

薬生機審発 0809 第 7 号
平成 29 年 8 月 9 日

各都道府県衛生主管部（局）長 殿

厚生労働省医薬・生活衛生局医療機器審査管理課長
（ 公 印 省 略 ）

革新的医薬品・医療機器・再生医療等製品実用化促進事業の
成果に基づき策定された試験方法の公表について

厚生労働省では、革新的な医薬品、医療機器及び再生医療等製品の実用化を促進するため、平成 24 年度から、最先端の技術を研究・開発している大学・研究機関等において、レギュラトリーサイエンスを基盤とした安全性と有効性の評価方法の確立を図り、ガイドラインの作成を行うとともに、大学・研究機関等と独立行政法人医薬品医療機器総合機構（以下「PMDA」という。）及び国立医薬品食品衛生研究所の間で人材交流を実施する事業を実施しているところです。

今般、東北大学大学院医工学研究科（総括研究代表者：出江紳一）における検討を踏まえて提案された試験方法案を元に、下記の試験方法を別添のとおり策定しましたので、製造販売承認申請に当たって参考とするよう、貴管内関係事業者に対して周知方御配慮願います。

なお、本通知の写しを独立行政法人医薬品医療機器総合機構理事長、一般社団法人日本医療機器産業連合会会長、一般社団法人米国医療機器・IVD工業会会長、欧州ビジネス協会医療機器・IVD委員会委員長、国立医薬品食品衛生研究所所長宛て送付することを申し添えます。

記

植え込み型医療機器への非接触給電システムに関する評価ガイドライン

1. これらの試験方法は、現時点で考えられる評価法の一例として示したものであり、製造販売承認申請において必ずしも当該試験方法による試験の実施を求めるものではないこと。試験方法の選択等については、必要に応じてPMDAの対面助言を活用すること。
2. 革新的医薬品・医療機器・再生医療等製品実用化促進事業におけるロードマップ等においては PMDA のホームページ
(<https://www.pmda.go.jp/rs-std-jp/facilitate-developments/0001.html>) を参照されたい。

植え込み型医療機器への非接触給電システムに関する評価ガイドライン

1. はじめに

1. 1 目的

本ガイドラインは、体内に植え込まれた医療機器に対する非接触給電装置の開発に関する指標を提示するとともに、安全性を確保するための評価指標を作成することを目的とする。より具体的には、非接触給電技術が用いられる医療機器において、伝送能力や伝送距離又は範囲に応じた医療機器の分類を行い、各分類におけるリスクを洗い出すことによって、医療機器としてのリスク／ベネフィットの評価指標を提供する。

1. 2 医療機器における非接触給電の概要

医療機器において、従来から非接触給電装置については植え込み型医療機器の電池交換に伴うリスクを低減することや、機器の安定した作動のために用いられてきたが、近年では、在宅医療の推進に伴うさらなる医療機器の小型軽量化、植え込み型医療機器を利用する患者の QOL 向上等を目的として、ニーズが高まっている。

2. 用語の定義

・非接触給電

コネクター等の電氣的な接触を行わずに電磁界を用いて電力を 1 次側から 2 次側へ伝送することをいう。

・曝露

個人が直流、交流を問わず電界、磁界又は接触電流の影響下にあることをいう。なお、電界に曝露することを曝露電界、磁界に曝露することを曝露磁界という。

・職業曝露

職務遂行によって生じたすべての曝露をいう。医療機器の場合、植え込み型医療機器の操作、メンテナンス等に関わる医師、看護師、臨床工学技士等の医療従事者等が職業曝露を受けることがある。

・患者曝露

植え込み型医療機器に外部の機器から非接触給電が行われた際、植え込み型医療機器を植え込まれた患者が受ける曝露をいう。

・公衆曝露

患者曝露、職業曝露を除く全ての曝露をいう。

- 電磁誘導方式

ファラデーの法則によるエネルギー伝送方式をいう。送電側から発生した磁束の変化を受電側で電氣的エネルギーに変換することでエネルギーを伝送する。

- 磁界共鳴方式

送電装置及び受電装置の両方において、LC 共振回路を用いて、エネルギー伝送を行う方式をいう。送受電コイルのサイズと空間波長、空間磁界分布を制御してエネルギーを伝送する。一般に、電磁誘導方式に比べ送電装置と受電装置の距離を離すことができる。

- コイルパラメータ α

送電側コイルと受電側コイルの各々の品質係数（Q 値）（それぞれ Q_1 , Q_2 ）と結合係数（ k ）より、以下で定義される^[3]。

$$\alpha = k^2 Q_1 Q_2$$

- 律速条件

非接触給電システムにおいて、システム全体の性能を制約している条件をいう。つまり、非接触給電時の性能を決める条件のことを示す。

- 1 次側

非接触給電において、エネルギーの送電側をいう。

- 2 次側

非接触給電において、エネルギーの受電側をいう。

3. ガイドラインの適用範囲

本ガイドラインは、高結合型又は低結合型電磁界結合を有する植え込み型医療機器における非接触給電システムを対象とする。また、本ガイドラインでは、医療機器向けの非接触給電システムを対象としていること及び **International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection**（国際非電離放射線防護委員会。以下「**ICNIRP**」という。）の曝露制限内での比較的小電力のエネルギー伝送で実用化しやすいということから、電磁誘導方式又は磁界共鳴方式による伝送方法を対象とする。エネルギー伝送方法として、マイクロ波等の遠方界の特性を利用するものは、本ガイドラインでは取り扱わない。

非接触給電システムは、送電装置及び受電装置から構成される。また当該システムには、蓄電池（二次電池）と電子回路を内蔵した植え込み型医療機器はもとより、蓄電池（二次電池）を内蔵せずに体外からのエネルギー伝送のみにより駆動する植え込み型医

療機器への応用も含まれるが、本ガイドラインでは、非接触給電機能の評価のみを対象とする。装置の構成としては給電と装置制御等のデータ転送を同時に行うことは技術的に可能であるが、本ガイドラインでは給電のみをおこなうシステムを対象とする。

また、対象となる非接触給電システムを搭載した医療機器を、植え込み部位ごとに以下のとおり例示する。

表 3.1 対象となる医療機器の例

	診断用	治療用	機能代替
四肢	生体信号センサ	筋刺激装置	—
頭頸部	生体信号センサ 脳信号計測装置 植え込み脳波計	深部脳刺激装置 迷走神経刺激装置 植え込み型 BMI	人工網膜 人工内耳
体幹	生体信号センサ カプセル内視鏡	内視鏡 除細動器 輸液ポンプ 脊髄刺激装置 神経刺激装置	ペースメーカー 補助人工心臓

医療機器における変動電磁界の影響には、公衆曝露とその機器を操作、管理等を行う医師や技師といった医療従事者の職業曝露と患者である本人が受ける患者曝露とがある。

医療従事者の職業曝露については、受電装置周囲に誘導する電力伝送装置による変動磁界の周波数成分が 1 Hz～25 Hz を有する場合には、ICNIRP が定める職業曝露ガイドライン（ICNIRP1998, 2010）に準拠していることを示すことが望ましい。

また、患者曝露については、ICNIRP の職業曝露制限内での影響に留めることで、患者への影響を最小限に留めることが望ましい。しかし、この制限を超えるときは治療効果等ベネフィットと患者曝露によるリスクを明確に提示する必要がある。

患者曝露による生体への影響については、以下の 3 項目が主要な要素である^{[9],[10]}。

- 1) ジュール熱の発生（熱効果）
- 2) 神経、筋、感覚器等の興奮性組織への刺激（刺激効果）
- 3) 組織、細胞などへの直接作用（非熱効果）

非接触給電システムを有する医療機器においては、特に上記、熱効果と刺激効果による患者への影響について、医療機器が植え込まれる部位の環境を模擬できる媒体を用いた試験、バリデートされた計算機シミュレーション又はこれらの組み合わせにより、変動電磁界による組織の発熱が周囲組織に障害を及ぼさないことを示す必要がある。また、送電及び受電の双方の機器表面における局所的な組織障害が発生しないよう、ISO14708-1

に準拠し、組織に接する機器表面温度は体温(37℃)から温度上昇 2 度以内とすることが必要である。なお、非熱効果については、静磁界を伴う場合に検討する必要があるが、本ガイドラインが対象とする非接触給電システムでは静磁界を伴わないので、本ガイドラインでは、非熱効果による患者への影響評価については取り扱わない。

また、本ガイドラインでは非接触給電を伝送方式、伝送電力及び伝送距離の 3 つから分類し、非接触給電の応用が想定される医療機器の例を提示しながら、各分類に共通する評価指標を提示する。なお、受電装置側が体内、送電装置側が体外又は体表面にあることを前提とする。

4. 非接触給電システム

4. 1 植え込み型医療機器への適用について

一般的に非接触給電を行う場合、ギャップ蓄積エネルギー体積密度から送受電コイル間ギャップ通過電力等をおおよそ見積ることができる。図 4.1 の関係にある向かい合った 2 つのコイル間でやり取りされるエネルギーに関して考える。(ただし、ここでの主な周波数範囲として、3 kHz～3 MHz とする。また、100 kHz を超える伝送周波数については参考 B 及び参考文献[1]を参照すること。)

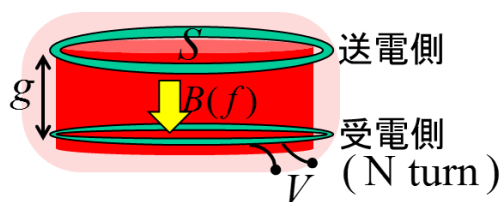


図 4.1 伝送電力のモデル図

B_m は受電コイル側近傍の空間平均磁束密度最大値、 S は受電コイル面積、 g は送受電コイル間等価距離（平均磁束密度がおおよそ B_m と見なせる範囲）、 μ_0 は真空の透磁率、 f は電力伝送交流磁界の周波数、 V は受電側コイル端子電圧実効値、 N は受電側コイルの巻数である。

コイル間にある空間に蓄積されたエネルギー体積密度 $W_{density}$ は、以下の式で表される。

$$W_{density} = \frac{B_m^2}{2\mu_0} \text{ [J/m}^3\text{]} \quad (\text{式 4.1})$$

式 4.1 及びコイル間の空間体積 Sg を用いて、コイル間にある空間のギャップ蓄積エネルギー W_{charge} が以下のように求まる。

$$W_{charge} = \frac{B_m^2}{2\mu_0} Sg \text{ [J]} \quad (\text{式 4.2})$$

式 4.2 から通過する電力量 $P_{transfer}$ は、以下の式で表される。

$$P_{transfer} = \frac{B_m^2}{2\mu_0} Sgf \text{ [W]} \quad (\text{式 4.3})$$

ここで、 $V = \sqrt{2} \pi f N S B_m$ の関係が成り立つことが知られていることから、式 4.3 に代入し近似及び整理すると、以下の簡略式を得る。

$$B [\text{mT}] \cdot g [\text{cm}] = P_{\text{transfer}} [\text{W}] \cdot \left(\frac{V [\text{V}]}{N} \right)^{-1} \quad (\text{式 4.4})$$

式 4.4 を基に、 P_{transfer} をパラメータとして相互の関係を図示したものが図 4.2 である。

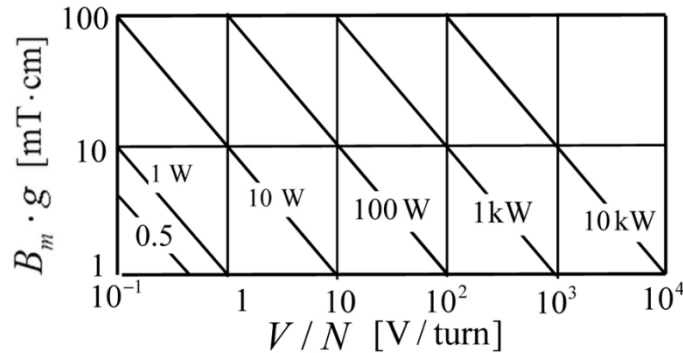


図 4.2 コイルパラメータの相互関係

一方、非接触給電に関する種々の報告からコイル径と P_{transfer} の関係を整理すると図 4.3 が得られる。^{[1]、[2]}

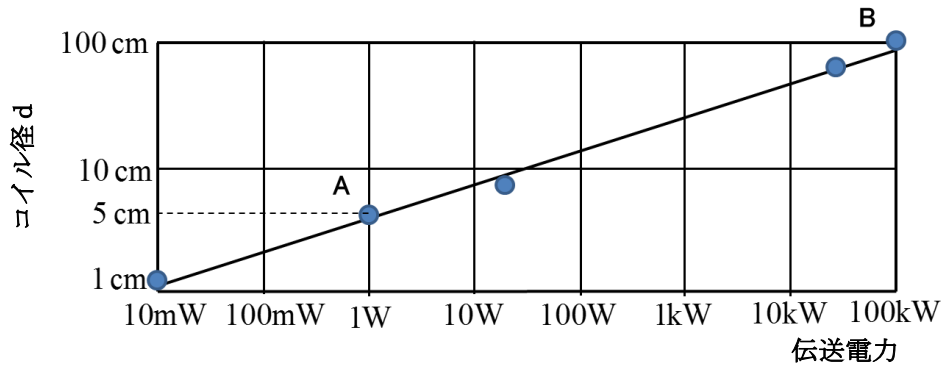


図 4.3 非接触給電におけるコイル径と伝送電力の関係⁽¹¹⁾

図 4.3 のコイル径 $d [\text{cm}]$ 及びコイル間距離 $g [\text{cm}]$ との間には、実験^[11]により、

$$d = 2g \quad (\text{式 4.5})$$

の関係があることがわかっている。(ただし、高結合型電磁誘導方式に限る。)

また、図 4.3 より、1 W の伝送電力で 5 cm のコイル径であった結果 (A 点) と 100 kW の伝送電力で 100 cm のコイル径であった結果 (B 点) を用いて、

$$d = 5 P_{\text{transfer}}^{0.25} \quad (\text{式 4.6})$$

を得た。

ただし、コイル径と伝送電力の関係は、コイルの形状や電力伝送方式等にも依存するため、非接触給電を行おうとする装置で、コイル径と伝送電力の関係を確認する必要がある。

4. 1. 1 非接触給電の範囲 (ICNIRP の曝露制限との対応)

ICNIRP において各周波数範囲での曝露電界、曝露磁界等の参考レベルが示されているので、前節で示した実験式を考慮することにより、人体曝露の参考レベルと伝送電力及びコイル径との関係を示すことができる。

ICNIRP は、周波数が 3 kHz～150 kHz における磁束密度の参考レベルを 27 μT と一定値で定めている。一方、周波数が 150 kHz を超える範囲で使用される磁束密度の参考レベルは $4/f [\text{MHz}]$ であり、周波数に反比例して減少する。したがって、周波数が高くなるにつれて参考レベルは低くなり、周波数 1 MHz において 4 μT 以下となる。周波数が 1 MHz を超える場合又は当該参考レベルを超えた磁束密度を使用する場合は、機器毎に生体への問題が生じないことを示す必要がある。

低結合型電磁誘導においては、0.1 以下の結合係数を想定しても、共振を利用することで伝送が可能となる。^[14] また、低結合型電磁誘導においては、コイル径 $d [\text{cm}]$ とコイル間距離 $g [\text{cm}]$ の間で、

$$d = g \quad (\text{式 4.7})$$

となることが判っている^[11]ため、式 4.4 及び 4.6 に代入して、

$$B_m [\text{mT}] = \frac{P_{\text{transfer}}}{g [\text{cm}]} \left(\frac{V}{N} \right)^{-1} \quad (\text{式 4.8})$$

$$g = 5 P_{\text{transfer}}^{0.25} \quad (\text{式 4.9})$$

を得る。式 4.8 及び 4.9 を整理して、

$$B_{rms} [\text{mT}] = \frac{P_{\text{transfer}}^{0.75}}{5\sqrt{2}} \left(\frac{V}{N} \right)^{-1} \quad (\text{式 4.8})$$

を得る。ただし、 B_{rms}^1 は B_m の実効値であり、曝露磁束密度を表す。

(注) 公衆曝露磁束密度 B_{rms} は、

ICNIRP:2010 では	$B_{rms} = 27 \mu\text{T}$	(3 kHz－1 MHz)
ICNIRP:1998 では	$B_{rms} = 6.25 \mu\text{T}$	(100 kHz－150 kHz)
	$= 0.92 / f [\text{MHz}] \mu\text{T}$	(0.15 MHz－1 MHz)

となり、不整合が生じる。そこで、0.15 – 1 MHz における値は 150 kHz における磁束密度 B_{rms} の値 27 μT より、周波数に依存する曝露磁界の制限を採用し、 $4/f[\text{MHz}]\mu\text{T}$ とした。これは ICNIRP:1998 と 2010 の制限値の不整合を緩和するためである。本来は $0.92/f[\text{MHz}]\mu\text{T}$ で不整合の値は拡大するが、0.15 – 1 MHz においては、ICNIRP:2010 の制限値より、厳しい制限値とし、ICNIRP:1998 の制限値に近づけた。

ICNIRP の 100 kHz 以上の改定が 2017 年以降予定されているので、改定後はそれに従うこととなる。

$P_{transfer}$ をパラメータとして、曝露磁束密度と単位巻数当たりの端子間電圧との関係を図示したものが図 4.4 である。当該図において網掛けを施した領域が、許容される磁束密度の参考レベル範囲を表している。

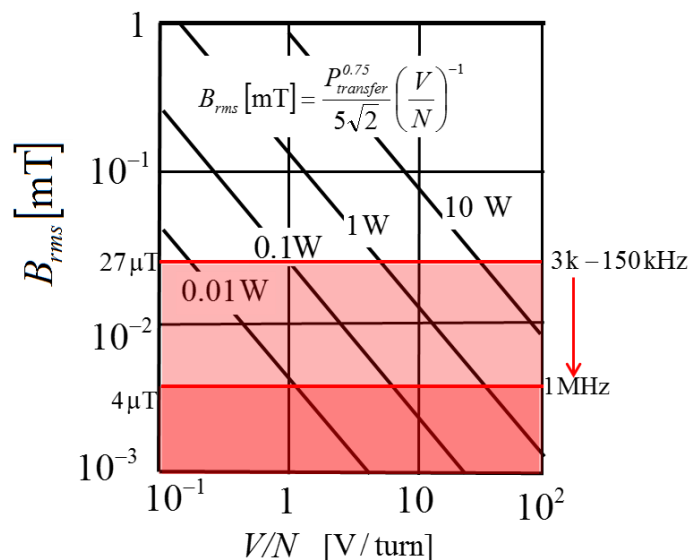


図 4.4 実験式に基づく人体曝露の参考レベルと伝送電力の関係
(低結合型電磁誘導)

4. 1. 2 植え込み期間

医療機器の生物学的安全性について、評価すべき項目は JIS T 0993-1 に示されている。当該規格が示す考え方に基づき、非接触給電装置においても、体内における植え込み期間や接触期間に応じて、生物学的安全評価項目が求められる。

例えば、主として組織又は骨と接触する機器と、主として血液と接触する機器とでは評価すべき項目は異なる。また、接触期間が 24 時間以内の一時的接触、30 日以内の短・中期的接触又は 30 日を超える長期接触かのいずれかにより、評価すべき項目が分類されている。

非接触給電を行う植え込み型医療機器においては、その使用が長期にわたることが予想されるため、耐用年数、使用サイクル（非接触給電実施サイクル）等に関して、十分に検討する必要がある。

4. 2 非接触給電システムの構成

非接触給電を行う装置の構成としては、必要とする伝送電力と伝送距離の関係から様々な構成が考えられる。本ガイドラインでは高結合型と低結合型の 2 方式に限定して言及する。

非接触給電の目安を以下に示す。周波数範囲は、ICNIRP の曝露制限範囲と実効的範囲を考えると

周波数範囲 : 3 kHz - 1 MHz (参考値)

における設計が容易である。また、送電側を体外機器、受電側を体内機器とした場合、伝送可能な送電側と受電側の距離は、

伝送可能範囲 : 1 mm - 50 mm (参考値)

として設計することが容易である。上述の範囲で、非接触給電により数 W 程度までの電力伝送が可能と考えられる。

非接触給電によるコイル径と伝送電力の関係を示した図 4.3 に、想定される伝送電力に基き医療機器等の例を示したものが図 4.5 である。

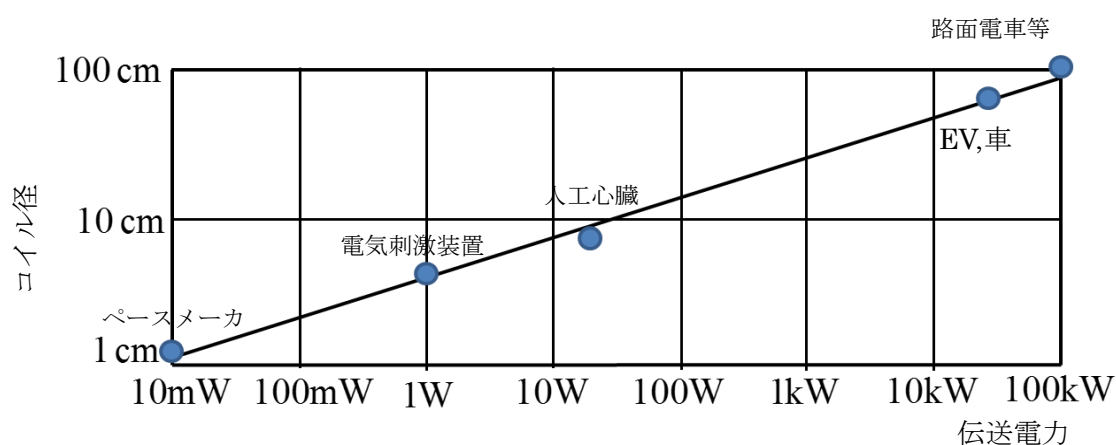


図 4.5 非接触給電におけるコイル径、伝送電力及び応用例

非接触給電においては、可能な限り高い効率で伝送することが求められる。このときコイルパラメータ α を用いて最大効率 $\eta_{\max}$ を表すと、図 4.6 のようになる^[3]。この関係式は電磁誘導方式、磁界共鳴方式を問わず成り立つものである。

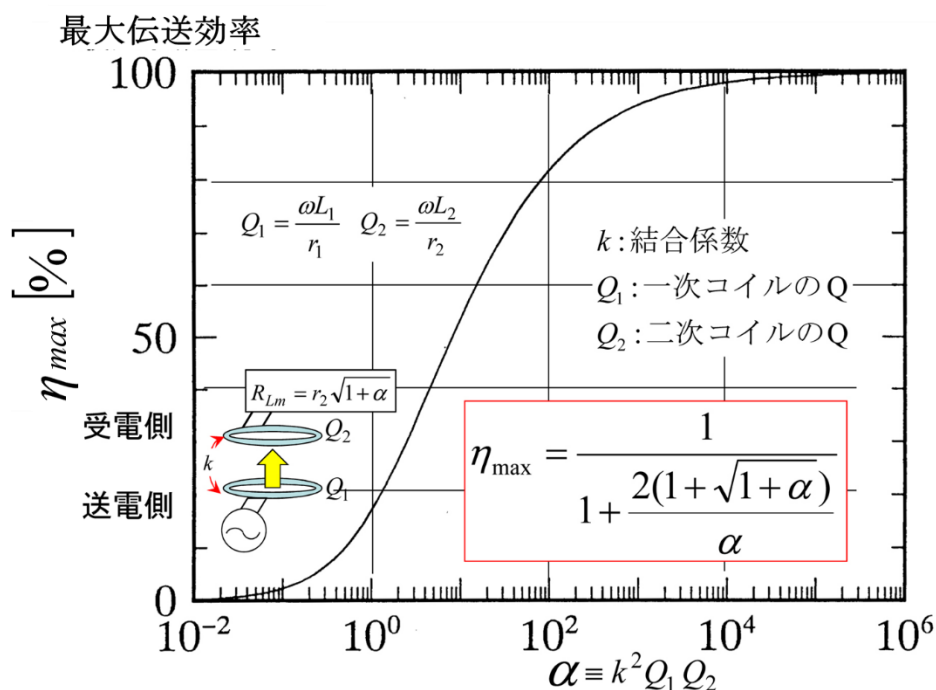


図 4.6 非接触給電における最大効率とコイル特性の関係^[8]

4. 2. 1 電磁誘導（高結合型）

本方式は、いわゆる変圧器構造の等価回路を有する送電側から受電側へのエネルギー伝送方式である。送電側コイルと受電側コイルに共通する鎖交磁束が伝送効率に大きく寄与し、両コイルの結合度が高いこと及び鎖交しない漏れ磁束を低減することで高効率化が可能となる。図 4.7 に電磁誘導方式における結合係数の分布を示す。結合係数が 0.1 程度でもエネルギー伝送は可能であるが、想定される伝送距離はほぼコイル径の 1/2 程度である。

高結合型は送受電コイル対が基本構成であり、送受電コイルに挟まれる領域すべてが曝露電磁界の評価対象となる。評価対象領域においては、周囲組織に障害を及ぼさないこと、又は ICNIRP が定める曝露ガイドラインの参考レベルに準拠していることを説明することが必要である。

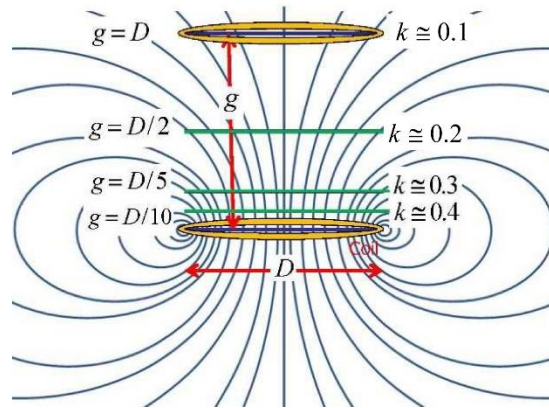


図 4.7 電磁誘導方式における結合係数の分布例^[8]

4. 2. 2 電磁誘導（低結合型）

本方式は、高い Q のインダクタを利用した LC 共振を利用した方式であり、受電側のみに LC 共振を利用する方式と送電側及び受電側の両方で共振回路を構成する方式の 2 方式がある。前者では、受電側周囲に共振による強磁界が発生するため、その周囲の磁束の影響等を検討する必要がある。後者は磁界共鳴方式とも呼ばれるもので、送電側単体又は送電側と受電側が共振により結合した状態を含めた周囲の磁束の影響等に関して検討する必要がある。

低結合型では LC 共振を利用するため、結合係数が 0.1 以下でもエネルギーを伝送することが可能である。想定される伝送距離は、コイル径程度までである。（図 4.3、図 4.7 参照）したがって、送電側のコイルと受電側のコイル間距離が比較的離れている状態において、エネルギー伝送を行いたい場合に有用である。医療機器においては、送電側に対しては共振周波数の共振周波数に対する応答を考慮するだけで設計が可能であること及び長距離又は広範囲位置ズレが想定される電力伝送に対応しやすいという利点がある。

低結合型は送受電コイルに加えてコンデンサを内蔵する共振部が受電コイル近傍に配置されることから、共振部と受電装置間の領域が曝露電磁界の評価対象となる。評価対象領域においては、周囲組織に障害を及ぼさないこと又は ICNIRP が定める曝露ガイドラインの参考レベルに準拠していることを説明することが必要である。

非接触電力伝送装置の各動作モードの概念図を、図 4.8 に示す。

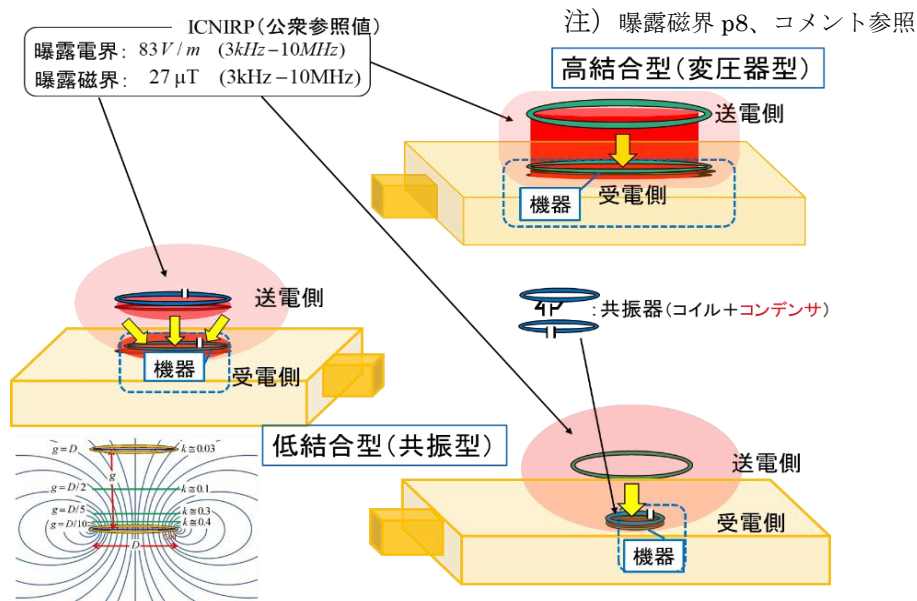


図 4.8 非接触電力伝送装置の動作モード

非接触給電装置を使用する場合は、図 4.8 に示す動作モードに応じて、以下の項目に留意して説明すること。また、対象者が装置を操作する医療従事者、技師等であるか又は患者若しくは公衆であるかを明記しておくこと。なお、非接触給電が長期にわたる場合、ICNIRP の規格内の人体曝露であったとしても、必要最低限の人体曝露になるよう努めることや適切な注意喚起が必要である。

5. リスクマネジメント及び患者保護に関わる要項

5. 1 非接触給電による電磁界の周囲への配慮

5. 1. 1 健常人への配慮

非接触給電機能を備える医療機器に近づく健常人への曝露影響は、十分に検討する必要がある。非接触給電に使用される電磁界強度は、体表面において ICNIRP が定める一般公衆の曝露ガイドライン (ICNIRP1998, 2010) の参考レベルが参考になるが、医療機器においては、その性格上、当該ガイドラインの対象外となることもある。本ガイドラインでは、ICNIRP が定める曝露ガイドラインの参考レベル以内となるよう医療機器を設計することを推奨する。

5. 1. 2 非接触給電機能を具備するインプラントデバイスを有する患者への配慮

非接触給電機能を具備する植え込み型医療機器を有する患者同士が近づいた場合の非接触給電の影響について検討する必要がある。電磁誘導による非接触給電方式には

高結合型と低結合型があることも考慮し、送電装置に対して同じ電力伝送方式又は別の電力伝送方式の受電装置が近接した場合の影響について検討すること。

なお、非接触給電装置に用いられている非接触給電の伝送モードについて、高結合型又は低結合型のいずれに該当するか情報提供する必要がある。

5. 1. 3. 非接触給電機能を具備しないインプラントデバイスを有する患者への配慮

他の医療機器を植え込んでいる患者へ与える影響について検討する必要がある。エネルギー伝送装置と受電装置の電磁誘導領域内に他の金属部分を有する医療機器、例えば、血管等を拡張するステント等が挿入されている場合の影響について検討すること。低結合型の電磁誘導方式では受電装置が特定の周波数に共振することを特徴とするため、他の装置に当該共振周波数による電磁界の影響を及ぼさないことを検証しておくことが望ましい。

5. 2 放射線治療、MRI 等の影響

非接触給電を行う機器をインプラントした患者が、放射線治療、MRI 等の医療行為を受ける場合の機器への影響について検討すること。

非接触給電を行う機器が放射線治療、MRI 等の医療行為を受ける期間に、電力伝送を継続して、行う必要があるか無いかによって対応が異なる。電力伝送を継続しなくてはならない場合、電力伝送を継続しながら当該医療行為を継続する際に必要な情報を適切に注意喚起すること。また、電力伝送を一時的に中止することが可能な場合、放射線治療、MRI 等の強磁界による影響を検討し、その対応方法について十分に検討すること。例えば、人工内耳装置においては受電装置側にエネルギー伝送コイルの位置ズレを最小にするためのマグネットが内蔵されているが、MRI 等の医療行為を受ける場合、事前にこのマグネットを手術により、摘出したのち、医療行為を受けることとなっている。また、ペースメーカ等の植え込み型医療機器においては、放射線治療、MRI 等により、その機器が壊れないようにすることや植え込み型医療機器のモード変更などの配慮がされている。

MR 環境における植え込み型医療機器の安全性に関して、米国のガイダンス文書¹²⁾があるので、十分に検討すること。

5. 3 プログラマブルな制御を含む機器への配慮

非接触給電装置は医療機器内における構成部品と考え、当該装置にプログラマブルな制御を含む場合はそのソフトウェアプログラムも含めた不備によって、許容できないハザードが引き起こされることのないよう設計されなければならない⁶⁾。

5. 4 日常生活における長時間の連続装用することに対する配慮

5. 4. 1 装着部位に対する配慮

長時間の非接触給電を意図する場合には、植え込まれた受電装置部における組織、臓器、器官等の圧迫又は壊死を生じないことに加え、体外の送電装置部における組織等の影響も考慮すること。

5. 4. 2 装着したまま移動することに対する配慮

乗り物による振動、転倒による機械的衝撃、運動等に伴う回転等によって、送受電装置の相対位置が変化するために受電効率が低下する等の機器に不具合が生じないよう配慮すること。

5. 5 具備すべき機能

5. 5. 1 負荷変動に対する配慮

送電側は、受電側への伝送電力が予期せず増加した場合における対策を講じること。例えば、受電側への電力伝送負荷が予期せず増加した場合、エネルギー伝送を中止し、警告を発するなどの対応が考えられる。

植え込み型医療機器やエネルギー伝送装置が正常に動作しない可能性又は動作しなくなる可能性があった場合の医療機器としてのリスクを考慮し、動作状態をモニター又は警告する機能の実装の要否を検討すること。

5. 5. 2 受電エネルギー低下に対する配慮

植え込み型医療機器の受電電力低下が発生した際には、当該情報を患者及び医療従事者へ通知しなければならない。製造販売業者は、この通知後の残り寿命の予想期間を知らせる手段を設けなければならない。

なお、生命維持に関わるが二次電池を保有しない植え込み型医療機器等のハイリスクな医療機器に対しては、本ガイドラインで求められている評価項目に加え、医療機器としてのリスクに応じた受電電力低下時のアラート等の具備を検討すること。

5. 5. 3 二次電池のモニタリング

二次電池を使用する場合、電池容量低下に伴う不適切な医療機器の作動のリスクを低減して、医療従事者等に適切な電池の交換時期、充電時期を通知できるよう、電池容量の低下に対する警告手段機能、バックアップ電源機能、定期受信時のモニター機能・緊急充電機能等の具備を検討すること。

5. 5. 4 その他のエラーに対する配慮

その他、非接触給電装置の不具合により、植え込み型医療機器に重大な不具合が生じた場合に、何らかの手段で警告する機能を備えること。警告手段は不具合の種類及び内容を明確に表し、それに対する最も適切な対応方法がマニュアルに記載されていること。ただし、患者がパニックにならないよう、処置できる者が到着するまでの間又は警告手段に対する対応が終了するまでの間の安全性を確保すること。

5. 6 継続的に配慮すべき事項

本ガイドラインでは、非接触給電による人体への影響を重視し、ICNIRP の曝露制限内でのエネルギー伝送を主眼に置いている。しかし、ICNIRP の制限値は人体への急性影響に関する防護の指針であり、今後も変わり得る。実際に ICNIRP の 1998 年の規格と 2010 年の規格では、その制限値が変わっている。長期の慢性的曝露条件に関する疫学研究や生物学的研究は継続中であり、非接触給電機能を搭載する場合は継続的な影響の調査が必要である。

5. 7 植え込み患者への配慮

5. 7. 1 安定的な非接触給電に対するユーザビリティへの配慮

非接触給電に関して、送電側と受電側がセットになり、相互の位置関係、距離関係が伝送可能なエネルギーに影響することから、伝送可能範囲を十分に把握し、位置依存性を低く抑えることが必要である。また、不可能な場合には人工内耳装置のように、マグネット等により、伝送側と受電側の位置関係が自動的に最適化される工夫が必要である。

非接触給電中における人体への影響については、参考 B を参照のこと。

5. 7. 2 植え込み患者へのサポート

非接触給電が必要な装置を植え込んだ患者には、その機器が非接触給電により継続的な駆動をおこなっていることを十分に理解してもらうための講習を行う等、安全な使用に関して定期的なサポートを行うことが望ましい。

また、非接触給電が予期せぬ事態により継続できない場合の対応方法について、予め訓練を行う等、植え込み患者が不慮の事態に陥らないよう医療機関と連携することが望ましい。

6. 非臨床試験

6. 1 エネルギー伝送に関する性能の評価

経皮エネルギー伝送装置（送電側）の性能（伝送エネルギー量、効率、送受電可能範囲等）、安全性、再現性等の動作安定性、発熱の影響について評価すること。なお、医療機器の使用目的や使用部位等を考慮し、非接触給電装置に対して最も過酷と考えられる

使用環境（定格負荷に関する情報も含む。）を特定して評価すること。対象となる機器例とそれぞれに対する評価パラメータ例を表 6.1 に示す。

EMS は 対象となる植え込み型医療機器に対する Electromagnetic Susceptibility（電磁感受性）を表す。

表 6.1 対象機器と評価パラメータ例

植え込み型医療機器の例	電力受電部植え込み部位	電力伝送の頻度	律速条件
ペースメーカー（0.1W）	皮下（肩胛骨）	間欠（数か月毎）	温度上昇 EMS
人工内耳（10mW）（14）	皮下（頭部）	連続	連続 EMS

電磁干渉時における適合性（重度の身体的損傷や装置の作動不全・故障を引き起こさない合理的説明）を確保し、植え込み部に関しては外部電磁界による電氣的影響に対する感受性のために機器の動作不良、機器への損傷、機器の発熱によるものであれ、どのような危害も引き起こさないことを示すこと（参考：ISO14708-1¹⁾）。

発熱に対する評価については、植え込まれる部位の熱環境を模擬できる、媒体を用いた試験、計算機シミュレーション又はそれらの組み合わせにより、変動電磁界による組織の発熱が周囲組織に障害を及ぼさないこと、並びに送電及び受電の双方の機器表面における局所的な組織障害が発生しないよう ISO14708-1¹⁾に準拠し、組織に接する機器表面温度は体温（37℃）から温度上昇 2 度以内とすることが必要である。

体外の送電装置に対しては、参考ガイドラインとして「モバイル機器安全設計ガイドライン」MCPC TR-023¹¹⁾がある。熱的安全性に関しては、ISO14708-3⁶⁾の第 17 項「熱を原因とする患者への危害からの保護」がある。

6. 2 基本的な機能に関する評価

5. 5 項に述べられている各種アラーム、モニタリング等の具備すべき機能について、適切な動作ができることを評価すること。

経皮エネルギー伝送装置による非接触給電と受電側に保有される二次電池のみによる給電との間の切り替えの扱いやすさを確保すること。

6. 3 長期埋植に対する信頼性の評価

受電装置として、植え込み型医療機器が完全に体内に植え込まれた機器を対象とし、長期使用に耐えるものを対象とする。各植え込み型医療機器に対する各指針に従うこと（参考：ISO14708-3⁶⁾ 19.2）。

受電装置及び植え込み型医療機器の血液、体液、組織又は粘膜に接触する部材は、生体適合性の評価が必要である。部材の生体適合性は、ISO14708-1¹⁾ 14.3 に挙げられた項目によって実証される必要がある。生体適合性は ISO10993-1 に従って評価すること。なお、

医療機器における製造販売承認申請等に必要な生物学的安全性評価の基本的考え方について、通知¹⁷⁾が出されている。

非接触給電の受電側に装着される蓄電池（二次電池）がある場合、当該蓄電池が植え込み可能であることを十分に調査、検討し、その蓄電方式、使用材料及び生体適合性を含めた安全・信頼性を確認した上で採用すべきである。受電側の電池容量、寿命、サイクル寿命（再充電回数の限界の妥当性）に加え、破裂、腐食の対策について評価を行うこと。

6. 4 二次電池を有さない医療機器に対する非接触給電システムの評価

インプラント型で蓄電池（二次電池）を内蔵せず、常時体外より電源が供給されることが前提の医療機器として、人工内耳装置がある。また、実際に体外から植え込み型医療機器へ非接触給電が行われている機器として、植え込み型神経刺激装置があり、評価のためのガイドライン¹³⁾が公開されている。

6. 5 その他の事項

送電側の体外コイルの固定方法及び位置ずれ対策を評価すること。

参考 A

非接触給電のための実験例^{[4], [5]}を紹介する。電力伝送実験であるため、本ガイドラインで取り扱う範囲を超える部分もあるが、電磁誘導方式において、検討した結果である。

1 ペースメーカーにおける電力伝送実験例

充電式ペースメーカーを想定した場合の実験例を下記に示す。

インプラント可能な二次電池は現在存在しないが、年間 1～2 回の充電を想定し、75mAh 相当の二次電池で、半年間可動できるペースメーカーを想定して、充電に必要な条件を充電電力 0.4W、充電時間 1～2 時間程度、伝送効率 50%として検討した。

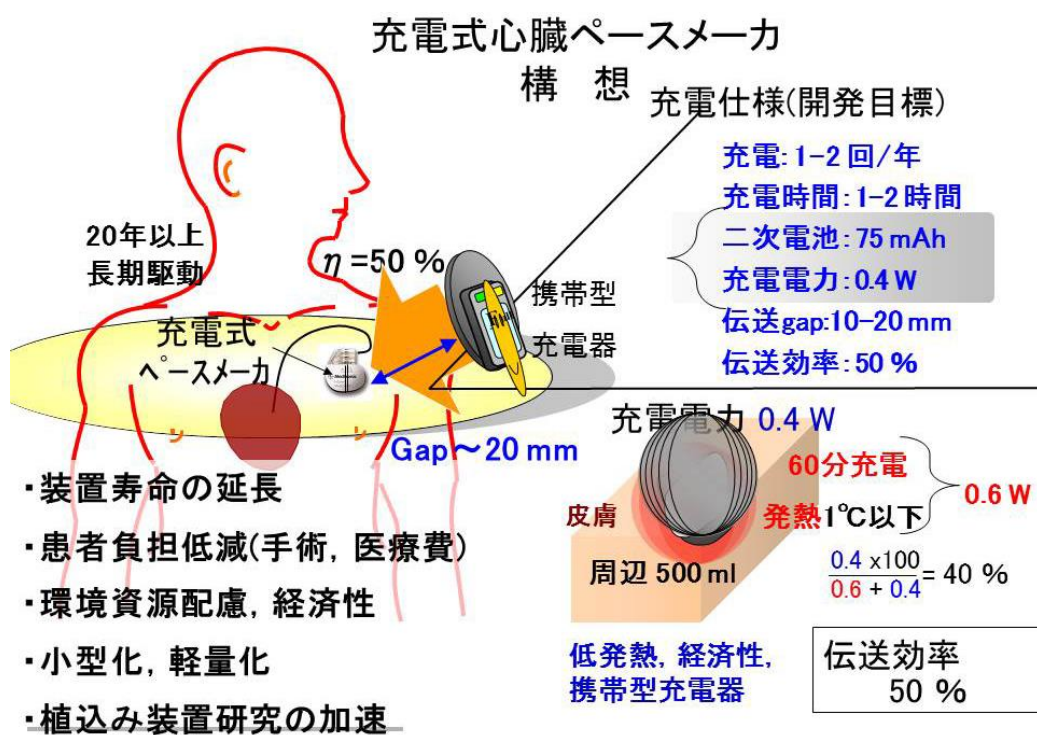


図 A.1 充電式ペースメーカーの仕様例

充電に用いる伝送周波数を 10kHz として、下記のような回路を想定して、実験を行ったので、その結果を示す。[5]

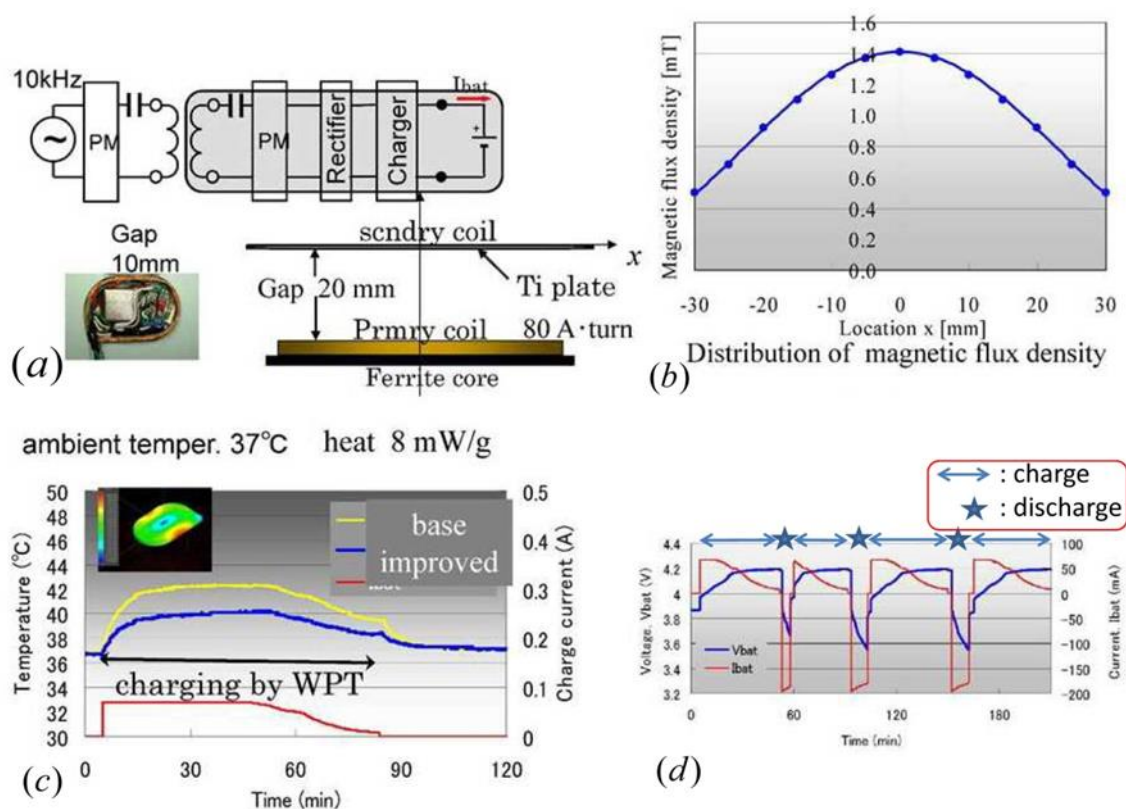


図 A.2 充電式ペースメーカーに対する電力伝送動作試験例

(a)ペースメーカーケース内受電充電回路

(b)受電位置における磁束密度分布 (c)非接触給電中のペースメーカーケース温度。ケース改良前と後の比較。(d)充放電サイクル試験。非接触充電は仕様設定に準拠。放電は実験の都合上急速放電とした。

下記はインプラント型刺激装置の実験例である。

詳細については、参考文献[6]を参照のこと。

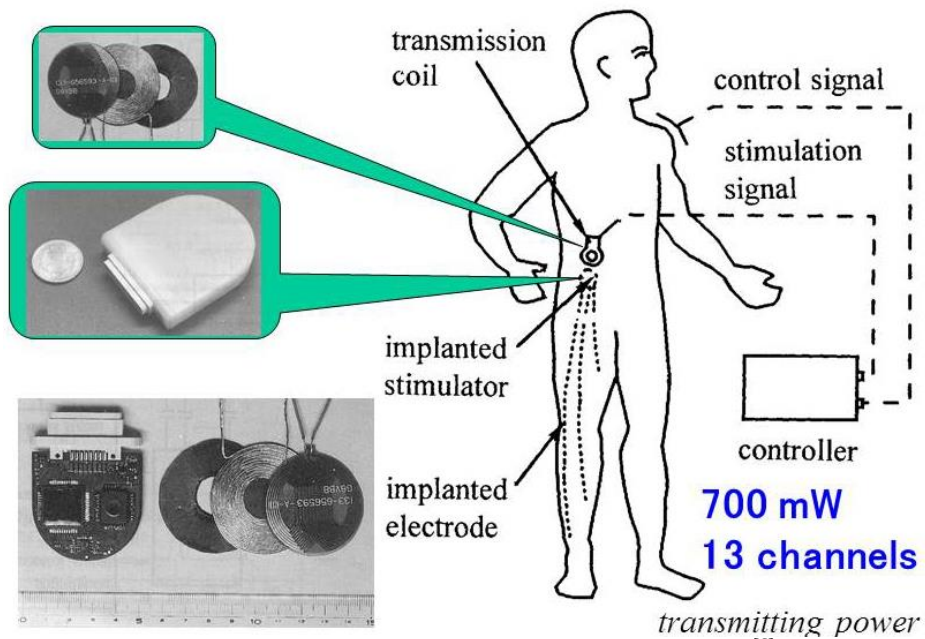


図 A.3 電気刺激装置に対する電力伝送試作例^[6]
FES=Functional Electrical Stimulation

2. 低結合型電力伝送実験例

下記は低結合型電力伝送の実験例^{[12], [13]}である。

1) 励磁実験 (参考文献[12]の抜粋)

1次側電力伝送装置として、患者用ベッドを想定し、これに電力伝送(1次)コイルが設置されると仮定し 1000mm × 500mm サイズの角型コイルを1次側コイルとした。

受電(2次)コイルとしては直径 250 mm のコイルを想定し、受電(2次)コイルへ 20A の非接触給電が可能かどうか、また、受電位置の影響等を検討した。

条件：

- ・周波数 100kHz - 107kHz
- ・電力伝送(1次)、受電(2次)コイル間の距離は
 $z = 150\text{mm}, 200\text{mm}, 250\text{mm}$ で実験
- ・受電(2次)コイルの位置
 $(x, y) =$ ① (0, 0)、② (0, 360)、
 ③ (150, 0)、④ (150, 360)

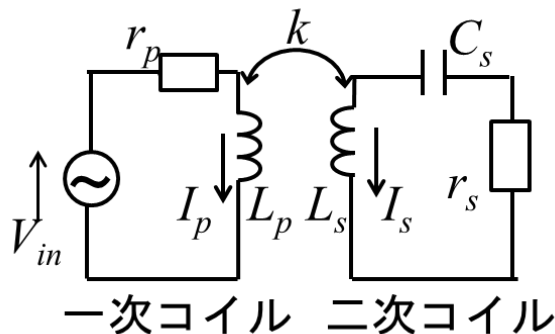
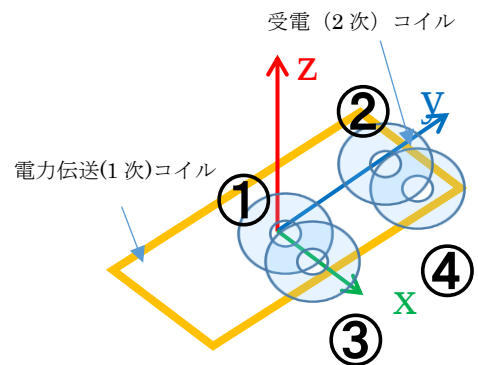


図 A.4 b 低結合型電力伝送の等価回路

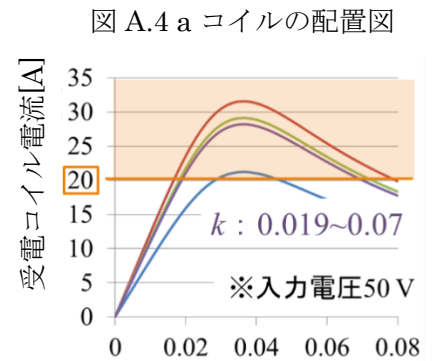


図 A.4 c 結合係数対受電コイル電流

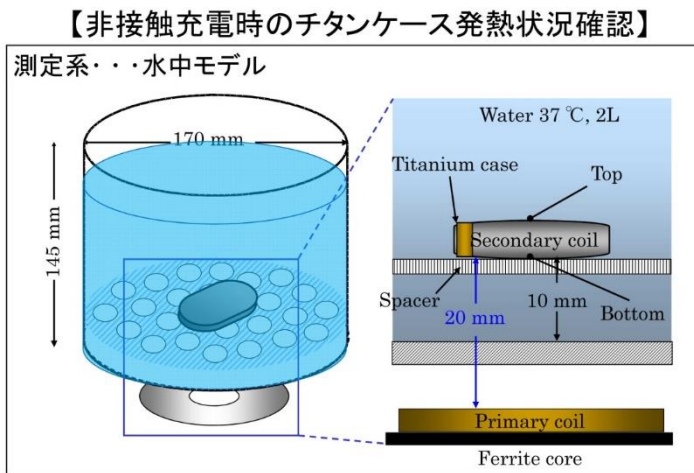
結果：受電(2次)コイルの位置として、① ~ ④において、20A 以上の伝送が可能であった。また、 $z = 150 - 200\text{mm}$ の距離においても、結合係数 $k = 0.24 - 0.4$ の範囲であれば、伝送可能であった。 $z = 250\text{mm}$ において、③、④の位置での非接触給電能力が低下することが判った。

2) 植え込み型医療機器の温度検証実験（参考文献[13]の抜粋）

植え込み型医療機器として、心臓ペースメーカへの非接触給電を行う装置を試作し、非接触充電時のチタンケースの発熱状況を植え込んだ状態を図 A.5 のような水中モデル下で測定した。

非接触給電の主な仕様：

伝送効率：52 % （Gap10mm、受電電力 0.4W）



測定における参考事項：

- ・生体ファントム例：Agarose 4 %, H₂O 96 %)
- ・温度センサ：熱電対、蛍光式光ファイバなど

（高周波磁界の影響を受けないことを確認すること）

図 A.5 人体を模擬した発熱状況を測定するための実験構成

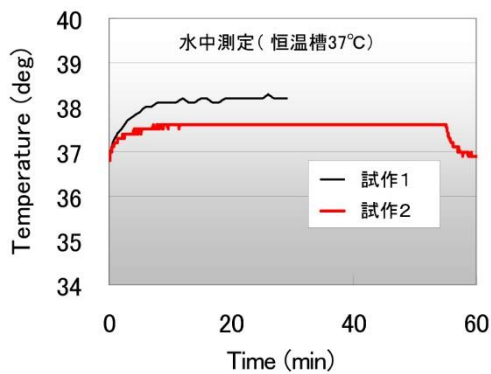


図 A.6 a 温度測定結果

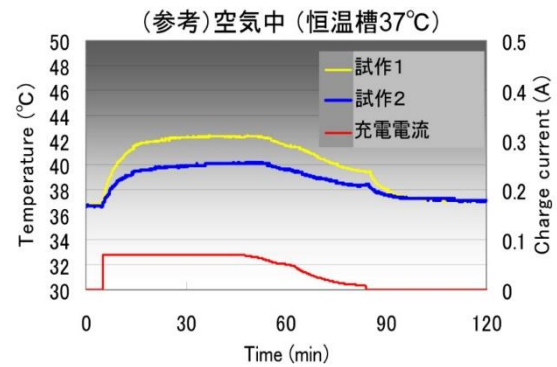


図 A.6 b 空気中での測定結果

測定結果：

温度上昇 0.7°C以内であることを確認した。

参考 B

人体に対する安全性（参考文献[1]の抜粋）

1. はじめに

人体を伝送媒体として通信を行う人体通信においては、体内に誘導される電界強度が人体に与える影響の可能性について常に関心が寄せられている。実際は極めて微弱な電界を皮下に誘導するのみなので、健康影響を議論するまでもないことは想像がつくが、基礎知識として、電磁界・電磁波の生体に対する健康影響と曝露ガイドラインの考え方について、事実上のグローバルスタンダードである ICNIRP（International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: 国際非電離放射線防護委員会）のガイドラインをもとに説明する。

2. 生体影響の考え方

一口に生体影響といってもここで議論されていることは、人間の健康に対する有害な影響からの防護であり、EMC/EMI には立ち入らないことはもとより、心臓ペースメーカに代表される植え込み型医療機器との電磁的干渉も考慮されていないことに注意を要する。それらについては別のガイドラインが設定されている（IEC60601-1-2 等）。

また、扱われる周波数範囲は電波以下であり、いわゆる電離放射線は含まれていない。電離放射線からの防護についての基本は生体に対する確率的な影響である。発症確率（たとえば 10 万人年あたりの発症率など）をパラメータとし、それをいかに抑え込むかに関心が払われて閾値が導きだされ、それに低減係数を乗じて曝露ガイドラインが設定されている。

これに対して、1998 年に示されている ICNIRP のガイドラインでは、電波以下の周波数の電磁波・電磁界を対象とし、曝露量の増加とともに重篤度の増加する決定論的な影響が取り上げられ、影響が生じなくなるレベルを閾値とし、さらに低減係数を乗じて曝露ガイドラインとしている。

低周波では神経系への刺激作用が主であり、100kHz をこえる高周波では、電磁エネルギー吸収による熱作用を根拠としている。また、100kHz までの低周波については 2010 年に改訂されたので、本稿では、低周波については 2010 年のガイドラインについて説明し、高周波については 1998 年のガイドラインについて紹介する。高周波についても現在、改訂作業が進められている。

3. ICNIRP ガイドライン

3. 1 100kHz までの低周波電磁界[18]

3. 1. 1 基本制限（Basic restriction）

遵守すべき値として ICNIRP が示す値は「基本制限」と呼ばれ、この値を満足するような曝露電界、曝露磁界を「参考レベル」という（3.1.2 参照）。100kHz までの周波数領域では表面電荷作用による知覚や不快感と、時間変動磁界による末梢神経刺激や磁

気閃光が考慮すべき影響となる。磁気閃光とは、時間変動磁界の曝露によって、視野の周囲に曝露周波数に応じた点滅光を知覚する現象のことをいう。電気閃光も存在するが、いずれも網膜周囲の誘導微弱電界による作用であり、低周波において、最も閾値の低い現象と認められている。

低周波における人体は良導体であり、体内への誘導電界の大きさは外部曝露電界よりかなり小さく、商用周波数帯では5～6桁ほどの差がある。

磁界に関しては、人体の透磁率は空気と同等であり、曝露磁界がそのまま体内磁界となり、時間変動磁界では、ファラデーの法則により体内に電界が誘導される。したがって、電界、磁界のいずれの場合も体内誘導電界が主パラメータとなる。2010年に改訂されたICNIRPの低周波ガイドラインはこの考え方に基づく。

表B.1に頭部と体部の全組織に対する基本制限を示す。以下に共通する区分として「職業曝露」と「公衆の曝露」がある。職業曝露は、曝露電界・磁界の値が既知の状態である業務活動中に曝露される成人に適用されるものを指す。これに対して、公衆の曝露は、種々の健康状態にあるすべての年齢を含む集団で、且つその人々は曝露の存在を意識していない「一般公衆」の場合に適用される。

なお、基本制限が周波数10MHzまで示されているのは、後述する1998年のガイドラインにもあるように、100kHzから10MHzまでは刺激作用と熱作用の両者の基本制限が設定されているためである。この周波数帯で刺激作用に基づく現象に対しては表B.1が適用され、熱的作用については後述の表5が適用されることになる。したがって、現実的には両者の参考レベルの低い方が目安となる。

表B.1 頭部と体部の全組織に対する基本制限

周波数帯 (Hz)	内部誘導電界強度	
	職業的 (V/m)	公衆 (V/m)
1 - 3k	0.8	0.4
3k - 10M	$2.7 \times 10^{-4} f$	$1.35 \times 10^{-4} f$

f : 周波数 [Hz]

表B.2は磁気閃光現象を避けるための基本制限である。表B.2-1は職業曝露、表B.2-2は公衆の曝露の場合である。いずれの場合も10Hzから25Hzまでの誘導電界強度を制限している。誘導電界の評価は $2 \times 2 \times 2 \text{mm}^3$ の体積における電界ベクトルの平均値を基本としている。時間的には実効値を用いている。

表B.2-1 神経刺激を避けるための基本制限(職業曝露)

周波数帯	内部誘導電界強度
(Hz)	(V/m)
1 - 10	$0.5 / f$
10 - 25	0.05
25 - 400	$2 \times 10^{-3} f$
400 - 3k	0.8
3k - 10M	$2.7 \times 10^{-4} f$

f : 周波数 [Hz]

表 B.2-2 神経刺激を避けるための基本制限(公衆の曝露)

周波数帯	内部誘導電界強度
(Hz)	(V/m)
1 - 10	$0.1 / f$
10 - 25	0.01
25 - 1000	$4 \times 10^{-4} f$
1000 - 3k	0.4
3k - 10M	$1.35 \times 10^{-4} f$

f : 周波数 [Hz]

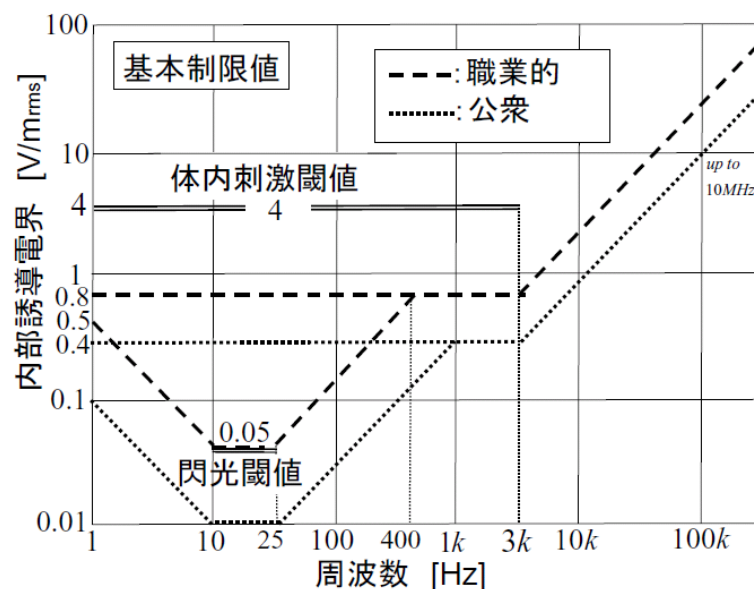


図 B.1 低周波における基本制限[15] (表 B.1～表 B.2-2 を図としてまとめたもの)

3. 1. 2 参考レベル (Reference level)

前節に示す基本制限値が守るべきガイドラインであるが、実際には体内の誘導電界を直接知ることは困難である。そのため、信頼のある数学的モデルを用いて、人体と

の結合が最も大きくなる条件で基本制限を遵守する曝露電界や曝露磁界の値を導き出したものを「参考レベル (Reference level)」と呼ぶ。この計算には結合の周波数特性やドシメトリの不確かさが係数として考慮されている。

既に述べたように、参考レベルは信頼のある数学的モデルを用いて、曝露電界や磁界と、人体との結合が最も大きくなる条件で基本制限を遵守する値として導き出したものであり、体が占める空間における曝露電界や曝露磁界が一様な場合を想定して求められている。電磁界発生源からの距離が近く、空間的に一様な電磁界とみなせない場合は、空間平均値を参考レベル以下とし、局所では参考レベルを上回ってもよいとする。ただし、その場合でも基本制限値は遵守する必要がある。

表 B.3 は低周波電界、磁界に対する参考レベルを示した表であり、図 B.2 はそれらをグラフで表したものである。

表 B.3-1 低周波電界に対する参考レベル

参考レベル		
周波数帯	曝露電界強度	
	職業的	公衆
Hz	kV/m	kV/m
1-25	20	5(～50Hz)
25-3k	500/f	250/f(50Hz～)
3k-10M	0.17	0.083

f: 周波数 [Hz]

表 B.3-2 低周波磁界に対する参考レベル

参考レベル		
周波数帯 (Hz)	曝露磁束密度	
	職業的 (mT)	公衆 (mT)
1 - 8	$200 / f^2$	$40 / f^2$
8 - 25	$25 / f$	$5 / f$
25 - 300	1	0.2 (-400Hz)
300 - 3k	$300 / f$	$80 / f$ (400Hz-)
3k -10M	0.1	0.027

f : 周波数 [Hz]

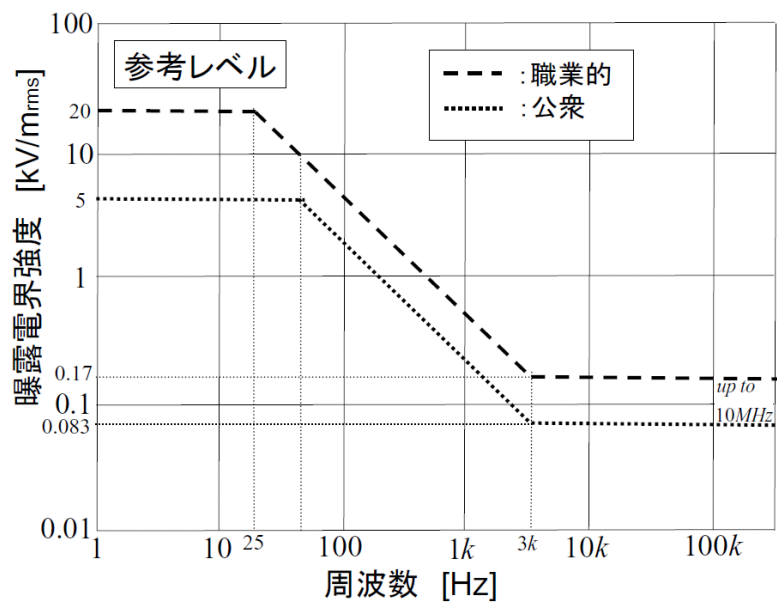


図 B.2-1 低周波電界に対する参考レベル

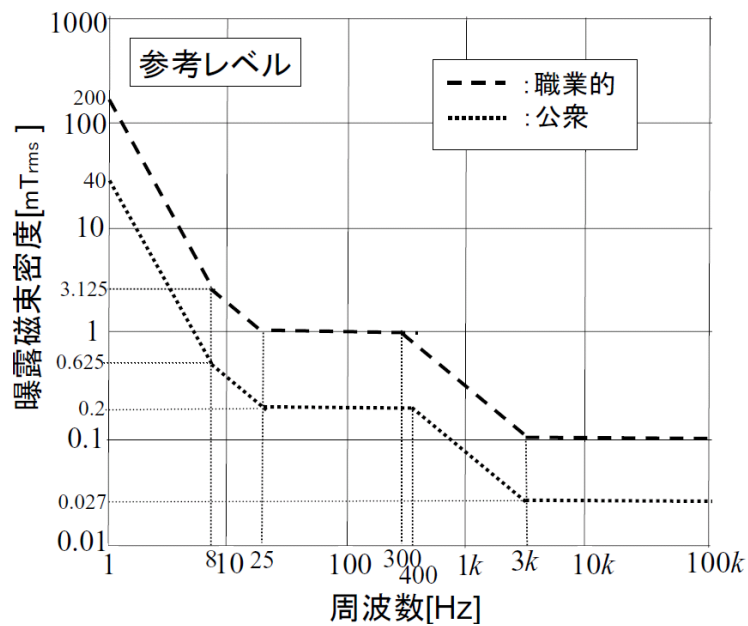


図 B.2-2 低周波磁界に対する参考レベル

3. 1. 3 接触電流の参考レベル

表 B.4 は導電性物体からの点接触による接触電流に対する参考レベルである。図 B.3 はそれをグラフで示したものである。いずれも、痛みのある電撃からの回避を想定したレベルである。子供での閾値は成人の約 1/2 であるため、公衆曝露の参考レベルは職業曝露の 1/2 に設定されている。

表 B.4 接触電流（点接触）に対する参考レベル

周波数帯(Hz)	最大電流(mA)	
	職業的曝露	公衆曝露
$\sim 2.5k$	1.0	0.5
$2.5k - 100k$	$0.4f$	$0.2f$
$100k - 10M$	40	20

f :周波数(kHz)

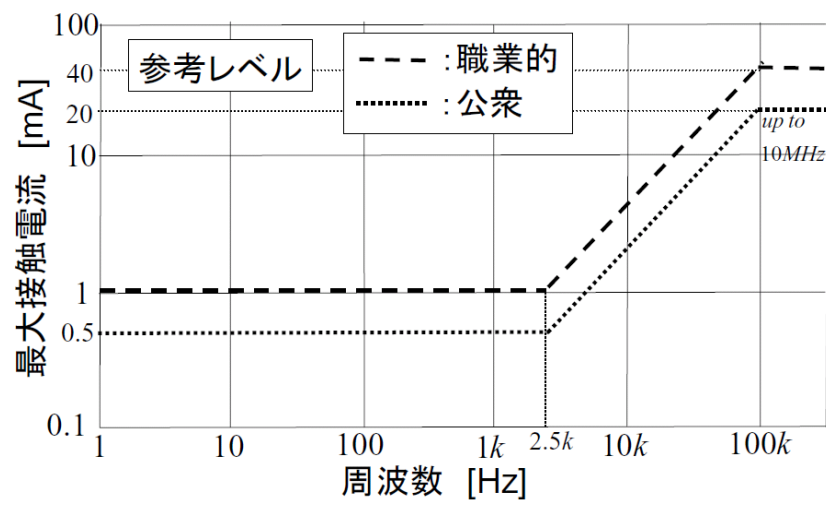


図 B.3 点接触による接触電流の参考レベル

【参考文献】

- [1] 松崎、松木：日本応用磁気学会誌 vol. 18, 663-666(1994)
- [2] 電磁界生体影響問題の最近の動向、社団法人 電気学会、2011 年 11 月 18 日
- [3] 中村孝夫、小野寿樹、他、磁界の生体に及ぼす影響、山形大学 2006 ; 24(1):25-34
- [4] 松木、未来を拓く非接触電力伝送技術 まぐね、vol. 9, No. 1 2014
- [5] 松木、磁気を利用した非接触エネルギー伝送と課題 vol. 4, No. 5. 2009
- [6] 松木：「未来を拓く非接触電力伝送技術」日本磁気学会誌 2014 年 2 月
- [7] 田倉哲也、太田佑貴他：「電磁誘導型非接触給電における効率と性能指標の関係」、J.Magn.Soc.Jpn.,Vol.35,No.2,pp132-135(2011)
- [8] 「ワイヤレス給電技術がわかる本」株式会社オーム社、松木英敏、高橋俊輔著、平成 23 年 7 月 20 日
- [9] 佐藤拓、他 心臓ペースメーカー用経皮電力伝送コイルの設計に関する考察 日本応用磁気学会誌、vol. 27, No 4, 603-606, 2003
- [10] 東北大学審査博士学位論文 佐藤 拓 充電式心臓ペースメーカを想定した非接触充電システムの構築に関する研究 2007 年 3 月
- [11] 高橋、星宮、松木、半田：体外電力供給方式による埋め込み型機能的電気刺激装置 医用電子と生体工学、vol. 37, No. 1, 43-51 1999
- [12] 東北大学修士学位論文 藤林里瑛 臨床用磁気ハイパーサーミア装置のためのポジションフリー励磁コイルに関する基礎的研究 2016 年 3 月
- [13] 佐藤拓、松木英敏他、：「心臓ペースメーカー用経皮的電力伝送用コイルの設計に関する考察」、J. Magn. Soc. Jpn., Vol.27, No.4, pp603-606 (2003)

【関連規格】

- 1) ISO14708-1 Implants for surgery-Active implantable medical devices-Part 1:General requirements for safety, marking and for information to be provided by the manufacturer
- 2) ISO-14708-3 Implants for surgery-Active implantable medical devices-Part 3: Implantable neurostimulators
- 3) IEC60601-1 Medical electrical equipment-Part 1: General requirements for safety and essential performance
- 4) IEC60601-1-2, Medical electrical equipment-Part 1-2: General requirements for safety-Collateral standard
- 5) IEC CISPR-11(ed.3.1)Industrial, scientific and medical(ISM) radio-frequency equipment-Electromagnetic disturbance characteristics-Limits and methods of measurement
- 6) ISO14708-3:2017 Implants for surgery -- Active implantable medical devices -- Part 3: Implantable neurostimulators

- 7) ISO14708-4:2008 Implants for surgery -- Active implantable medical devices -- Part 4: Implantable infusion pumps
- 8) 人工内耳（1994 年保険適用）ISO14708-7:2013 の Annex EE で試験方法案が提案
- 9) BWF TR01 2.0 版 ワイヤレス電力伝送技術の利用に関するガイドライン、ブロードバンドワイヤレスフォーラム、2013 年 4 月 25 日
- 10) 人体曝露試験に関する IEC（国際電気標準会議）規格
 - ・ IEC61786：人体曝露に関する低周波磁界及び電界の測定－測定器の特別要求事項及び測定の手引き－
 - ・ IEC62233：家庭用電気機器及び類似機器からの人体曝露に関する電磁界の測定方法
 - ・ IEC62110：交流電力システムから発生する磁界及び電界の強さ－公衆の人体曝露を考慮した測定手順
- 11) MCPC TR-023ver.1.0、「モバイル機器安全設計ガイドライン」、モバイルコンピューティング推進コンソーシアム技術委員会、2015 年 4 月 16 日
- 12) Establishing Safety and Compatibility of Passive Implants in the Magnetic Resonance(MR) Environment, Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff, U.S. Department of Health and Human Services Food and Drug Administration Center for Devices and Radiological Health, Office of Science & Engineering Laboratories Division of Solid and Fluid Mechanics, Dec.11,2014
- 13) 人工心臓：体内埋め込み型能動型機器分野（高機能人工心臓システム）開発ガイドライン 2007、経済産業省、平成 19 年 5 月
- 14) 神経刺激装置：バイオニック医療機器分野（神経刺激装置）植込み型神経刺激装置開発ガイドライン 2010、経済産業省、平成 22 年 11 月
- 15) 人工内耳：新医療機器使用要件等基準策定事業（残存聴力活用型人工内耳）報告書、一般社団法人日本耳鼻咽喉科学会、平成 26 年 3 月、
(http://www.jibika.or.jp/members/jynews/info_naiji.pdf)
- 16) 医療機器 GRP（Good Review Practice）、独立行政法人 医薬品医療機器総合機構、平成 28 年 6 月 3 日
(<https://www.pmda.go.jp/review-services/drug-reviews/about-reviews/devices/0010.html>)
- 17) 「医療機器の製造販売承認申請等に必要となる生物学的安全性評価の基本的考え方について」（平成 24 年 3 月 1 日付け薬食機発 0301 第 20 号厚生労働省医薬食品局審査管理課医療機器審査管理室長通知）
- 18) ICNIRP, Health Phys., 99, 818-836, 2010
- 19) ICNIRP, Health Phys. 74, 494-522, 1998
- 20) ICNIRP Health Phys. 96, 504-514, 2009