

電気インピーダンスによる生体内埋め込み電極の 状態評価に関する基礎的検討

村上 肇* 布村成具**

(平成10年10月31日受理)

Fundamental study on evaluation of the condition of
percutaneously implanted electrodes with measuring electrical impedance

Hajime MURAKAMI* Shigetomo NUNOMURA**

Restoration of motor functions of paralyzed patients by means of Functional Electrical Stimulation (FES) is effective as a medical treatment. In the clinical application of FES, the traditional evaluation of the electrode failure is difficult and often requires surgical operation, because the electrodes have been percutaneously implanted into the neuromuscular system of the patients. Hence an evaluating method of the condition of the electrodes with non-invasive procedure should be developed, and a useful method with measuring electrical impedance of the electrodes has been reported. Although model circuits in that method can describe the property of the patients' electrodes, parameters (registers and capacitors) in the models have not been discussed quantitatively. Therefore we evaluate the parameters in this paper. We calculate them from impedance data measured from the patients' electrodes (in vivo), and compare them to those measured from in vitro experiments. The result verifies that the parameters, i. e. the models in that method, can characterize the electrode condition.

Key words: Functional Electrical Stimulation, percutaneously implanted electrodes, electrode failure, electrical impedance

1. はじめに

脳卒中片麻痺や脊髄損傷による四肢麻痺・対麻痺に対して、外部から適切に電気刺激することによって失われた運動機能を再建する「機能的電気刺激」(Functional Electrical Stimulation; FES)という生体情報工学的手法が用いられるようになっている^{1,2)}。生体の電気刺激用の電極として、「低周波治療器」のように表面電極が用いられることもあるが、FESの分野では、深部の筋や比較的小さい筋を刺激するために生体内に細いワイヤ電極を埋め込む方式が採用されている³⁾。この電極の断線率は、最長10カ月の使用期間で上肢で0.5%、下肢で1.9%と低く、安定な制御が可能である⁴⁾。しかしながら、断線の可

* 情報電子工学科 助教授

** 機械制御システム工学科 教授

能性を完全に無くすことはできない。電極自体は生体内に埋め込まれていることから、電極の不良は直接的には再建動作の異常として観測される。そして異常が現れた際に、その原因が電極の断線等によるものなのか、生体の特性変化等の他の要因なのかを弁別できることが望ましい。

埋め込み後の電極の断線評価については、電極の状態をモデル的な等価回路で表し、患者の電極のインピーダンス特性を実測して、そこから電極の状態を推定する方式が報告されている⁵⁾。これは無侵襲的に電極の状態を推定できる非常によい方法であるが、モデル回路の素子の定量的な議論は行っていない。そこで本研究では、報告されているモデルについて、患者の実測データから素子の値を推定し、それと過去に報告されている電極の特性との比較検討を行った。そして、モデルの構成要素が電極の状態に応じて妥当な値をとることを確認したので報告する。

2. 電極の等価回路

FESによる動作再建では、対象となる神経や筋の近傍に刺激電極を配置し、そこから充分離れた部位に参照電極を留置する。電極の素材や構成は刺激電極・参照電極とも同一であり、直径 25 μm のステンレススチールのワイヤを 19 本ロープ状に形成し、絶縁被膜としてテフロンをコートしている。但し先端は、通電のために絶縁被膜が剥がされる。そして両電極から体外に接続された端子に電気刺激を加えることで、神経や筋が活性化し、運動が発現する。

体外から見たときの、刺激電極端子・参照電極端子間の等価回路は、図 1 のように表される⁵⁾。ここで R_s は電極自体の内部抵抗と両電極間の生体組織の抵抗、 R_e 、 C_e は電極先端での金属部と生体組織の界面インピーダンスの抵抗成分と容量成分である。 R_e と C_e の値は、金属露出部の表面積に依存する。 C_s は生体組織と電極導体部との間に形成される静電容量である。そして、図 2 に示す内部の導線と外部の絶縁被膜の損傷に応じて以下のように分類し、それぞれの等価回路を考える。

2. 1. 断線がない場合 (図 2 (a))

生体組織と電氣的に接触している電極の表面積は充分大きく、ほぼ全ての刺激電流は R_s 、 R_e 、 C_e を介して流れ、 C_s は開放と見なすことができる。したがって、図 1 の回路は図 3 (a) のように単純化できる。

2. 2. 被覆膜が正常で導線だけが断線した場合 (図 2 (b))

この場合は断線部分で電氣的に開放となり、刺激電極先端から生体組織への電流流出はない。しかし実際には、体外端子から断線部までの範囲の導線と生体組織との間に静電容量 C_s が形成されており、これを介した電流流出が生ずる。したがって、図 1 の回路は C_s だけが接続された図 3 (b) のようになる。厳密には、断線部までの電極自体の抵抗、生体組織の抵抗、参照電極の抵抗、が C_s に直列に接続されるが、それらの値は C_s がなすインピーダンスに比べて充分小さいと思われるため、無視できる。

ところで、刺激電極先端は被膜が剥がされており、ここから体液が被膜内部に浸透する可能性がある。したがって、もし断線部にまで浸透が及べば、完全な電氣的開放とはなら

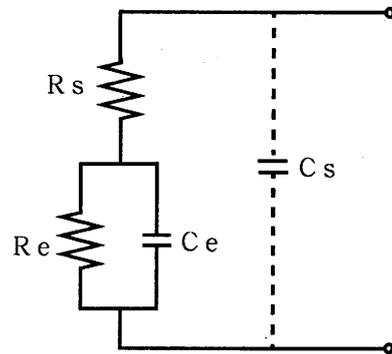


Fig. 1 Model circuit of percutaneously implanted electrodes.

R_s : Resistance of electrodes itself and that of the biological tissue.
 R_e , C_e : Resistance and capacitance of the electrode-tissue interface.
 C_s : Stray capacitance between the conductor of the electrode and the tissue through the coating insulator.

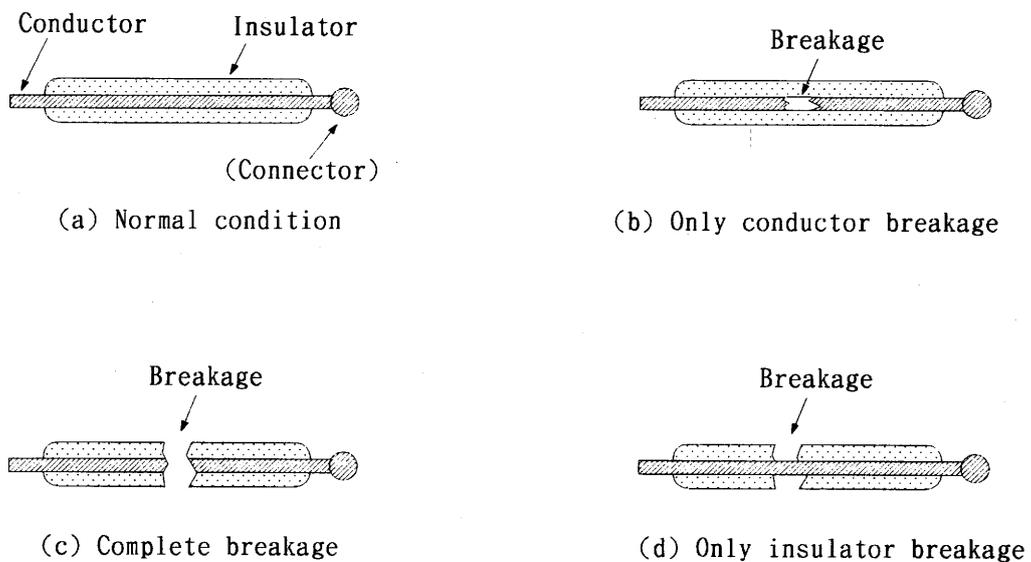


Fig. 2 Conditions of the electrode.

ず、断線部の界面インピーダンスを介して電流が電極先端まで流れ、そこから生体組織に流出する。但し、断線部で金属が露出した表面積は充分小さいであろうから、その場合の等価回路は後述の2.3と同様に考えてよい。

2.3. 導線と被覆膜がともに断裂した場合 (図2(c))

この場合は断裂部から生体組織に電流が流出し、等価回路は図3(a)と同様になる。但し、断線がない場合に比べて金属露出部の表面積が著しく減少するため、界面インピーダンスは大幅に増大するものと思われる。したがって、刺激電極の界面インピーダンスの値が変わる。すなわち、図3(c)の回路で $Re' > Re$, $Ce' < Ce$ となるものと思われる。

2.4. 導線が正常で絶縁被膜だけが剥離した場合 (図2(d))

この場合には、電極先端と被膜剥離部の2カ所から電流が流出する。但し、被膜剥離部の金属露出部の表面積は非常に小さいであろうから、界面インピーダンスは大きくなり、流出電流は小さい。したがって、分流の影響は小さいため無視でき、等価回路は図3(a)と同一になる。

3. 数値解析

図3のモデル回路が、実測された電極インピーダンスと同様な特性を得るように、それぞれの素子の値を定める。その値について、電極自体について過去に報告された値⁶⁾と比較・検討する。

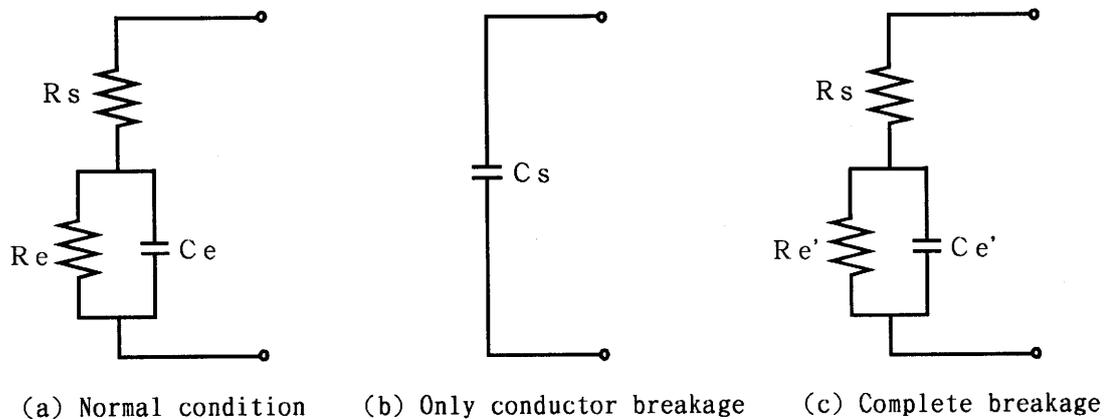


Fig.3 Simplified model circuits of the electrodes.

モデル回路のインピーダンスと患者から実測されたインピーダンスの、さまざまな周波数における実効誤差を計算し、それが充分小さくなるまで素子の値を変えて計算し直した。そして誤差が収束した際の値を、それぞれの素子の値と定めた。これには、表計算ソフトウェア Microsoft Excel ver. 5.0 の求解機能（ソルバー）を用いた。

このようにして得られた素子の値を表 1 に、等価回路の周波数特性を図 4 に示す。

Table 1 Parameters of the electrode models

R_s	535 [Ω]
R_e	2.48 [k Ω]
C_e	3.46 [μ F]
C_s	602 [pF]
R_e'	113 [k Ω]
C_e'	1.14 [nF]

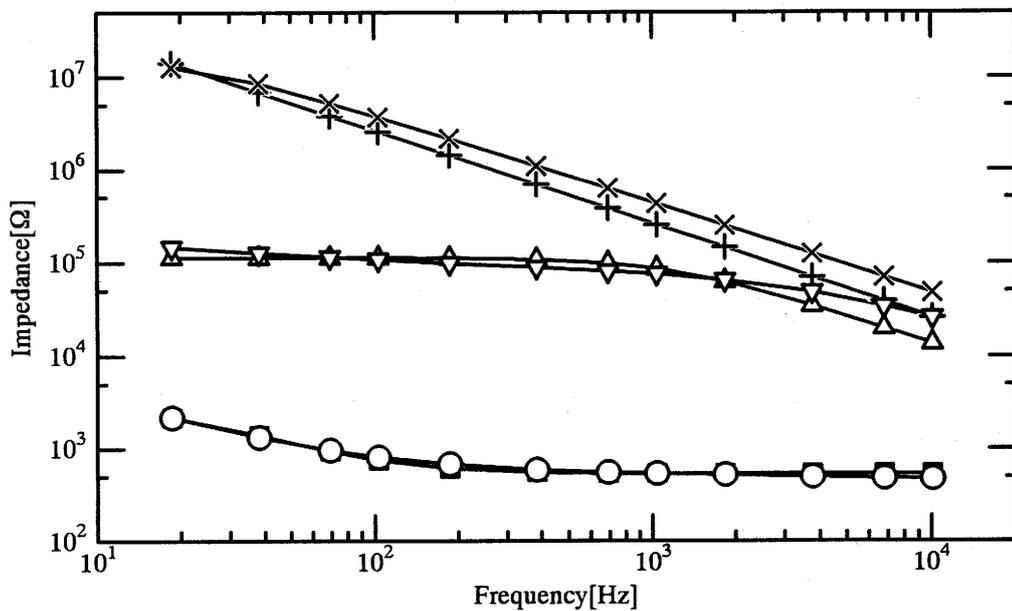


Fig.4 Electrical impedance of the electrodes

- Normal (Calculated)
- Normal (Measured)
- +— Only conductor breakage (Calculated)
- ×— Only conductor breakage (Measured)
- △— Complete breakage (Calculated)
- ▽— Complete breakage (Measured)

3. 1. 正常な場合の結果の評価

表1の R_s , R_e , C_e の値の妥当性を評価するため、電極単体でのインピーダンス特性との比較を行う。過去の報告では、電極のインピーダンスを抵抗成分 R と容量成分 C との直列結合で表現されており、標準的な電極の R は $6\sim 500[\Omega]$ 、 C は $2\sim 6[\mu F]$ の値をとる⁶⁾。これと比較するために、図3(a)のモデル回路を、抵抗成分 R^* と容量成分 C^* の直列回路に変換し、その値を計算する。手順は以下の通りである。

①図3(a)のインピーダンス Z は、式1のようになる。

$$\begin{aligned} Z &= R_s + R_e // \frac{1}{j\omega C_e} \\ &= R_s + \frac{R_e}{1 + j\omega C_e R_e} \\ &= \left(R_s + \frac{R_e}{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2} \right) - j \left(\frac{\omega C_e R_e^2}{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2} \right) \end{aligned} \quad (1)$$

②一方、 R^* と C^* の直列結合のインピーダンス Z^* は式2のようになる。

$$\begin{aligned} Z^* &= R^* + \frac{1}{j\omega C^*} \\ &= R^* - j \frac{1}{\omega C^*} \end{aligned} \quad (2)$$

③ Z と Z^* が等しいと仮定すると、それぞれの実部、虚部が等しくなる。すなわち、式3、4が成立する。

$$R^* = R_s + \frac{R_e}{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2} \quad (3)$$

$$\frac{1}{\omega C^*} = \frac{\omega C_e R_e^2}{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2} \quad (4)$$

④これらを解くことにより、図3(a)のモデル回路を R^* と C^* の直列回路として扱える。 R^* と C^* の値は、式(5)、(6)のように、 R_s 、 R_e 、 C_e 及び ω によって表現される。

$$R^* = R_s + \frac{R_e}{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2} \quad (5)$$

$$C^* = \frac{1 + \omega^2 C_e^2 R_e^2}{\omega^2 C_e R_e^2} \quad (6)$$

モデル回路の素子の値自体は周波数によらず一定であるが、回路全体を変換することにより、直列回路の素子は周波数特性を有する。10Hz から 10kHz の範囲での R^* 、 C^* の値は、それぞれ 535~1770[Ω]、3.46~6.91[μ F] となった。これは、過去に報告された標準的な電極の特性と概ね一致する。したがって、解析によって得られた R_s 、 R_e 、 C_e の値は妥当であると考えられる。なお、 R^* に比べて R が比較的小さいのは、生体組織の抵抗を考慮していないためと思われる。

3. 2. 導線だけが断線した場合

C_s は 6pF/cm であることが調べられており⁵⁾、実際の電極が数十 cm であることから、表 1 に示した 600pF 程度という値は妥当であると考えられる。

3. 3. 全て断裂した場合

3. 1 と同様に考えると、 R^* 、 C^* はそれぞれ 2.20~113[k Ω]、1.16[nF]~5.08[μ F] となった。過去の報告において、電極表面積を変えた場合の R は 20[Ω]~10[k Ω]、 C は 90[nF]~10[μ F] であり⁶⁾、 R^* 、 C^* と同等である。したがって、 R_e 、 C_e は妥当な値であると考えられる。実測の R に比べて R^* が大きく、 C に比べて C^* が小さい場合があるのは、断線による金属露出部の表面積が小さいための界面インピーダンスの増加と思われる。

4. まとめ

本研究では、生体内に埋め込まれた電極の電気インピーダンスによる状態評価法について、モデル回路の素子の定量的な議論を行った。患者の電極インピーダンスの実測データに基づいて計算した素子の値は、電極自体の特性と同程度の結果となり、電極インピーダンスによる電極状態評価法が妥当であることを確認した。今後は、より多くの実測データに基づいて解析を試みる予定である。

本研究を進める上で、ご助言及び実測データのご提供を頂いた、東北大学・星宮 望氏、大庭茂男氏に深く感謝する。なお、本研究の一部は、学内共同研究費によった。記して感謝する。

参考文献

- 1) 特集 機能的電気磁気刺激, BME, Vol. 6, No. 8, pp. 1-54 (1992)
- 2) 特集 FES 最前線, バイオメカニズム学会誌, Vol. 17, No. 1, pp. 5-54 (1993)
- 3) Yasunobu Handa, Nozomu Hoshimiya, Yasutaka Iguchi, Takashi Oda: Development of percutaneous intramuscular electrode for multichannel FES system, IEEE transactions on Biomedical Engineering, Vol. 36, No. 7, pp. 705-710 (1989)
- 4) 谷本好則・国分 馨・半田康延・星宮 望・井口泰孝: 機能的電気刺激用経皮的埋め込み電極, 日本金属学会会報, Vol. 28, No. 3, pp. 184-187 (1989)

- 5) 大庭茂男・渡辺高志・二見亮弘・星宮 望・半田康延：F E S用経皮電極の埋め込み後の評価法，医用電子と生体工学，Vol. 35, No. 3, pp. 320-324 (1997)
- 6) 星宮 望・大庭茂男・土田義和・半田康延・伊藤節郎：ヒト体内神経・筋系とのインターフェーシングデバイス，電子情報通信学会技術研究報告，MBE89-140, pp. 25-32 (1990)