つの根源は、起電的な電界 $E_{vB} = v \times B$ で与えられることに注意することが重要である。ここで、 v は、組織のある 1 点の速度で、この磁界との相対的速度である。起電的な電界は、誘電分極を引き起こす、すなわち組織内の正電荷と負電荷を分離させる磁気力に伴うものである (Sanchez et al. 2012, 2009; Redzic 2004; Bringuier 2003)。誘電分極は増加して、組織境界に蓄積した電荷が平衡に達する、すなわちそれらの電界が E_{vB} と各部分で拮抗するまで続く (Redzic 2004)。回転運動の場合には、 E_{vB} で表される磁気力は、導電体内部に (塊の) 空間電荷をも発生させる。空間および境界の電荷移動は、動きが続く間、続くであろう。このような電荷移動に伴う電流が、ファラデーの法則によって決まる回転電流により生じる電流に付け加わるが、ほとんどの人体の動きの場合、回転電流と電界が誘電分極現象において優勢であると仮定できる。

分極が平衡に達するまでの時定数は、 $\tau = \epsilon / \sigma$ で与えられ、ここで、 ϵ は誘電率、 σ は導電率である (Redzic 2004)。人体の組織の場合、時定数はミリ秒のオーダーであろうが、これは、100 ミリ秒以上の範囲にある人体の動きの時間的尺度に比べ、相対的に小さい。したがって、1 Hz 未満の、回転性めまいのような感覚への影響に関連する、動き誘導の電界の計算にファラデーの法則を使用しうに十分な程度に、人体の組織の時定数は短いと仮定できる (Liu et al. 2003)。1 Hz 以上の、感覚への影響 (磁気閃光) が関連する周波数範囲の比較的短時間の過渡的電界が頭部の動きで誘導される場合、頭部の動きの開始から終了までの間の、短時間の加速期および減速期に電荷が平衡に達するとの仮定が正当であるか否かは、今のところ決定されていない。さらに、10 Hz 以下での人体組織の誘電特性のデータにはかなりの不足があり、これが動き誘導の電界を高

精度で計算することを困難にしている (Gabriel et al. 1996a, b, c, 2009)。

頭部に誘導される電界は、その境域における平均磁束密度の時間微分 dB/dt の線形関数として、以下のよう近似される。

$$E_i = C \frac{dB}{dt} \quad (2)$$

ここで、 E_i は、磁界 B に垂直で、絶対値で与えられる。 t は時間、 C は、身体内の位置、身体の高さと形状、組織の誘電特性、さらには磁界の方向と分布によって決まる変換係数である。この変換係数は、静磁界中で回転している身体、勾配磁界中を移動している身体、時間変動する磁界中で静止している身体に適用される。この変換係数は、人体または人体の重要な領域の実形状の不均一数値計算モデルに基づいて、計算機シミュレーションにより決定される。静磁界中に置かれた 2 種類の人体モデルを用いて、Ilvonen と Laakso (2009) は、内耳の前庭器官における変換係数を計算した。一様な磁界中で、頭部を上下方向に傾かせる、または左右方向に振る場合、それぞれの動きにおいて変換係数の最大値は $0.066\text{--}0.132 \text{ Vm}^{-1} / \text{Ts}^{-1}$ の範囲で変動した。また、これらの変換係数の最大値の平均は $0.095 \text{ Vm}^{-1} / \text{Ts}^{-1}$ であった。この結果は、50 Hz ($33 \text{ Vm}^{-1} / \text{T}$) での脳における変換係数の最大値を $0.105 \text{ Vm}^{-1} / \text{Ts}^{-1}$ と計算した Dimbylow (2005) の結果と近い。これらのデータは、 C の合理的な推定値が、おそらく $0.1 \text{ Vm}^{-1} / \text{Ts}^{-1}$ であることを示している。低周波ガイドラインに用いられた変換係数についての詳細な議論は、ICNIRP (2010) を参照されたい。

次に議論するように、磁束密度の変化分 (ΔB) は、静磁界中での動きの制限に係わる重要なばく露パラメータである。 ΔB と誘導電界との関係は以下の式で与えられる。

$$E_{i, \text{ave}} = \frac{\int_{t_1}^{t_2} E_i(t) \times dt}{t_2 - t_1} = \frac{C \times \Delta B}{t_2 - t_1} \quad (3)$$

ここで、 $E_i(t)$ は誘導電界の瞬時値、 ΔB は動きの間に变化した磁束密度、 C は式 (2) と同じ変換係数、 $E_{i, \text{ave}}$ は ΔB に対応する電界である。時刻 t_1 に動きを開始、時刻 t_2 に ΔB が最大値に達する。例えば、 ΔB が 1 秒間

中に 2 T とすると、脳の周辺部での誘導電界の平均値は、変換係数に $0.1 \text{ Vm}^{-1}/\text{Ts}^{-1}$ を用いた場合、およそ 0.2 Vm^{-1} になる。

生物学的影響

静磁界が約 2 T の閾値を超過した場合、頭部における動き誘導の電界は、回転性めまいおよび吐き気、視覚的感覚（磁気閃光）などその他の感覚、および口内の金属味覚が誘発されるに十分な大きさになると思われる (WHO 2006; AGNIR 2008; ICNIRP 2009a; Heilmaier et al. 2011)。また、注意、精神集中、視空間方向感覚における若干の変化を伴う、急性的な神経認知的影響の可能性もある (van Nierop et al. 2012)。全てのこれらの影響は、それ自体に有害性があるとは考えられていないが、作業能力を妨害するであろうし、損なうかも知れない。通常の動きでは、8 T 未満のばく露により末梢神経刺激の閾値に達することは起こりそうもない。ただし、非常に高速な動きでは、末梢神経刺激に対する基本制限 (ICNIRP 2010) をわずかに超過するかもしれない可能性がある。

以上のような、動き誘導の影響に加えて、静磁界は直接的な作用を引き起こすかも知れない。直接的な作用は、

(1) 血液中の電解質の移動に起因する、血管を横切る方向の電氣的“流れ”ポテンシャルの誘導、(2) 組織の常磁性および反磁性成分に働く力、(3) スピン化学への影響の起因する化学的変化、(4) 磁気力（ローレンツ力）に起因するイオン電流の偏向、により生じる。これら直接的相互作用のメカニズムは、磁束密度が 7 T 未満では、意味のある健康影響をもたらさないと考えられているが (WHO 2006; ICNIRP 2009a)、7 T 以上については、研究がほとんどないため、確実な結論は得られていない。

磁気閃光

神経および筋の刺激に対する閾値を下回る誘導電界による確立している影響は、磁気閃光の誘導である。磁気閃光とは、ぼんやりと点滅する視覚的感覚の知覚である。磁気閃光は、時間変動する磁界により、網膜（および脳組織）に誘導される内部電界により誘発される。ヒトでの実験研究に基づき、網膜磁気閃光の誘導に対する閾値は、20 Hz では 50 と 100 mVm^{-1} (実効値) の間にあると推定され、それより高いおよび低い

周波数では閾値は上昇する (Saunders and Jefferys 2007; Lövsund et al. 1980)。ただし、これらの値には少なからぬ不確かさが付随している。入手されている研究では、少なくとも 5 Hz まで、おそらくはそれより低い周波数まで、閾値は $1/f$ で上昇する (Adrian 1977; Lövsund et al. 1980)。1 Hz での閾値は、20 Hz での最小閾値より少なくとも 10 倍高くなるであろう。

静磁界へのばく露の場合、磁気閃光は過渡的電界ピークに最も随伴しやすい。物理的側面の章で述べた通り、これらの過渡的ピークは、頭部の速度が突然変化することにより生じる。短時間の過渡現象のスペクトル成分は磁気閃光の周波数範囲に及んでいる。

磁気閃光誘導の閾値が 10 Hz 未満で上昇することが根拠となって、10 Hz から 1 Hz までは、 $1/f$ の関数で、誘導電界の基本制限を上昇させることができる (ICNIRP 2010)。実験データがないため、1 Hz 未満の周波数については、磁気閃光に基づく基本制限が末梢神経刺激に対する基本制限と一致する 0.66 Hz まで、この関係が外挿される。

末梢神経刺激

電氣的興奮性の神経および筋の電気刺激に対する反応性は、低周波電界および磁界へのばく露により誘導されるものを含め、多年にわたって十分に確立されている (例えば、Reilly 2002; Saunders and Jefferys 2007; ICNIRP 2010)。ヒトの末梢神経系の有髄神経線維は、電氣的神経刺激の閾値が最も低い。最小閾値が 6 Vm^{-1} 程度（ピーク値）(Reilly 1998; 2002; Reilly and Diamant 2011) であることが、神経モデルを用いた理論計算を根拠に推定されている。しかし、均一な人体刺激モデルを用いた計算に基づけば、磁気共鳴 (MR) 装置の切り替え勾配磁界にばく露したボランティアに誘導される末梢神経刺激の感知閾値は、約 2 Vm^{-1} 程度の低い値であるかも知れないことが示された (Nyenhuys et al. 2001)。前述の MR 研究のデータに基づき、不均一人体モデルの組織に誘導される電界のより正確な計算を So らが行った (2004)。この著者らは、刺激が皮膚または皮下脂肪で起きるという仮定に基づき、末梢神経刺激の最小閾値が 3.8 と 5.8 Vm^{-1} の間にあると推定した。刺激が強くなるにつれて、不快感、次に痛みが続いて起きる。10 Hz 未満では、緩徐な脱分極の刺激へ

の神経の順応が原因で閾値が上昇する。

回転性めまい

2 T 以上の静磁界中で頭部を動かすことは、しばしば、回転性めまいおよび吐き気の原因を生じさせる (Glover et al. 2007)。これらの感覚の主な原因は、誘導電界が、身体の平衡機能の維持に係わる前庭器官の神経出力に影響を与えることにある。ボランティア研究では、前庭器官付近の耳の後ろに取り付けた電極から供給した 1 mA オーダーの交流または直流のガルバニック電流を用いて電界を与えることにより、回転性めまいが誘発されることが示された (Fitzpatrick and Day 2004)。

動きで誘導される回転性めまいの決定要因には、Glover ら (2007) が報告したように、 dB/dt だけでなく、 dB/dt の時間積分、すなわち、動きの間の磁束密度の変化 ΔB もあるようである。彼らは、7 T MR スキャナ内部のボランティアに生じる回転性めまい感覚の閾値を調べた。ボランティアは、磁界の照射野中心に置かれ、頭部を上下または左右に振った。回転性めまいの感覚を強めるため、それらの動きを周期的に繰り返した。被験者全員が中程度または重度の回転性めまい感覚を報告し、一部の被験者は、急速な動きで吐き気さえ経験した。図 1 中のデータの各点は、 ΔB および動きの時間を単位とした回転性めまいの閾値を示す。

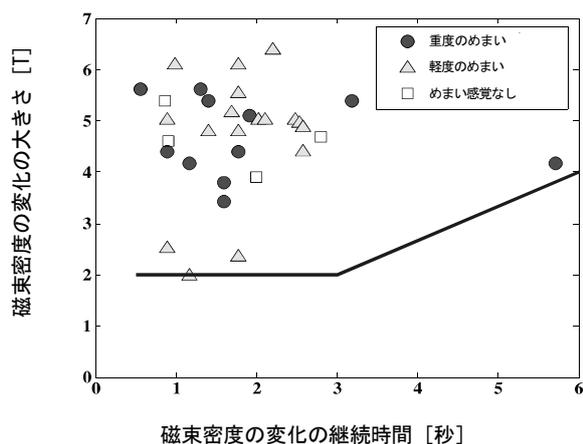


図 1. 磁束密度の変化 ΔB で表した回転性めまいの閾値。7 T MR スキャナの中で、頭部を左右に振る、上下に傾く動きが継続している時間の関数としてプロットしている (Glover et al. 2007)。2 本の線は、どの 3 秒間の動きにつ

いても遵守されるべき磁束密度の変化に対する基本制限を示す (推奨の章を参照のこと)。

実験中に記録された dB/dt のピーク値は 1.5 から 6 Ts^{-1} 、頭部の振りや傾きの時間は 0.5 から 6 秒間、磁束密度の変化分 ΔB は 2 から 6 T の範囲で変動した。 dB/dt は、左右の振りに比べ、傾きの時に記録された値の方が大きかった。この結果は、単純な循環電流モデルの結果と一致している。この循環電流モデルでは、軸中心の振り (回転軸が磁界に平行) の時、誘導電界は最小値となり、傾き (回転軸が磁界に垂直) の時、循環電流が交差する内耳近くで誘導電界の最大値が見られた (Jokela and Saunders 2011)。これらの結果から全般的に言えることは、回転性めまいの閾値との相関は、 dB/dt に比べ、 ΔB の方が若干良く、また最も効果的な周波数範囲は 1 Hz 未満である。

臨床的な MR 画像装置を用いた作業でよく起きる経験は、動きが遅くなった時、回転性めまい感覚が消えることである。このことは、回転性めまいの感覚が表れる時間には限りがあることを示している。Glover ら (2007) の実験研究では、1 回の動きの時間が 4 秒間以下である場合、大部分の被験者が回転性めまい感覚を報告するが、これより動きの時間が長い場合、回転性めまいの観察は 1 例である (図 1)。安全側に立ったアプローチとして、ICNIRP は、基本制限の曲線は 1 回の観察の値を下回るように基本制限を設定すると述べている。しかし、回転性めまいの閾値、特に比較的遅い動きに対する閾値に関するデータをもっと多く得る必要は明らかである。

動きに誘導される電界の影響に加え、前庭器官と磁界との直接的相互作用も排除できない。平衡感覚の変化が、7 T MR スキャナの近くに静止して立ったボランティアで観察されている (Glover et al. 2007)。この影響は、前庭器官の直線運動センサとそれを取り囲む内リンパ液の間の反磁性感受性の差に起因するとされる。最近の研究 (Roberts et al. 2011) は、磁界と内リンパ液中の自然発生的イオン電流の間の相互作用により生じたローレンツ力がこの直接的相互作用を説明するかもしれないと示唆している。

したがって、感覚への影響は時間と dB/dt の積に依存すること、および人体に対する直接的な磁界の作用の可能性を考えると、動きの間に人体が経験する静的

な磁束密度 (B) および磁束密度の変化最大値 (ΔB) の両方を制限することが重要である。

表 1. 静磁界中での動きおよび1 Hz未満の時間変動する磁界へのばく露を管理するための基本制限と参考レベル。

1 Hz以上での基本制限および参考レベルは、ICNIRPガイドライン (2010) に公表されている。管理されない環境においては、そのガイドラインにおける磁束密度の参考レベルが式 (5) により dB/dt へ変換される。

周波数 f (Hz)	基本制限				参考レベル	
	ΔB [T] ^a	B_{pp} [T] (ピークピーク値)	体内電界強度 [Vm ⁻¹] (ピーク値)		dB/dt [Ts ⁻¹] (ピーク値)	
クリティカルな 影響	静磁界B中での 動きによる 回転性めまい	時間変動する 磁界Bによる 回転性めまい	静磁界B中での動 きおよび 時間変動する 磁界Bによる PNSへの影響	静磁界B中での 動きおよび 時間変動する 磁界Bによる 磁気閃光	静磁界B中での 動きおよび 時間変動する 磁界Bによる PNSへの影響	静磁界B中での動 きおよび 時間変動する 磁界Bによる 磁気閃光
ばく露環境 ^b	管理なし	管理なし	管理あり	管理なし	管理あり	管理なし
0	2					
0 - 1		2				
0 - 0.66			1.1	1.1	2.7	2.7
0.66 - 1 ^c			1.1	0.7/f	2.7	1.8/f

^a 磁束密度の変化の最大値 ΔB は、全ての3秒間での値の中から決定される。

^b 管理されたばく露環境においては、 ΔB は2 Tを超過してもよい。

^c [訳者注：原文では記載もれ。本文の文意から考えると、おそらくはLFガイドラインにつながるという説明かと思われる]

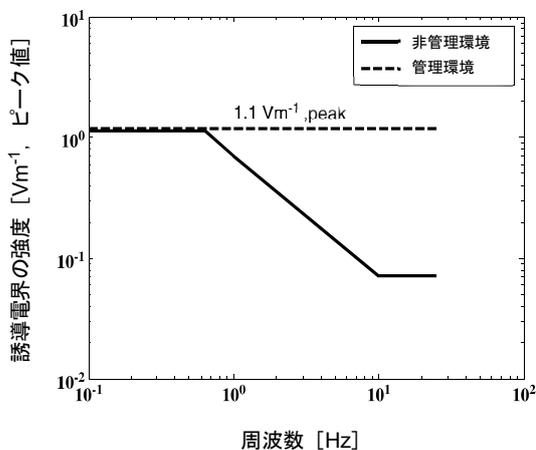


図 2. 管理されたおよび管理されないばく露環境における誘導電界に対する基本制限。

管理されないばく露における基本制限は、磁気閃光および末梢神経刺激の防止に根拠をおいている。

管理されたばく露における基本制限は、末梢神経刺激の防止にのみ根拠をおいている。

1 Hz 以上については、ICNIRP (2010) の職業ばく露の基本制限と同じである。

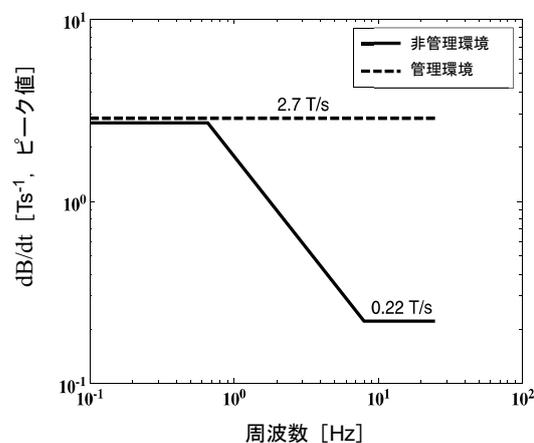


図 3. 管理された環境および管理されないばく露環境における dB/dt に対する参考レベル。

1 Hz 以上については、参考レベルは、ICNIRP (2010) の職業ばく露の磁束密度に対する参考レベルと同じである。その磁束密度は、式 (5) を用いて、 dB/dt のピーク値に変換されている。

推奨

このガイドラインの目的は、職業的環境内において、静磁界中での動きにより人体に誘導される電界に起因して生じる末梢神経刺激を防止し、併せて、過渡的な感覚への影響の可能性を最小にすることである。表 1 に示す基本制限と参考レベルはこの目的を達成するために決定された。基本制限は、外部磁束密度の変化および体内誘導電界について定められている。ICNIRP は、これらの両方の制限値のセットを下回るばく露に制限することを推奨する。体内電界は容易には決定できないため、基本制限の遵守を評価ために参考レベルが導出された。動き誘導の電界は、スペクトルが 1 Hz から 25 Hz までの非正弦波の電界であるため、ICNIRP ガイドライン (2010) の基本制限および参考レベルを適用することも求められる。静磁界へのばく露に対する基本制限は、ICNIRP (2009a) に明記されている。

管理されたばく露と管理されていないばく露に区別される。管理されたばく露に対する基本制限は、立ち入りが、ばく露により生じるかもしれない生物学的影響を理解する訓練を受けた労働者に限定された職場環境、および労働者が不快で、作業を妨害するような感覚への影響を防止するために自分の動きをコントロールすることができる職場環境に用いられることを意図している。管理されないばく露に対する基本制限は、これ以外の全ての職場環境に適用する。

ΔB に対する基本制限

数 Hz 未満の動き誘導の電界により生じる回転性めまいおよび吐き気などの過渡的な感覚器への影響を防止するために、ICNIRP は、磁束密度の変化 ΔB がどの 3 秒間においても 2 T を超過しないことを推奨する。注意すべきは、運動中に dB/dt の向きが変化する可能性があるため、3 秒間の終点で必ず ΔB の測定値が最大になるとは限らないことである。 ΔB に対する基本制限は、図 1 にプロットされたように、一定の ΔB の基本制限が、運動時間が 3 秒間の点で、一定の dB/dt の基本制限に切り替わる。

特別な作業への適用のため、動き誘導の感覚への

影響を管理するために環境が管理され、適切な作業の実践が履行されている場合には、8 T までの静磁界へのばく露は正当と判断される (ICNIRP 2009a)。どの 3 秒間においても ΔB の最大値が 2 T を超過しないように動きを遅くすることができる場合には、回転性めまいや吐き気が起きる確率は低くなると思われる。

時間変動する磁界中で静止する人体の場合、磁束密度のピークピーク値 (最大値と最小値の差) が ΔB に等しく、したがってその値が 2 T に制限される。

以上の状況において、回転性めまいや吐き気は不快なもの、平穩を乱すものかもしれないが、それらが重大な長期の健康影響を示しているとは考えられていない。したがって、これらの閾値には如何なる低減係数も適用されない。

誘導電界に対する基本制限

管理されたばく露において、末梢神経の刺激を防止するため、ICNIRP は、動き誘導の電界の周波数範囲にわたって、 1.1 Vm^{-1} (ピーク値) の基本制限を超過しないことを推奨している。この制限値は、3 kHz 未満の周波数範囲で全ての組織に適用される、ピーク値に対する 0.8 Vm^{-1} (実効値) の基本制限 (ICNIRP 2010) をカバーするように定められた。

末梢神経刺激は有害な健康影響と見なされるため、生物学的な不確かさを考慮して、低減係数 5 が適用される。

磁気閃光の誘導を回避するため、誘導電界の強度は、ICNIRP (2010) が定めた職業ばく露に対する基本制限を、1 Hz 未満の周波数にまで拡張して、超過しないこととされる。磁気閃光に対する基本制限が $1/f$ の関数として線形的に上昇するのは 0.66 Hz までである。この点で、基本制限は、末梢神経刺激に対する基本制限である 1.1 Vm^{-1} (ピーク値) に達する (図 2)。磁気閃光に対する基本制限は、管理されないばく露にのみ適用される。その理由は、管理されたばく露環境にいる労働者は自分の動きの速度を制限することでこの影響を回避することができるからである。末梢神経刺激に対する基本制限は両方の環境に適用される。

回転性めまいや吐き気と同様、磁気閃光は不快なもの、平穏を乱すものかもしれないが、それらが重大な長期の健康影響を引き起こすとは考えられていない。したがって、これらの閾値には如何なる低減係数も適用されない。

動き誘導の電界の波形は非正弦波的で過渡的なものであるため、誘導電界の基本制限は重み付けピーク値アプローチに基づいた方がよい。

$$|\sum \frac{A_i}{EL_i} \cos(2\pi f_i t + \theta_i + \varphi_i)| \leq 1 \quad (4)$$

ここで、 t は時間、 EL_i は第 i 高調波周波数 f_i でのばく露の基本制限(ピーク値)、 A_i 、 θ_i 、および φ_i は、 f_i での電界の振幅、位相角、およびフィルタの位相角である。重み付けピーク値法に関する詳しい説明は ICNIRP (2003,2010) で見ることができる。

参考レベル

体内誘導電界に対する基本制限の遵守を明らかにするための実際的方法は、基本制限から安全側に立って導出された参考レベルを磁束密度が超過しないことを確保することである。表 1 の推奨される参考レベルは、下記の式 (5) を用いて磁束密度を dB/dt のピーク値(振幅)に変換した場合の、ICNIRP (2010) の磁束密度に対する参考レベルと 1 Hz でつながる。

$$\frac{dB_0}{dt} = 2\pi f \sqrt{2} B_{RMS} \quad (5)$$

ここで、 B_0 は、正弦波の磁束密度のピーク値、 B_{RMS} は実効値である(図 3)。注意すべきは、曲がり角の周波数に違いがあることを除けば、参考レベルは基本制限とほぼ正比例することである。誘導電界に対する基本制限の遵守の場合と同様、 dB/dt に対する参考レベルの遵守は、重み付けピーク値アプローチによって決定した方がよい。

末梢神経の電氣的刺激を回避するため、管理されたばく露環境において、 dB/dt のピーク値に対する参考レベルは 2.7 Ts^{-1} に設定されている。注意すべきは、基本制限から参考レベルへの変換における不確かさを考慮して、この参考レベルには約 3 の低減係数が含まれている (ICNIRP 2010)。末梢神経刺激を制限

する参考レベルは広い周波数範囲にわたって一定であるため、スペクトルの重み付けは必要ない(図 3)。

謝辞—この文書の作成期間における ICNIRP のメンバーは以下の通りであった：R. Matthes、委員長 (2012 年から)、ドイツ；M. Feychting、副委員長 (2012 年から)、スウェーデン；R. Croft、オーストラリア；A. Green、オーストラリア；K. Jokela、フィンランド；J.C. Lin、米国；C. Marino、イタリア；A.P. Peralta、フィリピン；R. Saunders、英国 (2010 年まで)；K. Schulmeister、オーストラリア (2012 年まで)；P. Söderberg、スウェーデン；B.E. Stuck、米国；J. Swerdlow、英国 (2012 年まで)；Z. Sienkiewicz、英国；E. van Rongen、オランダ；P. Vecchia、委員長 (2012 年まで)、イタリア；B. Veyret、フランス (2012 年まで)；S. Watanabe、日本。

ガイドライン草案の作成を行ったタスクグループのリーダーは K. Jokela (フィンランド) であった。また、オンライン上の公開協議を通して貢献した全てのレビュワーからの有益な意見に ICNIRP は感謝する。

最後に、同期間中、ICNIRP が以下の組織から受けた支援にも感謝する：国際放射線防護学会 (the International Radiation Protection Association)、欧州委員会/労働安全衛生 (the European Commission/Health and Safety at Work)、ドイツ連邦環境自然保護原子力安全省 (the German Federal Ministry for the Environment, Nature Conservation and Nuclear Safety)。

全ての ICNIRP メンバーは、個人的利益相反宣言書の記載と更新を求められている。それらの文書は www.icnirp.org/cv.htm で閲覧可能である。

参考文献

- Adrian DJ. Auditory and visual sensations induced by lowfrequency electric currents. *Radio Sci* 12:243Y250; 1977.
- AGNIR. UK Independent Advisory Group on Non-ionising Radiation. Static magnetic fields. Report of the independent Advisory Group on Non-ionising Radiation. Docs. Chilton: Documents of the Health Protection Agency, RCE-6; 2008.
- Bringuier E. Electrostatic charges in $v \times B$ fields and the phenomen of induction. *Eur J Phys* 24:21Y29; 2003.
- Dimbylow PJ. Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied lowfrequency magnetic and electric fields. *Phys Med Biol* 50:1047Y1070; 2005.
- Fitzpatrick RC, Day BL. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *J Appl Physiol* 96:2301Y2316; 2004.
- Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Phys Med Biol* 41: 2231Y2249; 1996a.
- Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10Hz to 20 GHz. *Phys Med Biol* 41:2251Y2269, 1996b.
- Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys Med Biol* 41:2271Y2293; 1996c.
- Gabriel C, Peyman A, Grant EH. Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1MHz. *Phys Med Biol* 54:4863Y4878; 2009.
- Glover PM, Cavin ID, Qian W, Bowtell RW, Gowland PA. Magnetic field induced vertigo: A theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28:349Y361; 2007.
- Heilmair C, Theysohn JM, Maderwald S, Kraft O, Ladd ME, Ladd SC. A large-scale study on subjective perception of

- discomfort during 7 and 1.5 T MRI examinations. *Bioelectromagnetics* 32:610Y619; 2011.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. General approach to protection against non-ionizing radiation. *Health Phys* 82:540Y548; 2002.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidance on determining compliance of exposure to pulsed and complex non-sinusoidal waveforms below 100 kHz with ICNIRP guidelines. *Health Phys* 84:383Y387; 2003.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients. *Health Phys* 87:197Y216; 2004.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Phys* 96:504Y514; 2009a.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Amendment to the ICNIRP "Statement on Medical Magnetic Resonance (MR) Procedures: Protection of Patients." *Health Phys* 97:259Y261; 2009b.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). *Health Phys* 99:818Y836; 2010.
- International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2Y33: particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. Geneva: IEC; IEC 60601-2-33 ed 3.0; 2010.
- Iivonen S, Laakso I. Computational estimation of magnetically induced electric fields in a rotating head. *Phys Med Biol* 54:341Y351; 2009.
- Jokela K, Saunders RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movements in a static magnetic field. *Health Phys* 100:641Y653; 2011.
- Liu F, Zhao H, Crozier S. Calculation of electric fields induced by body and head motion in high-field MRI. *J Magn Reson* 161:99Y107; 2003.
- Lövsund P, Öberg PA, Nilsson SEG. Magneto- and electrophosphenes: A comparative study. *Med Biol Eng Comput* 18: 758Y764; 1980.
- Nyenhuis JA, Bourland JD, Kildishev AV, Schaefer DJ. Health effects and safety of intense gradient fields. In: Shellock FG, ed. *Magnetic resonance procedures: Health effects and safety*. Boca Raton, London, New York, Washington DC: CRC Press; 2001: 31Y53.
- Redzic DV. Conductors moving in magnetic fields: Approach to equilibrium. *Eur J Phys* 25:623Y632; 2004.
- Reilly JP. *Applied bioelectricity: From electrical stimulation to electropathology*. New York, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1998.
- Reilly JP. Neuroelectric mechanisms applied to low frequency electric and magnetic field exposure guidelines Vpart I: Sinusoidal waveforms. *Health Phys* 83:341Y355; 2002.
- Reilly JP, Diamant AM. *Electrostimulation. Theory, applications and computational model*. Boston, London: Artech House; 2011.
- Roberts DC, Marcelli V, Gillen JS, Carey JP, Della Santina CC, Zee DS. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 21:1635Y1640; 2011. doi:10.1016/j.cub.2011.08.029.
- Sanchez CC, Glover P, Power H, Bowtell R. Calculation of the electric field resulting from human body rotation in a magnetic field. *Phys Med Biol* 57:4739Y4752; 2012.
- Sanchez CC, Bowtell R, Power H, Glover P, Marin L, Becker A, Jones A. Forward electric field calculation using BEM for time varying magnetic field gradients and motion in strong static fields. *Eng Anal Bound Elem* 33:1074Y1088; 2009.
- Saunders RD, Jefferys JG. A neurobiological basis for ELF guidelines. *Health Phys* 92:596Y603; 2007.
- Shellock FG. *Reference manual for magnetic resonance safety, implants, and devices: 2012 Edition*. Los Angeles, CA: Biomedical Research Publishing Group; 2012.
- So PPM, Stuchly MA, Nyenhuis JA. Peripheral nerve stimulation by gradient switching fields in magnetic resonance imaging. *IEEE Trans on Biomed Eng* 51:1907Y1914; 2004.
- van Nierop LE, Slottje P, van Zandvoort MJE, de Vocht F, Kromhout H. Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occup Environ Med* 69:759Y766; 2012. doi:10.1136/oemed-2011-100468.
- World Health Organization. *Static fields. Environmental Health Criteria* 232. Geneva: WHO; 2006.

用語解説

Basic restrictions : 基本制限

健康への有害な影響に至る可能性のある、既知の、身体組織との生物物理学的相互作用メカニズムに直結する物理量に関する制限値。

Central nervous system (CNS) : 中枢神経系

脊椎動物の神経系の一部で、脳と脊髄からなり、末梢神経は含まれない。

Conductivity (σ) : 導電率 (σ)

電界を印加された材料に生じる電流密度の大きさを決定するその材料の性質。単位はジーメンズ/メートル (S/m) で表わされる。抵抗率の逆数。

Electric field strength (E) : 電界強度 (E)

電界が点電荷に及ぼす力をその電荷で割った値。電界強度はニュートン/クーロンまたはボルト/メートル/で表わされる ($N/C = V/m$)。

Electro stimulation : 電気刺激

生体の興奮性組織に電氣的刺激を与えることにより刺激すること。

Electromotive electric field (E_{vB}) : 起電的な電界 (E_{vB})

磁界中での導体の運動により誘導される電界。

Frequency : 周波数

1秒間における電磁波の周期の数。通常、ヘルツで表わされる (Hz)。

Hertz (Hz) : ヘルツ (Hz)

周波数 (f) を表わす単位。1ヘルツは、1周期/秒に等しい。1 kHz = 1000 Hz, 1 MHz = 1000 kHz, 1 GHz = 1000 MHz。

Induction : 誘導

外部の時間変化する磁界または磁界中での人体の動きによって、導電性または誘電性である人体に電界と電流を生じさせること。

Magnetic flux density (B) : 磁束密度 (B)

磁界中を運動する単一または複数の電荷 (電流) に及ぼす力を決定するベクトル量。磁束密度はテスラ (T) で表わされる。

Magnetophosphenes : 磁気閃光

時間変動する磁界によって網膜に誘導される電界および電流によって引き起こされる光の瞬きの感覚。

Nerve : 神経

神経線維の束。

Nerve fiber : 神経線維

一つの神経細胞から伸びた細長い突起。

Neuron : ニューロン (神経単位)

神経系の細胞で、通常は一つの細胞体と多くの突起から成る。突起には、細長い突起である軸索と樹状突起を形成する比較的短い多数の突起がある。

Occupational exposure : 職業ばく露

規則的な、または割り当てられた職務を遂行した結果として、個人が経験する電磁界へのばく露。

Peripheral nerve system (PNS) : 末梢神経系 (PNS)

脊椎動物の神経系の一部で、中枢神経系の外側にある神経組織からなる。

Permittivity(ε) : 誘電率(ε)

帯電体間の吸引力または反発力に及ぼす媒質の影響を決定する定数。ファラッド/メートルで表わされる (F/m)。

Reference levels : 参考レベル

許容可能な安全係数をもって、有害な影響を受けることなくばく露を受けることが可能な電界、磁界強度、または磁束密度、接触電流の実効値およびピーク値。参考レベルは、基本制限の遵守を明らかにするために、実際的狀況で使用される。

Vestibular system : 前庭器官

人体の直線加速度および角加速度を感知する運動受容器からなる器官。運動および平衡感覚の認知を受け持つ感覚器官である。内耳の中にある。

Static field : 静的な界

時間とともに変化しない電界または磁界。

Threshold : 閾値

反応または指定した影響を生じさせるとされるある刺激の最小レベル。

Time derivative of magnetic flux density (dB/dt) : 磁束密度の時間微分 (dB/dt)

変化時間で割った磁束密度の変化量。

Vertigo : 回転性めまい

めまいの一種で、あたかも身体が動いたかのような感じがする。

Waveform : 波形

電磁界の振幅の時間に伴う変動。

静磁界中での身体の動きおよび
1Hz を下回る時間変動磁界による
誘導電界へのばく露を
制限するための ICNIRP ガイドライン
に関するコメント

編集長へ；

我々は、ICNIRP が低周波磁界ばく露に関する最近のガイドライン (Ziegelberger 2014) を作成するに当たり、我々の 2007 年の論文 (Glover et al. 2007) を明らかに使用したその方法に狼狽している。これらのガイドラインが、さらに精査されることなく、EMF 欧州指令に組み込まれ、欧州連合の加盟 28 カ国内において法的拘束力をもつものにされることは明らかである [Directive 2013/35/EU See Article 11(2) (2013)]。

めまいの防護を目的としたガイドライン限度値は、全面的に我々の論文を根拠としているが、この論文はこの分野で事実上初めてのものであり、他の研究者による再現も行われていない。もちろん我々は我々のデータを支持・主張しているが、これは非常に小規模の研究であるにもかかわらず、ガイドラインの図 1 の線は、1 人の被験者から得た 2 つの周波数での 1 つずつのデータポイント付近に引かれた (Ziegelberger 2014) の周辺になされた。これは、国際的ガイドライン作成の根拠として余りにも薄弱のように思える。

あのデータをこのように使用することに関し、さらに重大な問題が在ることを指摘したい。我々が論文を執筆した時点では、支配的なメカニズムとして誘導電流を提案した。しかし、ICNIRP も新しいガイドラインで述べている通り、ローレンツ力によるメカニズムを提案している Roberts はこのメカニズムを疑問としている (Roberts et al. 2011)。決定的に重要なことは、誘導電流メカニズムは磁界の変化の絶対速度に依存するのに対し、このローレンツ力メカニズムは磁界の大きさと向きに依存することを、ICNIRP が十分に理解していなかったように見えることである。我々の実験では、被験者に強磁界中で頭を動かすように頼んだ：これが電流を誘導し、またローレンツ力を生じたと思われる。したがって、我々の先のデータは両方のメカニズムに結びついている。

ISSN: 0017-9078
Copyright © 2014 Health Physics Society
DOI: 10.1097/HP.0000000000000142

我々は、Roberts のローレンツ力メカニズムを裏付けるために新たな研究を実施している (Antunes et al. 2012 ; Glover et al. 2014 ; Mian et al. 2013)。さらに、神経興奮を引き起こすために十分な電流密度を頭部に誘導するには身体サイズが小さすぎる小型のげっ歯類で、それに矛盾して、見かけ上のめまい様の影響が観察されることが、このメカニズムが説明される (Houpt and Houpt 2010)。

変化するローレンツ力の知覚作用が、磁界中の動きでめまいが引き起こされる主たる原因であることは、今や可能性が高いように思われる。残念ながら、これは、他の限度値と緊密につながり合わせ可能なような、きちんとした、周波数依存性のある限度値に至っていない。現在の知識段階では、めまいの体験を制限する実際的方法は、限度値における多少の不連続を受け入れて、先の静磁界限度値 (非管理環境 2T、管理環境 8T) を単純に当てはめることではないか、と提案する。

著者等は利益相反のないことを宣言する。

PENNY GOWLAND および PAUL GLOVER

物理学および宇宙科学学部
ノッチンガム大学
英国

参考文献

- Antunes A, Glover PM, Li Y, Mian OS, Day BL. Magnetic field effects on the vestibular system: calculation of the pressure on the cupula due to ionic current-induced Lorentz force. *Phys Medicine Biol* 57:4477–4487; 2012.
- Directive 2013/35/EU of the European Parliament and of the Council. On the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (electromagnetic fields). Brussels, Belgium: European Union; 2013.
- Glover PM, Cavin I, Qian W, Bowtell R, Gowland PA. Magneticfield- induced vertigo: a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28:349–361; 2007.
- Glover PM, Li Y, Antunes A, Mian OS, Day BL. A dynamic model of the eye nystagmus response to high magnetic fields. *Phys Medicine Biol* 59:631; 2014.
- Houpt TA, Houpt CE. Circular swimming in mice after exposure to a high magnetic field *Physiol Behavior* 100:284–290; 2010.
- Mian OS, Li Y, Antunes A, Glover PM, Day BL. On the vertigo due to static magnetic fields. *Plos One* 8:e78748; 2013.
- Roberts DC, Marcelli V, Gillen JS, Carey JP, Della Santina CC, Zee DS. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 21:1635–1640; 2011.
- Ziegelberger G. ICNIRP Guidelines: for limiting exposure to electric fields induced by movement of the human body in a static magnetic field and by time-varying magnetic fields below 1 Hz. *Health Phys* 106:418–425; 2014.

GOWLANDとGLOVERのコメントに対する ICNIRPの回答

編集長へ；

GowlandとGloverは、静磁界中での身体の動きおよび1Hzを下回る時間変動磁界による誘導電界へのばく露に関する限度値（ICNIRP 2014）の設定に当たり、彼らの論文（Glover et al. 2007）がICNIRPに使用されたことに狼狽を表明した。彼らが正に述べている通り、彼らの論文はこの分野で最初のものであり、もっと多くのデータが必要なことは明らかである。ガイドラインの執筆当時、彼らの研究がガイドラインの設定に有用な情報を提供する唯一の研究であった。最近、2つの研究からの重要な新しい知見が公表された（Mian et al. 2013; Glover et al. 2014）が、それらの研究はばく露ガイドラインの基本的変更に必要な理由を提供していない。

Gowland & Gloverらの批判の主題は、ゆっくり変化する誘導電界を制限するために磁束密度の変化を制限することでめまいを防護することである。これは確かに重要な1つの見方であるが、これのみが考慮すべきことではない。ガイドラインでは、明示的に次のように述べている。「人体に対する直接的な磁界の作用の可能性を考えると、静的な磁束密度（ B ）および動きにより人体が経験する磁束密度の変化最大値（ ΔB ）の両方を制限することが重要である」（ICNIRP 2014）。現在の知識の段階では、Gowland & Gloverはこれに多大の貢献をしているが、直接的なローレンツ力および電界の両方の作用が動き誘導のめまいに寄与すると仮定するのが最良である。新しい知見により、前庭器官内のイオン流に対するローレンツ力でめまい作用が説明される可能性が増してはいるが、その他のメカニズム、特に誘導電界によるメカニズムを無視することは依然としてできない。前庭系でのガルバニック電流による誘導電界がめまいを引き起こすことは、150年間、十分に知られていることである。

新しい研究知見は、ヒトの平衡システムが磁界そのものより磁束密度の変化により強く反応するように見えることを示唆している。注意していただきたいのは、新

ICNIRPガイドラインは、静磁界ガイドライン（ICNIRP 2009）と併せた適用が望ましいことである。したがって、静的な磁束密度および動きによるその変化の両方を制限することをICNIRPは推奨している。これはローレンツモデルと矛盾しない。重要なことは、統合時間が3秒間と比較的短いことである。その間の磁束密度の変化が2Tを超えないことが望ましい。7Tの磁界でのガイドラインの遵守のためには、10秒かけてこの磁界中に入ることでこれが可能になる。一方、Gloverらの研究（2014）は、適応の時定数が約40秒かそれ以上になるであろうと示唆している。しかしながら、2014年のガイドラインは、管理されたばく露（回避のための厳密な要件を用いずに、めまいの感覚を最小化することが必要である）を対象にしたものであることを思い出すことが重要である。

強磁界中での動きに関する重要な安全問題を明確にするために、さらに多くの研究が必要である。ICNIRPは新しい研究による興味深い結果を待っている。将来的に、ICNIRPは定期的にガイドラインや基準を改訂する。現在のガイドラインに調整や明確化についての明白な必要性がある場合、それらが提供されることになる。

著者等は利益相反のないことを宣言する。

GUNDE ZIEGELBERGER

ICNIRP

Oberschleissheim, Germany

参考文献

- Glover PM, Cavin I, Qian W, Bowtell R, Gowland PA. Magnetic field-induced vertigo: a theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28:349–361; 2007.
- Glover PM, Li Y, Antunes A, Mian OS, Day BL. A dynamic model of the eye nystagmus response to high magnetic fields. *Phys in Med and Biol* 59:631; 2014.
- International Commission on Non-ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Phys.* 96(4):504–514; 2009.
- Mian OS, Li Y, Antunes A, Glover PM, Day BL. On the vertigo due to static magnetic fields. *Plos One* 8:e78748; 2013.

訳者注

- 1 : 原文 p.825 最初の段落、および p.829 式(6)の段落の 2 カ所にのみ、四肢電流に関する記述がある。四肢電流は、本ガイドラインの内容に直接は関わらないが、原文に忠実に訳した。
- 2 : p.829 式(6)の I_{Lj} は、式(5)に倣えば、 I_{Rj} の表記が適すると思われるが、原文に忠実に訳した。
- 3 : 付属書（参考）の利得の関数の説明で、原文の EL は $EL(f)$ に訂正して訳した。
- 4 : 用語解説には、本文中に使用されていない用語がいくつか含まれているが、原文に忠実に訳した。