ファントムを用いた完全体内埋込型人工心臓駆動用体外結合型 経皮エネルギー伝送システムの電磁妨害波の評価と低減に関する検討

Evaluation and Investigation of Reduction of Electromagnetic Interference of Externally-Coupled Transcutaneous Energy Transmission System for a Totally Implantable Artificial Heart in Case Using Human Phantom

山本隆彦 (学生会員), 越地耕二 (正会員), 名和礼成 (非会員)*, 柳光江 (非会員)**
池田芳則 (非会員)**, 本間章彦 (正会員)***, 巽英介 (非会員)***, 妙中義之 (非会員)***
Takahiko YAMAMOTO, Kohji KOSHII, Yukinari NAWA*, Mitsue YANAGI**,
Yoshinori IKEDA**, Akihiko HOMMA***, Eisuke TATSUMI*** and Yoshiyuki TAENAKA***

Abstract

Transcutaneous energy transmission, using the electromagnetic induction between a primary coil on the body surface and a secondary coil under the skin, is the most promising way to transmit the energy required for operating an implantable artificial heart. An externally-coupled transcutaneous energy transmission system (ECTETS) that the authors have been developing is small and light, and it has been reported that this system exhibits a highly efficient and stable transcutaneous energy transmission performance. Undesired electromagnetic emission during the transcutaneous energy transmission may interfere with a few of the surrounding instruments, and hence the transcutaneous energy transmission systems are required to be electromagnetically compatible. However, the electromagnetic compatibility (EMC) for an implantable artificial heart has not been adequately investigated and evaluated, except for the authors in this research. In this paper, the EMC for the ECTETS embedded in a phantom with electrical properties equivalent to the human body were evaluated based on the regulations established in the International Special Committee for Radio Interference (CISPR) Pub.11. As a result, the radiated emission and the conducted emission from the ECTETS could not satisfy the class B regulation in CISPR Pub.11; however, after a few countermeasures like shielding the cable and the primary coil and inserting a common-mode filter, both the emissions could be reduced within the regulation.

Keywords

Artificial Heart, Transcutaneous Energy Transmission System, Electromagnetic Compatibility, CISPR, Human Phantom

1. はじめに

末期的な不可逆性心臓疾患をもつ患者にとって、人工心臓システム¹⁻¹⁰⁾の開発が待たれているが、実用化の際の問題点のひとつとして人工心臓へのエネルギー供給に関する問題が

ある。皮膚を貫通させて行うエネルギー供給は、感染症や患者のQOL (Quality of Life) などの観点から問題があり、非侵襲でエネルギーを伝送することが求められる。その方法として最も有力である経皮エネルギー伝送 (TET: Transcutaneous Energy Transmission) システム^{1-3,6-10)}は、体外と体内におかれた二つのコイル間の電磁誘導作用を利用する。このことから、経皮エネルギー伝送システムは周囲に対して不要電磁波を放出し、人工心臓システムや周囲の他の機器を誤作動させる可能性がある。このため、電磁環境両立性 (EMC: Electromagnetic Compatibility)¹¹⁻¹⁴⁾が求められる。EMCにおいては、機器の性能を低下させることなく、周囲に対して放出する電磁妨害波 (EMI: Electromagnetic Interference) の低減や、外来の電磁波から影響を受ける電磁感受性 (EMS: Electromagnetic Susceptibility) の低減が求められる。

近年、医療機器は EMC が要求されている。人工心臓システムが実用化した際には、薬事法におけるクラス IV¹⁴⁾の医療機器に分類されることが予想されるが、EMC 未対応であれば販売することができない。よって、人工心臓システムの研究開発には EMC が必須であるといえる。ここでは、人工心臓システムを実現するための要素技術であり、著者らが研究開発を進めている体外結合型経皮エネルギー伝送システム

2007年2月7日受理

2007年11月12日最終原稿受理

東京理科大学 〒278-8510 千葉県野田市山崎 2641

*千葉県産業支援技術研究所 〒263-0016 千葉市稲毛区天台 6-13-1

**OST 〒277-0882 千葉県柏市柏の葉 5-4-6-411

***国立循環器病センター研究所 〒565-8565 大阪府吹田市藤白台 5-7-1

Tokyo University of Science, 2641, Yamazaki, Noda, Chiba 278-8510

*Chiba Industrial Technology Research Institute Project Promotion Section, 6-13-1, Tendai, Inage, Chiba 263-0016

**OST, 5-4-6-411, Kashiwa-no-ha, Kashiwa, Chiba 277-0882

***National Cardiovascular Center Research Institute, 5-7-1, Fujishiro-dai, Suita, Osaka 565-8565

(ECTETS: Externally-Coupled Transcutaneous Energy Transmission System)^{13,6,10)}の、EMI 低減について評価・検討を行ったので報告する。

2. 経皮エネルギー伝送システム

経皮エネルギー伝送システムは、皮膚に電線を貫通させることなく非侵襲でエネルギーを伝送することができる。図 1 に経皮エネルギー伝送システムの概要を示す。体外においてはエネルギーの形は体外二次電池または直流安定化電源による直流電力としている。直流電力からスイッチング回路により変換された交流電力は、体外と体内に設置された二つのコイルによる経皮トランスにより体内へと伝送される。伝送された交流電力は整流平滑回路により直流電力に変換された後、人工心臓駆動用の電力およびバックアップ用体内二次電池の充電として利用される。

Fig. 1 Block diagram of transcutaneous energy transmission system

2.1 スwitching回路

スイッチング回路¹³⁾は直流を交流に変換する回路である。スイッチングの方式として、フルブリッジ型やプッシュプル型などがあり、本システムでは効率の観点からプッシュプル型を採用している。スイッチング周波数を 300 kHz とし、スイッチングレギュレータ用 IC (NEC, μ PC494, Tokyo, Japan) を用いて 300 kHz の矩形波を生成し、MOSFET ドライバ (Maxim, MAX627, California, USA) を介して、MOSFET (Tpshiba Semiconductor, 2SK2508, Tokyo, Japan) に直接入力している。

2.2 経皮トランス

経皮トランス^{14,7,9)}には、空心型やポット型、体外結合型などがあるが、我々は図 2 に示す体外結合型経皮トランスを用いている。

Fig. 2 Externally-coupled transcutaneous transformer

体外コイルはトロイダル型 (内直径 22 mm, 外直径 38 mm, 厚み 14 mm) の Mn-Zn フェライト (FDK, 6H42, Tokyo, Japan) を磁心とし、リッツ線 (0.05 mm ϕ , 120 本束) を 9 回密着巻きしている。なお、体内コイルへの装着を考慮して、フェライトは C の字型に二分割したものを組み合わせている。体内コイルは体外コイル巻き線と同じリッツ線を円環状に 9 回直径 40 mm で巻き、コイルの作る円環のうち半分を体表面下に埋め込み、残り半分を皮膚に包んだ状態で体表面からアーチ状に突き出しスキントネルを形成する。このスキントネル部分に体外コイルのフェライトコアを挿入することでエネルギー供給を行う。皮膚により磁束が遮られることがなく、フェライトコア内部に閉磁路が形成されるため、効率的なエネルギー伝送が可能となる。

体外コイルとスイッチング回路を結ぶケーブルは動物実験での使用を考慮して、長さ約 3 m のリッツ線をスパイラル巻きし 120 cm とした⁹⁾。

2.3 整流平滑回路

整流平滑回路^{16,17)}は交流電力を安定した直流電力に変換するための回路であり、半波整流や全波整流、同期整流などがあるが、本システムでは体内における損失を抑えるためにセンタータップ型全波整流方式を用いている。さらに、チョークインプット型平滑回路によりリップルを低減している。ここでは 470 μ H のコイルと 470 μ F の電解コンデンサを使用している。

患者が入浴する際には体外の経皮エネルギー伝送システム (体外二次電池または直流安定化電源、およびスイッチング回路、経皮トランス) を取り外すことになり、体外からのエネルギー供給は途絶えるが、その間は体内二次電池により人工心臓システムは停止することなく動き続ける。

3. ファントムの試作と評価

3.1 ファントムの試作

ECTETS の一部分は体内に埋め込まれるため、生体の影響を考慮した上で EMI の評価を行うことが重要である。ここでは、人体を様な筋肉組織と仮定して人体上半身の形状を有するファントムを作成した。ECTETS の EMC 評価を行う上で必要なファントムの電気的特性は誘電率と導電率である。ここでは、ポリエチレン粉末により誘電率を、塩化ナトリウムにより導電率を、Camelia Gabriel らによる筋肉の比誘電率および導電率の測定結果¹⁸⁾に一致するように調整した。その他、ファントムの材料として、凝固のための寒天、防腐剤、イオン交換水、これらを様に混ぜるための増粘剤を使用した。試作した人体ファントムの外観を図 3 に示す。

Fig. 3 Human phantom made on an experimental basis

3.2 試作ファントムの評価法

試作したファントムの特性を評価するため、2 種類の方法

により測定を行った。縦横 3.5 cm の正方形銅板 2 枚 (面積 $S=12 \text{ cm}^2$) に厚さ $d=5 \text{ mm}$ の板状ファントムをはさみ平行平板コンデンサを形成し、インピーダンスアナライザ (Hewlett Packard, 4194A, California, USA) により 500 kHz 以下の周波数帯域において容量 C と抵抗 R を測定した。これらの測定値から比誘電率 ϵ' および導電率 σ は以下のように求めることができる。

$$\epsilon' = \frac{Cd}{\epsilon_0 S} \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{d}{RS} \quad (2)$$

ただし、 ϵ_0 は真空中の誘電率である。

より高周波数の帯域における測定においては、上記の方法を用いると、正方形銅板とインピーダンスアナライザを接続するケーブルの分布容量、インダクタンスの問題から正確な測定を行うことが困難となる。そこで、誘電体プローブ (Agilent Technologies, 87050D, California, USA) とネットワークアナライザ (Hewlett Packard, 8753E, California, USA) を用いて、200 MHz ~ 2 GHz の周波数帯域のファントムの誘電率および導電率の特性を測定した。

導電率 σ は誘電損失 ϵ'' から、以下のように求めることができる。

$$\sigma = \epsilon'' \epsilon_0 \omega \quad (3)$$

ただし、 ω は角周波数である。

なお、EMI 測定に用いたファントムと特性測定のためのファントムは、形状は異なるが電気的特性は同一である。

3.3 実験結果と評価

試作ファントムの特性を測定した結果を図 4 に示す。図中の実線は Camelia Gabriel らによる筋肉の比誘電率および導電率の測定結果である¹⁸⁾。試作ファントムの特性の測定結果と、Gabriel らによる測定結果が一致すれば、人体の筋肉と特性が等価であるといえる。500 kHz 以下の周波数帯域における測定では、100 kHz において導電率が Camelia Gabriel らによる文献値の 460% と、試作ファントムの電気的特性は、実際の筋肉とは異なった。しかしながら、製作したファントムの導電率は文献値のそれよりも高いことにより、漏れ電流は流れやすい。このため、放射性妨害波は実際の筋肉の場合よりも大きいものと考えられる。よって、試作したファントムを使用した際に放射性妨害波が規格により定められた限度値以下の大きさであれば、実際の筋肉の場合においても問題ないといえる。

Fig.4 Relative permittivity and conductivity characteristics of human phantom

また、比誘電率については、100 kHz において文献値との誤差 18% にて一致したが、500 kHz においては文献値の 20% 程度の値となった。これは、正方形銅板とインピーダンスアナ

ライザを接続するケーブルのインダクタンス成分が影響し、測定対象の容量を相殺したものと考えられる。

200 MHz 以上の周波数帯域においては、比誘電率、導電率ともに、Camelia Gabriel らによる実験値と誤差 10% 以内にて一致した。

4. CISPR 規格による ISM 機器の分類と EMI 試験内容

CISPR Pub.11¹³⁾では 2 つのグループ区分と 2 つのクラス区分により ISM (Industrial, Scientific and Medical) 機器を分類している。

グループ区分においては、グループ 1 の ISM 機器を、無線周波数エネルギーを機器自体の内部機能を果たすために使用する ISM 機器として規定している。また、グループ 2 の ISM 機器を、材料処理及び放電加工機用に電磁放射の形で意図的に無線周波数エネルギーを発生もしくは使用するすべての ISM 機器として規定している。

クラス区分において、クラス A の ISM 機器を、家庭用以外のすべての設備で使用するのに適した機器もしくは家庭用に使用する建物に給電する低電圧配電網に直結する機器として規定している。また、クラス B の ISM 機器を、家庭用施設及び家庭用目的に使用する建物に給電する低電圧電源に直接接続する施設での使用に適した機器として規定している。

これらの規定に基づき、ここでは、人工心臓システムをグループ 1・クラス B の ISM 機器として分類し、EMI 評価を行った。

EMI に関する評価¹³⁻¹⁶⁾においては、後述の電源線を介して伝播する妨害波に関する伝導性妨害波や空間を介して伝播する妨害波である放射電磁波に関する試験の他に、電化製品が電源線側に対して発生する高調波電流試験 (IEC61000-3-2)、電圧変動・フリッカ (IEC61000-3-3) に関する試験がある。これらの試験項目は商用周波数電源に対して伝播する妨害波の試験規格であるが、ECTETS から発生する高調波電流、電圧変動・フリッカは IEC61000-3-2 および IEC61000-3-3 により定められている限度値以下であることを確認した。

5. 伝導性妨害波

5.1 実験方法

この試験は、電源線を介して伝播する妨害波を測定することによって行う¹³⁻¹⁴⁾。人工心臓システムが実用化された際には、患者の行動範囲の制約を低減するため、体外二次電池によりエネルギー供給を行うことが前提となる。しかしながら、就寝時などは商用電源からの電力供給を受けることも考えられるため、伝導性妨害波に関する評価検討が必要である。また、ECTETS は人工心臓システムの動作状態を制御・監視する手段である経皮光情報伝送システムと電源線を共通とする。ECTETS からの雑音が経皮光情報伝送システムに伝播し、誤作動の原因となる可能性もある。このため、やはり伝導性妨害波の評価は重要である。

縦 9.0 m, 横 7.5 m, 高さ 6.0 m, シールド性能 100 dB 以上、サイトアッテネーション $\pm 4 \text{ dB}$ 以内の電波半無響室にターンテーブルを配置し、その上に高さ 0.8 m の木製の机を配置した。供試装置 (EUT: Equipment Under Test) として木製の机の上に体外結合型経皮トランスの体内部分および整流平滑回路を埋め込んだ人体ファントム、スイッチング回路と体外結合型経皮トランスの体外部分および人工心臓模擬負荷として抵抗を配置、電源線へ戻る雑音電圧を定量的に測定する。供給電源 (Kikusui, PCR4000W, Kanagawa, Japan) は直流 37 V とし、人工心臓模擬負荷は人工心臓の定格電力 20 W を消費するよう 30 Ω の抵抗を用いた。疑似電源回路網 (LISN: Line Impedance Stabilization Network) (Schwarzbeck, NSLK, Schöna, Germany) を用いて、EUT より電源側を見込んだインピーダンスを 50 Ω

に規格化し、その部分に発生する雑音電圧の最大値をスペクトラムアナライザにより測定した。測定配置図を図5に示す。CISPR Pub.11においては、150 kHz から 30 MHz を測定周波数とし、雑音電圧の平均値および準尖頭値が表1に示す Group-1 Class-B 機器における限度値以下であることが求められている¹³⁾。測定した雑音電圧の最大値が表1に示す限度値以下であれば、ECTETS からの雑音電圧は少なくとも限度値以下である。なお、LISN はスペクトラムアナライザに雑音端子電圧を導くものであるが、外部からの雑音を遮断すると同時に ECTETS が発生する妨害波を AC 電源側に放出することを防ぐ。

Fig.5 Measurement System of conducted emission

Table 1 Regulation limit of radiated emission (CISPR Pub.11)

Frequency[MHz]	Limit [dB μ V]
0.15 to 0.50	56 to 46
0.50 to 5	46
5 to 30	50

5.2 実験結果と低減を目指した検討

伝導性妨害波の最大値の測定をおこなった結果を図6に示す。図中の V_a は電源線正側の雑音電圧、 V_b は負側の雑音電圧、Limit は CISPR Pub.11 Group-1 Class-B における雑音電圧の限度値を表している。

Fig.6 Conducted emission from ECTETS

測定対象周波数帯域である 150 kHz から 30 MHz の全域にわたって限度値を超える結果となった。これらはスイッチング周波数である 300 kHz の高調波成分およびスイッチング回路内にて用いられている DC-DC コンバータからの雑音であると考えられる。

伝導性妨害波を低減するためにノイズフィルタ (NECTOKIN, GT-2050, Tokyo, Japan) をスイッチング回路と LISN の間に挿入した。この状態において、同様に伝導性妨害波の測定を行

った結果を図7に示す。

600 kHz 付近において 88 dB μ V から 36 dB μ V へと 52 dB 低減する等、測定周波数全域において伝導性妨害波は大幅に低減され、CISPR 限度値を十分に満足することができた。

Fig.7 Conducted emission in case using noise filter

6. 放射性妨害波

6.1 実験方法

この試験は、空間を介して伝播する妨害波を測定することによって行う¹¹⁻¹³⁾。電波半無響室において伝導性妨害波の測定と同様に EUT を配置した。CISPR の測定規格に基づき、EUT と測定用アンテナであるパイログアンテナ (Teseq, CBL6111C, Luterbach, Switzerland) との距離を 3 m に保ち、ターンテーブルにより EUT を回転させながら、伝導性妨害波の対策を行った状態において ECTETS の放射性妨害波を測定した。測定配置図を図8に示す。測定時におけるアンテナの高さは 1 m から 4 m とし、水平偏波と垂直偏波を分けて妨害波の最大値を測定した。測定周波数は 30 MHz ~ 1 GHz である。CISPR により定められた限度値を表2に示す。

Fig.8 Measurement System of radiated emission

Table 2 Regulation limit of conducted emission (CISPR Pub.11)

Frequency[MHz]	Limit [dB μ V/m]
30 to 230	40
230 to 1000	47

6.2 実験結果と低減を目指した検討

放射性妨害波の測定結果を図9に示す。図中の Horizontal は水平偏波の測定結果、Vertical は垂直偏波の測定結果、Limit は CISPR Pub.11 Group-1 Class-B における放射電界の限度値を表している。30 MHz 付近および 60 MHz 付近を中心に、水平偏

波、垂直偏波ともに CISPR 限度値を超えた。ノイズ源を特定するために近磁界プローブを用いて各部の近傍磁界の確認を行ったところ、体外コイルのケーブル部分がノイズ源の一つであり、また、床面の電源とスイッチング回路を接続する DC 部分のケーブル（以下、DC ケーブルという）もノイズ源であることがわかった。このため、ケーブル長を短くすることにより放射性妨害波低減を行うことは可能ではあるが、動物実験をはじめ、ECTETS が実用化された際の使い勝手を考慮すると、不都合である。このため、ケーブル長を短くすることなく、放射性妨害波を低減する方法を検討する必要がある。

Fig.9 Radiated emission from ECTETS

6.3 放射性妨害波低減を目指した検討

ケーブル長を短くすることなく、放射性妨害波を低減する方法として、体外コイルおよび体外コイルのケーブルをシールドすることにより水平偏波に関する放射性妨害波を低減できるか検討した。

体外コイルのケーブルは柔軟性の高い平網線によりシールドすることとした。また、体外コイルは、図 10(a)のように体外コイル用磁心を含めてそのまわりの部分を完全にシールドすれば、放射性妨害波は大幅に低減できるはずである。図 10(a)は体外コイルの磁心であるフェライトコアの断面であり（紙面垂直に磁束が通過している）、フェライトコアおよびその周囲の体外コイル巻き線をシールド用導電性テープ（スリーエム、1181, Tokyo, Japan）で巻き付けたものを表している。しかしながら、体外コイルを完全にシールドすると、シールドのための導電性テープが一回巻きのループコイルを形成し、体外コイルの磁心であるフェライト内部を通過する磁束と鎖交する。これにより、導電性テープに電流が流れることから、エネルギー伝送が不可能になると考えられる¹⁹⁾。そこで、図 10(b)のように導電性テープの一部に切れ目を入れることで、導電性テープがループコイルとして作用することを防いだ。また、体外コイルの着脱が容易であるようにフェライトコア接合面にもシールド用導電性テープに切れ目を入れた。

体外コイル巻線と導電性テープがごく近傍に存在すると、導電性テープにはうず電流が発生する。そこで、これを防ぐために、体外コイル巻き線を厚さ 1 mm のシリコンで覆い、導電性テープとの間隔を保った。以上の対策を施した体外コイルの外観を図 11 に示す。さらに、垂直偏波のノイズを低減するために DC ケーブル部分にフェライトコア 2 個（星和電機、E04SR301334 および E04SR401938, Kyoto, Japan）を装着した。一般に大きなフェライトコアを用いればノイズを低減する効果は高いが、ECTETS の大型化、重量増加につながる。ここでは、可能な限り小型軽量なフェライトコアにより放射性妨害波が CISPR の限度値以下となる試行錯誤的に上記製品を選択した。

以上の対策を行い、放射性妨害波の測定を再度実施した。その結果を図 12 に示す。

Fig.10 Shield method of external coil

Fig.11 Picture of shielded external coil

Fig.12 Radiated emission in case using shielded external coil

30 MHz 付近における垂直偏波は対策を行っていない状態の 41.5 dBμV/m から対策後の 32.0 dBμV/m、垂直偏波は 57.7 dBμV/m から 33.6 dBμV/m、60 MHz 付近における垂直偏波は 49.2 dBμV/m から 35.5 dBμV/m、垂直偏波は 47.5 dBμV/m から 33.5 dBμV/m 等、大幅に低減され、CISPR 限度値を満足することができた。

7. 考察

これまでの検討では、伝導性妨害波が CISPR の限度値を満足する状態において、放射性妨害波の検討を行った。これまで示した対策を行った際に、伝導性妨害波と放射性妨害波の両方が同時に CISPR 限度値以下に抑制されている必要がある。伝導性妨害波低減のためにノイズフィルタを挿入し、また、放射性妨害波低減のために体外コイルケーブルをシールドし DC ケーブルに EMI 低減用フェライトコアを挿入した状態で、伝導性妨害波の測定を再度行った。その結果を図 13 に示す。

Fig.13 Conducted emission when radiated emission compatible

3 MHz 付近において、伝導性妨害波の最大値は 46.7 dB μ V であり、伝導性妨害波の低減のみ検討した第 5 章図 7 と比較して雑音が増加した。これは、放射性妨害波を低減するための EMI 低減用フェライトコアを巻きつけたケーブルのインダクタンスと伝導性妨害波低減のためのノイズフィルタを構成するキャパシタが共振しているものと考えられる。CISPR の伝導性妨害波測定規格においては平均値が限度値以下であれば試験合格となるため、同周波数帯域における伝導性妨害波の平均値を測定したところ、46.0 dB μ V であった。同周波数帯域における CISPR 限度値は 46 dB μ V であり、体外コイルおよび体外コイルとスイッチング回路を結ぶケーブルのシールドおよび EMI 低減用フェライトコアにより放射性妨害波を、ノイズフィルタにより伝導性妨害波を同時に低減することができ、これらの電磁妨害波を CISPR 限度値以下に低減することができた。なお、これらの対策を行っていない状態における DC-DC エネルギー伝送効率 84.3% に対して、対策を行った状態における効率は 83.3% とエネルギー伝送効率をほとんど低下させることはなかった。

これにより、ECTETS の電磁妨害に関する EMC を満足させることができた。

8. まとめ

本稿においては、現在著者らが研究開発中のスイッチング周波数 300 kHz の ECTETS を、一様な筋肉組織を模擬した人体ファントムに埋め込み、伝導性妨害波および放射性妨害波の低減に関する評価検討を行った。その結果、無対策の状態においては、放射性妨害波、伝導性妨害波ともに CISPR の限度値を超えていたが、体外コイルケーブルをシールドし、DC ケーブル部分へ EMI 低減用フェライトコア及びノイズフィルタを挿入することにより、エネルギー伝送に影響を及ぼさず、しかもいずれの妨害波も CISPR の限度値以下に抑えることができた。

今後の課題として、ECTETS の EMS 試験を行った上で、人工心臓システムの EMC 評価を行う。

9. 参考文献

- 越地耕二, 増田幸一郎, 周英明, 宇都宮敏男, 高野久輝, 阿久津哲造: 完全埋込式人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システムの開発, 人工臓器 18: 533-536, 1989
- 三田村好矩: 電磁駆動式完全埋込型人工心臓の開発と将来への課題: 工学的側面, 人工臓器 25: 738-743, 1996
- 柴建次, 越地耕二: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムの EMC, 電学論 C, 123(7): 1219-1227
- 渥美和彦: 人工心臓, 三田出版会, 1989
- 本間章彦, 妙中義之, 巽英介, 武輪能明, 上村匡敬, 水野敏秀, 塩谷恭子, 李恒成, 築谷朋典, 角田幸秀, 片桐

- 伸将, 高野久輝, 北村惣一郎, 越地耕二, 柴建次, 和久井秀樹, 土本勝也, 福田浩彰, 山口秀明, 塚原金二: 国立循環器病センターにおける人工臓器開発, 平成 16 年電気学会産業応用部門大会講演論文集, III-104-III-108, 2004
- 越地耕二: 完全埋込型人工心臓用体外結合型経皮エネルギー伝送システム, 平成 16 年電気学会産業応用部門大会講演論文集, III-109-III-112, 2004
- 柴建次, 周英明, 越地耕二, 藤原修, 中村恭之, 増沢徹, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 高エネルギー伝送を考慮した完全埋込み型人工心臓用経皮トランスの検討, 人工臓器 28(1):49-54, 1999
- 柴建次, 周英明, 越地耕二, 塚原金二, 土本勝也, 大海武晴, 中村知道, 遠藤誠子, 増沢徹, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込み型人工心臓用体外結合型経皮エネルギー伝送システム—電気工学的観点からの in vitro および in vivo 評価—, 人工臓器 27(1): 341-346, 1998
- 山本隆彦, 越地耕二, 塚原金二, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝, 柴建次: 体内埋込型人工心臓駆動用体外結合型経皮エネルギー伝送システム—経皮トランスのコア接合面のずれとギャップによる結合異常検出—, 生体医工学 43(2):261-267, 2005
- 柴建次, 周英明, 越地耕二: 完全埋込式人工心臓駆動用体外結合型経皮トランスの解析, 電学論 D, 120(2): 169-175, 2000
- 正田英介, 橋本栄二, 坂下榮二, 得田正満: 電磁両立性 (EMC), 日本規格協会: 東京, 1997
- Clayton R.Paul: EMC 概論, ミマツデータシステム: 東京, 1996
- 国際無線障害特別委員会: CISPR 11, 国際電気標準会議, 1999
- 平野知: JIS T 0601-1-2 改正における注意点と業界の動向, ミマツコーポレーション: つくば, 2007, pp.27-93
- 電気学会半導体電力変換方式調査専門委員会: 半導体電力変換回路, 電気学会: 東京, 1987: pp.91-235
- 電気学会半導体電力変換方式調査専門委員会: 半導体電力変換回路, 電気学会: 東京, 1987: pp.77-79, 237-256
- 赤井泰文, 松井信行, 小笠原悟司, 大澤千春, 青木信生: パワーエレクトロニクス, 日刊工業新聞社: 東京, 1997: pp.27-40
- Camelia Gabriel, Sami Gabriel, Dielectric Properties of Body Tissues, <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm> [accessed March 31, 2007]
- Henry W.Ott: NOISE REDUCTION TECHNIQUES IN ELECTRONIC SYSTEMS, Second Edition, WINLEY INTERSCIENCE: New York, 1988: p.60