歯科領域における Electrosurgery についての研究

第1報 出力電力の設定方法の確立および歯科用電気メスの 出力特性の検討

鈴木 由美子

Studies on Electrosurgery in Dentistry

Part 1. Measuring Method of Output Power and Output

Characteristics of Dental Electrosurgery

Yumiko Suzuki

I. 緒 言

歯科用電気メスは、初期のものに比べ技術的にも進歩し、安定した器種が作られており、日常の臨床に手軽に用いられている。しかし、市販されている器種は多く、出力電力、波形、周波数等、各々異なる特性を有している。それらの様々な特性と組織に対する影響については検討^{1)~5)}が行われているが、必ずしも一致した見解が得られていない。

電気メスによる Electrosurgery は、臨床への応用が先行しており、適正な出力電力および適正な手技等の基礎的事項については不明な問題も多い。また、現在のうちに、Electrosurgery が日常の臨床に一般的になると、これまであまり知られていなかった合併症^{6),7)}についても論議されている。

こうした問題を背景に、より安全な電気メスのあり方について再考し、かつ基礎的な根拠に基づく適切な手技を確立すべきであると考えた。

電気メスの原理は、高周波電流によるジュール熱の作用として説明することができる。したがって、電気メスの使用による組織の損傷程度等その影響を研究するにあたり、組織に供給される電力を明確に定めること、いわ

ゆる出力電力の設定はきわめて重要な問題であると考え

る。高周波電力の設定は、主に出力ダイアルによる表示、オシロスコープによる電圧・電流の測定および通過型電力計による測定により行われている。

出力ダイアルによる表示方法は簡便であるが、異なる器種間に相関性が全くないこと、同一器種においても波形により出力電力が異なること、さらに定量的に出力電力を測定できないことなどの問題点がある。

オシロスコープによる方法および通過型電力計による方法は、出力電力を客観的に表示することができるが、高周波測定に関する技術的な考慮が払われていない場合、測定値の誤差が大きくなる。また、通過型電力計は、一般に測定対象のインピーダンスが $50\ \Omega$ または $75\ \Omega$ の時に限り真値を示すのであるが、これに比較して、非常に高い出力インピーダンスを有する電気メスの出力電力を直接測定しても正しい値は得られない等、いずれの方法にも欠点がある。

このように、高周波測定⁸⁾は、技術的に注意を要する問題が多く、また生体に高周波を作用させる時には、高周波に対する生体物性^{9~11)}についても考慮が必要と考える。そこで著者は、出力電力が正確に設定できる方法と考えるインピーダンス整合法について、その原理および方法を追求した。さらにこの方法と前述した代表的な高周波電力の設定方法、およびその他の従来の研究に用いられている方法との比較検討を行った。また、この方法を応用して、現在市販されている電気メスの出力特性に

新潟大学歯学部歯科補綴学第2教室（指導：草刈 玄教授）
2nd. Dept. of Prosthetic Dentistry, School of Dentistry,
Niigata University (Director: Prof. Haruka Kusakari)
昭和55年8月28日受付

について検討した結果、興味ある知見を得たのでここに報告する。

II. インピーダンス整合法 (Impedance matching method) の応用

本研究では、斎藤等¹²⁾が安全性の見地から高い出力電力を有する医用電気メスの出力電力を減ずる目的で用いたインピーダンス整合法に着目し、その原理を歯科用電気メスにおける出力電力の設定に応用するための装置と方法について検討を行った。

1. インピーダンス整合

インピーダンス整合¹³⁾とは、電気工学で用いられる用語であり、2つの回路を接続する時に出力側インピーダンスとそれに接続される入力側インピーダンスとを複素共役関係とし、最大電力が授受されるようにすることを行う。

高周波は、このインピーダンス整合を行うことにより、出力側の電力を全てそれに接続される入力側に供給することができる。電気メスは、いわゆる高周波電力を生体に作用することとなるので、以上の理論に基づき発振器の出力インピーダンスと生体のインピーダンスとを

整合し、発振器の有する電力を有効に生体に供給することができる。さらに、通過型電力計を用いることにより電力を定量的に取り扱うことができ、かつ一定量を安定して生体に供給することが可能となる。また、インピーダンス整合を行って測定した電圧・電流の各測定値は、誤差の小さい正確な値となる。

2. 装置の選択および使用方法

インピーダンス整合法を電気メスの出力電力の設定に応用するためには、整合回路と通過型電力計が必要である。この他電気メスの出力電力を測定するために終端電力計を、インピーダンス整合時の電気メスの周波数変化を観察するために周波数カウンタを併せて使用した。

整合回路については、特に電気メスの出力インピーダンスおよび生体側のインピーダンスが未知であることを考慮し、広範なインピーダンス変化にも追従できる装置を選択した。

今回使用した装置を図1に、そして使用する時の接続方法を図2に示す。これらの装置と使用方法について説明する。

1) 整合回路

広範囲のインピーダンス変換を可能とするために、Dentron 社製 Antenna Tuner MT 3000 A を使用した。

本器種を2台使用して、まず第1の Tuner に電気メスを接続し、電気メスの出力インピーダンスを $50\ \Omega$ に変換する。これは順方向と逆方向の通過電力を測定する通過型電力計が、インピーダンス $50\ \Omega$ において真値を示すためである。

第2の Tuner は、第1の Tuner により $50\ \Omega$ に変換された電気メスの出力インピーダンスを生体のインピーダンスに整合する目的で用いる。この時、第1の Tuner と第2の Tuner との間に通過型電力計を介在させ、入射電力が最大に、そして反射電力が0になるように第2の Tuner を調節する。第2の Tuner により、電気メスの出力電力を生体に供給することが可能となる。

図1 インピーダンス整合法に用いる装置

A. 整合回路, B. 通過型電力計, C. 周波数カウンタ

図2 インピーダンス整合法を用いた出力電力の設定における装置の接続方法

A B

図3 終端電力計

- A. ダイオード型終端電力計
B. 熱電対型終端電力計

Tuner の調節は, Inductance Selector の position A~R を順に切り替え, 各々の position において, Transmitter Matching のダイヤルと Antenna Matching のダイヤルとを僅かずつ動かして整合を取る. Antenna Selector は, 出力インピーダンスが未知の時は, Long Wire の position を選択する.

求められた matching point は, 便宜的に, Transmitter Matching のダイヤルの指示値, Inductance Selector の position, Antenna Matching のダイヤルの指示値の順に記録し, たとえば, [3.5, A, 6.25] のように表示することにする.

2) 通過型電力計

高周波電力には, 入射電力 (P_F) と反射電力 (P_R) とがあり, これを別々に測定し表示する必要がある. そのために用いるのが通過型電力計である.

入射電力と反射電力とが干渉して生ずる合成波を定在波 (Standing Wave) というが, この定在波比 (Standing Wave Ratio: SWR) は, 次の式に示すように, 入射電力と反射電力との関係によって求めることができる.

$$SWR = \frac{P_F + P_R}{P_F - P_R} \dots \dots \dots \text{式-1}$$

インピーダンス整合にあつては, この入射電力と反射電力とは SWR が1になるような関係にある. したがってこの時, 反射電力は0を示し, 入射電力は一般に最大値を示す.

今回, 通過型電力計として, クラニシ計測器研究所製 RW-1001 L を選択した.

3) 終端電力計

終端電力計は, 電気メスの有する出力電力の測定に使

図4 電気メスの出力電力の測定における電気メスと装置の接続方法

用する.

終端電力計には, ダイオード型電力計と熱電対型電力計がある. 前者は, 指針が静止するまでの時間が短く安定性があるが, 電圧値を電力に変換するため, 平滑化全波整流波形以外の波形については測定値が不正確である. 後者は, 指針の動きが緩やかで測定に時間がかかる. また, 経年的に指示が変化するため, 使用時に校正が必要である. しかし, サンプル抵抗の発熱量に比例した指示をするので, 正確な平均電力を示す. 平滑化全波整流波形以外の波形において, ダイオード型電力計による測定値の校正用に用いることができる.

今回, ダイオード型電力計として, クラニシ計測器研究所製 RW-1000D を, そして熱電対型電力計として, 富士測定器 K.K. 製 TP 502D を使用した (図3).

終端電力計による電気メスの出力電力の測定に際して, 電力計は 50Ω において真値を示すので, 電気メスは整合回路および通過型電力計に接続し, 反射電力が0であることを確認しつつ最大出力電力を求める. この時, 電気メスの出力インピーダンスは, 50Ω に変換されている. 装置の接続方法を図4に示す.

4) 周波数カウンタ

電気メスは, 周波数が変化すると出力インピーダンスが変化し, これに伴い出力電力も変化する. したがって, 電気メスの状態の記述には, 周波数の測定が不可欠である.

すなわち, 周波数の測定のために, 岩崎通信機 K.K. 製フリケンシカウンタ FC-8841 を使用した.

III. 主たる出力電力の設定方法との比較検討

電気メスにおける代表的な出力電力の設定方法として, 出力ダイヤルによる表示, オシロスコープによる電圧・電流の測定, 通過型電力計による測定等がある. これらの問題点について追究し, 著者が歯科用電気メスに

図 5 電圧プローブによる電圧測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

図 6 電圧プローブによる電圧測定
測定部位の差異および電気メスケーブルの長さの差異による測定値の検討

導入，応用したインピーダンス整合法との比較検討を行う。

1. 検討事項および検討方法

1) 出力ダイヤルによる表示

電気メスの有する出力電力が，器種により異なることは上田²⁾の報告からも明らかである。上田は，1k Ω のload Impedanceを負荷した上で，その時の出力電力の測定を行っているが，ここでは，インピーダンス整合によって器種の有する最大出力電力を測定し，器種間の相違を明らかにした。測定は，Surgitron (Miltex 社)とElektrotom 40D (Martin 社)の2器種について行った。Elektrotom 40Dは，全波整流波形のみを有するので，3種類の波形を有するSurgitronでは，それと同波形のものについて測定を行った。

2) オシロスコープによる電圧・電流の測定

(1) 電圧プローブによる電圧測定

一般に，出力電力の設定にはしばしばオシロスコープを応用する方法が用いられている。この方法により，実際に電気メスを生体に作用している時の電圧，電流を測定した研究は，ほとんどみられない。多くは，1k Ω 近辺のdummy loadを負荷し，その時の電圧から出力電力を求めている。しかし，高周波電圧は，生体のインピ

ーダンスの差異により変化するものと考えられる。

そこで，電気メスケーブルの長さを150cmとして，500 Ω ，1k Ω ，2k Ω ，5k Ω ，10k Ω の各々のdummy loadを負荷した時の電圧を測定し，インピーダンスの差異による影響について検討を行った。使用した電気メスはSurgitronで，平滑化全波整流波形の出力ダイヤル〔1〕において行った(図5)。

また，歯科用電気メスで発振される高周波は，波長が中短波(200~50m)に属する電磁波であるため，電圧または電流を測定する部位により，測定値が異なる可能性も推測される。

そこで，dummy loadを1k Ω として，この時の電圧は電導子の先端と電気メスの出力端子の2カ所で測定を行った。さらに，電気メスケーブルの長さを50cm，150cm，250cmと変化させ，それぞれの長さにおいて同様に測定を行った。使用した電気メスはSurgitronで，平滑化全波整流波形の出力ダイヤル〔1〕において行った(図6)。

(2) 電流プローブによる電流の測定

電流プローブは，オシロスコープに接続することにより，高周波電流の測定が可能であるとされている。しかし，メーカーが行っている検定は，75 Ω または50 Ω を負荷抵抗とした時の測定値についてのみであり，した

図7 電流プローブによる電流測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

図8 通過型電力計による測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

がって、負荷抵抗が高い場合には問題があるものと考えられる。

そこで、dummy load が 50 Ω, 250 Ω, 500 Ω, 1 kΩ, 3 kΩ の時に一定の電力を供給し、その時の電流値をオシロスコープにより測定した。測定した電流値から次の式により電力を求めることができるので、設定した出力電力との比較検討を行った。

$$P = I^2 R \quad \dots\dots\dots \text{式-2}$$

(P: 電力, I: 電流の実効値, R: dummy load)

使用した電気メスは Surgitron で、これを整合回路および通過型電力計に接続し、一定の出力電力を設定した(図7)。検定は、Tektronix P6021 および岩崎通信機K.K.のカーレントプローブ CP-502 について行った。

さらに、回路を open にした時の状態についてもオシロスコープ上で観察を行った。

3) 通過型電力計による測定

電気メス使用時の出力電力は、通過型電力計単体で測定することはできない。これは、前述したように、通過型電力計は測定対象のインピーダンスが 50 Ω または 75 Ω においてのみ真値を示すからである。これを以下の方法で確認した。

同型の通過型電力計 2 台を用い、図8のように整合回路と接続した。終端の dummy load は、50 Ω, 250 Ω,

500 Ω, 1 kΩ, 2 kΩ, 3 kΩ とし、それぞれに一定の電力を供給した時の 2 台の通過型電力計が示す値について検討を行った。通過型電力計には、出力インピーダンス 50 Ω の Daiwa の CN-610 を用い、これらに一定の電力を加え予め指示値が等しくなるように校正した。電気メスは Surgitron を使用した。

2. 結 果

1) 出力ダイヤルによる表示

Surgitron および Elektrotom 40D の出力ダイヤルと出力電力との関係を、それぞれ図9と図10に示す。Elektrotom 40Dの有する出力電力は、Surgitron に比較し相対的に少なかった。

2) オシロスコープによる電圧・電流の測定

(1) 電圧プローブによる電圧測定

電圧値は、負荷抵抗の増加に伴い増大する傾向にあった。測定部位による電圧値の変化は、電気メスケープルの長さが一定であれば全く認められなかった。しかし、電気メスケープルが短くなることにより、測定された電圧値は高くなる傾向を示した。

それぞれの結果を表1と表2に示す。

(2) 電流プローブによる電流測定

各々の dummy load において、測定した電流の peak

Surgitron

図 9 Surgitron の全波整流波形における出力ダイヤルと出力電力の関係

表 1 電圧プローブによる電圧測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

dummy load (Ω)	電圧値 (V : peak to peak値)
500	76
1k	112
2k	132
5k	138
10k	140

平滑化全波整流波形 出力ダイヤル〔1〕
電気メスケープル 150cm

to peak 値および実効値と式-2により求めた電力を表3に示す。

設定した出力電力は 7.0w であったが、整合回路により約 10% の電力損失があるので供給された実質の電力は 6.3w であった。

P6021 と CP-502 は、ともに dummy load が 50 Ω の時の電流値から計算によって求めた電力は供給した電力とほぼ等しく、その測定値が比較的正確であることを確認できた。しかし、dummy load が大きくなるにしたがって、実際の電力とは全く異なる電力を示した。特に、1 kΩ 以上では P6021 において真の電力の 10 倍以上であり、測定された電流値は非常に誤差が大きかった。

Elektrotom 40D

図 10 Elektrotom 40D の出力ダイヤルと出力電力の関係

表 2 電圧プローブによる電圧測定
測定部位の差異および電気メスケープルの長さの差異による測定値の検討

(単位 V : Peak to Peak値)			
電気メスケープルの長さ	50 cm	150 cm	250 cm
測定部位			
電 導 子 先 端	124	112	106
電気メス出力端子付近	124	112	106

平滑化全波整流波形 出力ダイヤル〔1〕

上であり、測定された電流値は非常に誤差が大きかった。CP-502 についても、程度の差はあるが、同様に測定値は誤差が大きく信頼性に乏しい。

図 11 において、(a) は、P6021 における dummy load が 50 Ω の時の電流の波形であり、(b) は、回路を Open にした時のオシロスコープ上に観察された波形である。このように、回路を Open にした時は電流は理論的には 0 になるはずであるが、一見すでに電流が流れているように観察された。特に、高抵抗になるにしたがって、回路を Open にした時の値が実際に流れている電流よりも多くなってみえた。これは CP-502 においても同様であった。

表 3 電流プローブによる電流測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

R : dummy lead(Ω)	I _{p-p} (A)		I _{rms} (A)		P _{rms} = (I _{rms}) ² × R (W)	
	P 6021	CP-5 0	P 6021	CP-502	P 6021	CP-502
50	1.02	0.96	0.354	0.339	6.50	5.76
250	0.60	0.47	0.212	0.166	11.25	6.90
500	0.56	0.36	0.198	0.127	19.60	8.10
1 k	0.67	0.28	0.237	0.099	56.10	9.80
3 k	0.50	0.39	0.177	0.138	93.70	57.05

設定した出力電力 7.0 W

I_{p-p} : 電流の peak to peak 値

I_{rms} : 電流の実効値

P_{rms} : 実効電力

図 11 電流プローブの電圧誘導
—Tektronix P6021—

(a) dummy load 50 Ω を負荷し、回路を閉鎖した場合
200 mA/div, 0.2 μsec/div

(b) dummy load 50 Ω において回路を open にした場合
200 mA/div, 0.2 μsec/div

表 4 通過型電力計による電力測定
負荷抵抗の差異による測定値の検討

dummy load (Ω)	Pow 1 (W)		Pow 2 (W)		
	P _F	P _R	P _F	P _R	P _F -P _R
50	6	0	5.4	0	5.4
250	6	0	8.6	4.6	4.0
500	6	0	15.0	11.5	3.5
1 k	6	0	22.0	19.5	2.5
2 k	6	0	38.0	34.0	2.0
3 k	6	0	39.0	37.5	1.5

3) 通過型電力計による測定

各々の dummy load における、図 7 の通過型電力計
Pow 1 と Pow 2 の値を表 4 に示す。dummy load が

50 Ω 以外では、Pow 2 は反射電力があるので、入射電力から反射電力を引いた値として示す。供給した電力は 6.0 W であった。整合回路内部での電力損失は約 10% である。このように、dummy load が 50 Ω 以外では、実質の電力に対して異なる値を示し、測定値の誤差が大きくなった。

IV. インピーダンス整合法による歯科用 電気メスの出力特性の検討

現在市販されている電気メスは、電氣的にみて 2 つの型に大別することができる。1 型は、電気回路内部に Feed Back 機構を持たない従来の電気メスであり、これには、Surgitron (Miltex 社)、Elektrotom 40D

A B

図 12 使用した電気メス

A. Surgitron, B. Strobex Mark III

図 13 (a) 平滑化全波整流波形

100 V/div, 5 msec/div

図 13 (b) 全波整流波形

100 V/div, 5 msec/div

図 13 (c) 半波整流波形

100 V/div, 5 msec/div

(Martin 社), Dento-Surg 90 FFP (Ellman 社), Strobex Mark II (Whaledent 社) 等がある。2型は、電気回路内部に Feed Back 機構を有する新しい型の電気メスであり、これには最近市販された Strobex Mark III (Whaledent 社) がある。この型の電気メスは、負荷抵抗の広範な変化に対し一定の電圧を保つように設計されている。

以上、多くの歯科用電気メスが市販されているが、それぞれ異なる出力特性を有するため、その出力特性を十分に理解することは、基礎的実験および臨床応用において、実験の安定性および臨床の安全性にまで影響する重大な事項であると考えられる。このため今回は、これら多くの歯科用電気メスを大別し、この1型および2型の電気メスにインピーダンス整合法を応用することにより、それぞれの出力特性について検討を行った。

1. 器種の選択

1型の電気メスからは、Surgitron を選択した。この

器種は、異なる3種の波形、すなわち、平滑化全波整流波形、全波整流波形、卵円形の半波整流波形を有し、周波数は測定の結果、平均 3.8 MHz であった (図 12-A, 図 13-(a), (b), (c))。

2型の Strobex Mark III は、異なる2種の波形、すなわち、平滑化全波整流波形、方形の半波整流波形を有し、周波数は測定の結果、2.6 MHz であった (図 12-B, 図 14-(a), (b))。

2. 実験方法

電気メスの出力電力の測定は、図 3 に示したごとく電気メスを整合回路の Tuner No. 1 に接続し、Tuner No. 1 から通過型電力計を介して終端電力計に接続した。出力電力の測定に際しては、周波数カウンタにより周波数の測定も行った。

Tuner は、通過型電力計の反射電力が 0 で、入射電力が最大になるように調節し、この時の終端電力計の指示値を最大出力電力として記録した。終端電力計は、ダ

図 14 (a) 平滑化全波整流波形
100 V/div, 5 msec/div

図 14 (b) 半波整流波形
100 V/div, 5 msec/div

表 5 Surgitron における出力電力

(単位W)

出力 ダイ アル	平滑化全波整流波形				全波整流波形				半波整流波形			
	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計
Low	3.3	3.0	3.5	3.9	2.7	3.0	2.5	2.3	1.1	1.0	1.0	1.0
1	8.8	8.5	8.9	7.9	5.5	5.2	6.2	6.2	2.7	2.8	3.0	2.8
2	26.7	28.0	23.0	25.0	20.7	18.0	16.0	15.5	9.3	6.2	6.2	6.2
3	37.1	40.0	35.0	40.0	29.4	25.0	25.0	24.0	14.7	10.0	9.3	9.5
4	39.8	42.0	39.0	41.0	32.2	27.0	26.0	28.0	16.4	10.5	9.6	10.0
5	40.9	45.0	39.0	42.0	33.8	29.0	28.0	30.0	16.9	10.8	10.0	10.5
6	40.9	45.0	39.0	42.0	33.8	29.0	28.0	30.0	17.4	11.0	10.4	10.8
7	40.9	45.0	39.0	42.0	33.8	29.0	28.0	30.0	17.4	11.0	10.4	10.8
8	40.3	43.0	38.0	42.0	33.2	28.0	27.0	29.0	16.9	10.8	10.0	10.2
9	39.8	42.0	37.0	41.0	33.2	28.0	27.0	29.0	16.9	10.8	10.0	10.2
High	39.0	42.0	37.0	41.5	33.2	28.0	26.0	28.0	16.9	10.8	9.5	9.8

イオード型と熱電対型の両者について測定を行い、それぞれの場合に通過電力も併せて記録した。

以上の方法により求めた出力電力および周波数特性から、1) 出力ダイアルと出力特性、2) 波形と出力特性、3) 周波数と出力特性、4) matching point と出力特性について検討を行った。

さらに、出力インピーダンスの変化を見るために、各々の出力ダイアルにおける matching point に Tuner を調整し、そのままの状態、他の出力ダイアルにおける通過電力および終端電力を測定し、インピーダンス整合時の値と比較検討を行った。

3. 結 果

1) 出力ダイアルと出力特性

インピーダンス整合を行って、求めた各々の出力ダイアルにおける最大出力電力を表5、6に示す。

Surgitron の出力電力は、出力ダイアル [Low] では微小電力を有するのみであり、これから [1] にかけて緩やかに増加する。出力ダイアル [1]～[2] にかけて出力電力は急激に増大し、[5] においてほぼ最大値を示し、それ以上の出力ダイアルでは一定の値となった。

Strobex Mark III は、出力ダイアル [1] においてすでに比較的大きな出力電力を有し、出力ダイアルの増加とともにその出力電力も徐々に増大するが、出力ダイ

表 6 Strobex Mark III における出力電力 (単位W)

出力 ダイ アル	平滑化全波整流波形				半波整流波形			
	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計
1	21.8	21.0	20.0	20.0	8.2	6.8	6.2	6.5
2	28.0	30.0	25.0	30.0	10.9	8.8	7.6	8.2
3	33.8	37.0	28.0	35.0	13.6	10.5	9.0	10.2
4	34.9	39.0	30.0	38.0	15.3	11.5	9.5	11.0
5	35.4	41.0	31.0	39.0	16.4	12.2	9.8	11.5
6	37.8	41.5	32.0	41.0	16.9	12.5	10.0	11.8
7	37.8	41.5	32.0	41.0	17.4	12.8	10.2	12.2
8	37.8	41.5	32.0	41.0	17.4	12.8	10.2	12.2
9	37.8	41.5	32.0	41.0	17.4	12.8	10.2	12.2
10	37.8	41.5	32.0	41.0	17.4	12.8	10.2	12.2

表 7 出力ダイアル [9] における出力インピーダンスに整合した時の各々の出力ダイアルと出力電力の関係 (単位W)

出力 ダイ アル	平滑化全波整流波形			
	熱電対型 電力計	通過型 電力計	ダイオード 型 電力計	通過型 電力計
Low	0	0.5	0	0
1	0	2.0	0	0.9
2	2.5	4.0	2.0	3.0
3	5.5	6.0	5.0	6.0
4	12.0	15.0	10.5	12.0
5	18.0	23.0	17.0	19.0
6	25.0	28.0	24.0	28.0
7	32.0	35.0	30.0	32.0
8	35.0	38.0	33.0	35.0
9	39.0	41.0	37.0	38.0
High	40.0	42.0	38.0	40.0

アル [5] においてほぼ最大値を示し、それ以上の出力ダイアルでは一定となった。

一方、出力インピーダンスの変化をみるために行った実験において、Surgitron では、各々の出力ダイアルにおける出力インピーダンスを負荷抵抗として測定した出力電力は、各々の出力ダイアルの出力インピーダンスに整合を行って求めた出力電力とは全く異なる値であった。表7は、出力ダイアル [9] における出力インピーダンスを負荷抵抗として、測定した各々の出力ダイアル

の出力電力である。しかし、Strobex Mark III では、同様にして測定した出力電力は、インピーダンス整合を行った時の出力電力とほとんど変わらなかった。

また Surgitron は、インピーダンス整合時の最大出力電力が、器械の main switch を入れた直後としばらく使用し内部が暖まった時とでは測定値に10～20%変動があり、特に平滑化全波整流波形で顕著に見られた。この変動は短時間の測定中にも起こった。Strobex Mark III では全くこのような現象はみられず、測定値は一定で再現性があった。

2) 波形と出力特性

波形と出力特性との関係については、表 6, 7 に示すごとく次の結果が得られた。

平滑化全波整流波形は高周波が持続的に発振されているので、全波整流波形および半波整流波形に比較し出力電力は高かった。Surgitron の平滑化全波整流波形と全波整流波形の出力電力は、ほとんど変わらなかった。半波整流波形は、全波整流波形の約 1/2 の出力電力を示した。Strobex Mark III では、半波整流波形は平滑化全波整流波形の約 1/3 の出力電力を示した。

3) 周波数と出力特性

Surgitron の周波数は、出力ダイアルを一定にしても経時的に変化し、この変化が出力電力に影響を与えていた。たとえば平滑化全波整流波形において、求められた最大出力電力は、そのままの状態では短時間に約 10% 減少し、それに伴って周波数は 2～5% 高くなった。この間、最大出力電力が維持されるのは 5～10 秒

であった。

Surgitron の周波数は一定せず、出力ダイヤルによって 3.5~4.5 MHz まで広範に変化した。各々の出力ダイヤルにおいて、最大出力電力が得られる時の周波数は比較的一定であった。出力ダイヤル [Low] から [2] では 4.5~4.3 MHz, [3]~[5] では 4.1~3.8 MHz, [5]~[High] では 3.7~3.5 MHz であり、このように、出力ダイヤルの指示の増加に伴って周波数は減少する傾向にあった。

Strobex Mark III の各々の出力ダイヤルにおける周波数は 2.45~2.48 MHz にあり、同一出力ダイヤルにおける変動の幅は 1 kHz 以内であった。この範囲において、最大出力電力は一定で全く変動することはなかった。Surgitron と同様に、出力ダイヤルの指示の増加に伴い周波数は減少する傾向にあった。

4) matching point と出力特性

Surgitron の各々の出力ダイヤルについて、最大出力電力が得られる時の matching point においては、Inductance Selector の position は、各々の出力ダイヤルについて特定の position があったが、Transmitter Matching および Antenna Matching のそれぞれのダイヤルの指示値は、測定ごとに変化し一定の値は得られなかった。しかし、たとえば表8に示すように、得られたそれぞれの指示値には一定の傾向があることが認められ、またそれぞれの指示値は表8に示す値の近辺に存在した。これらの matching point は、波形の差異により大きく変化することはなかった。

Strobex Mark III では、ダイヤル指示の変化および波形の差異によらず、matching point は [1.0, P, 7.5] で一定であり、かつ再現性があった。

V. 総括および考案

1. 出力電力設定の重要性

歯科用電気メスが、一般歯科臨床に用いられ始めてからの歴史は浅くまだ 20 年余りである。この間、その有用性から歯周外科手術および歯冠修復の前処置等に、多く用いられるようになった。しかし、電気メスに対する批判的な考えも多く、Glickman¹⁴⁾, Pope¹⁵⁾ 等は、電気メスの有用性を認めながらも、歯槽骨に与える影響が大きいとしその使用には消極的である。Malone¹⁶⁾, Eisenman¹⁷⁾, Schneider^{18,19)}, Schieda²⁰⁾, 上田²⁾, 草刈²¹⁾, 佐藤²²⁾ 等は、適応症の選択および適切な術式に基づいて使用する場合、初期の治癒の遅れはあるが、長期的に何

表 8 Surgitron の各々の出力ダイヤルにおける matching point の 1 例

出力 ダイヤル	Transmitter Matching	Inductance selector	Antenna Matching
Low	9.0	L	2.75
1	8.75	L	1.75
1.25	7.5	K	0.25
2	6.25	K	1.0
3	6.0	K	2.25
4	5.4	K	2.75
5	4.75	K	3.0
6	3.75	K	4.25
7	3.5	K	4.5
8	2.75	K	4.75
9	2.5	K	5.0
High	2.25	K	5.25

ら大差がないとして、積極的な使用を勧めている。

電気メスは、初期の Electrocautery およびスパークギャップ方式の Electrosurgery の時代からは、理論的にも技術的にも向上し、安定した器械が作られるようになった。しかし市販されている電気メスの特性は、多種多様であり、それらの特性については理論的に不明な問題も多い。

また、歯科臨床では、臨接する他の組織をできるだけ損傷せずに目的を達するためには繊細な手技が要求される。しかし、Simon 等は、基本的な術式を守り術者の手技を駆使しても、Electrosurgery に関する様々な要因が客観的に制御されない限り予期せぬ合併症が起り得るとし、現在の電気メスの再検討を提案した。

このような電気メスの様々な特性、すなわち出力電力、波形、周波数等が組織に及ぼす影響について解明しようとする試みは、近年、徐々に行われつつある。Friedman, Sozio, Maness 等は、出力電力および切開速度を一定化することを試み一連の研究を行った。上田は市販の電気メスの特性について検討し、その結果に基づいて電気メスの様々な特性と創傷治癒との関連を追求した。しかし、Maness は周波数の高い方が直後の組織侵襲が少なかったと結論し、上田は創傷治癒において周波数の低い方が治癒が早いと述べており、実験に用いた組織の差異にもよるが必ずしも評価は一致していない。

Kalkwarf²³⁾ 等は、多くの研究の結果が異なる原因として、従来の方法では生体に供給した出力電力が明確に測定できないことを挙げ、出力電力を測定する装置を考

案した．Kline²⁴⁾も Electrosurgery の効果は、生体に作用する出力電力が重要であるとし、組織インピーダンスと組織に流れる高周波電圧および電流との関連について検討し、適切な Electrosurgery を行うために必要な電力出力について考察を行った．

出力電力の設定は、電気メスの原理から考えて、他の特性の中でも特に重要な問題である．しかし、Kalkwarf, Kline 等が応用した方法に代表される従来の方法を詳細に検討したところ、様々な問題点が確認された．そこで、今回、新たな研究に先立って、正確な出力電力の設定方法について検討を行った．

2. 出力電力の設定方法

1) インピーダンス整合法の実用について

インピーダンス整合法は、無線通信に用いる送信系に古くから使用されてきた方法である．これは、高周波の特性として、インピーダンス整合が欠くべからざる条件であったためと考える．

Electrosurgery においては、電気メスをいわゆる高周波を発振する器械と考え、生体はそれを受信する側と考えることができる．斎藤等¹¹⁾は、医用電気メスにインピーダンス整合法を応用することにより、現在の電気メスの出力電力を 1/10 (10～20w) にまで減少することを可能とした．歌代等²⁵⁾も、電気メスの出力インピーダンスを火花インピーダンス (約 5 k Ω) に整合することにより、同様に出力電力を減ずることができると報告している．

著者は、これらの方法を応用することにより、予め電気メスの出力電力を測定し、さらに電気メスを整合回路および通過型電力計に接続することにより、必要な電力を生体に供給することを可能とした．そこで、著者の方法による電気メスの出力電力の設定方法とその他の設定方法との比較検討を行ったところ、現在では最も正確な方法であることを確認できた．

2) 各種出力電力の設定方法について

出力ダイヤルにより表示する方法では、結果からも、明らかにそれぞれの有する出力電力が異なった．これは同一器種においても波形によって異なり、前項で述べたように、その発振器の特性によっては同一出力ダイヤルにおいても常に一定な出力電力を有するとは限らない．

一般に、出力ダイヤルによって適正な出力電力を設定する場合は肉眼的な所見で判定することになるので、出力電力の設定方法としては客観性に乏しいものと考え

る．

オシロスコープを応用する方法は、現在のところ高周波電力の測定方法としては比較的信頼のおける方法と考える．しかし、電圧プローブおよび電流プローブを検出した結果、電流プローブは測定対象のインピーダンスが 50 Ω 付近のものについては測定誤差も小さく測定値に信頼がおけるが、高抵抗 (1 k Ω 以上) の場合には測定誤差が大きく、測定値の信頼性は全くないことが判明した．また、回路が Open の状態ですでに電流が流れているように見えるのは、電流プローブが電圧を誘起し誤動作を起こすためである．特に、高抵抗の測定の場合にこの傾向は顕著になった．

歯肉のインピーダンスは約 1 k Ω といわれているが、それを確実に証明した研究は未だになく、もし 1 k Ω として、比較的測定誤差の小さい CP-502 を使用したとしても、現在の電流プローブは電圧誘起に対する対策がなされていないので得られた値は信頼性に乏しいものと考えられる．

電圧プローブについては、対象となる生体のインピーダンスの変化によって電圧値も変化することから、ある特定の dummy load を負荷した電圧値から出力電力を求め、設定することは問題がある．電圧および電流は、実際に電気メスを生体に作用している状態で測定を行うことが原則であると考えられる．

そこで、測定部位とメス先である電導子との距離を検討したところ、電気メスケープルの長さが一定であれば測定値は変化せず、実際に電気メスを操作している部位で直接測定する必要のないことが確認できた．これは、高周波測定において、使用する波長に対しスケープルの長さが 1 割以内であれば、電圧の変化は生じないことが確認されている．一般に電気メスケープルの長さは、150～250 cm であり、使用する波長に比して非常に短いので、測定部位による影響を全く受けないものと考えられる．

しかし、電気メスケープルの長さが変わると測定値は急激に変化するので、測定に際しては、電気メスケープルの長さを一定に保つ必要がある．

このように、電圧プローブによる電圧測定は現在のところ問題がないが、電流が測定できないことから、得られた値は次の式により電力を求めなければならない．

$$P = \frac{E^2}{R} \dots\dots\dots \text{式-3}$$

(E: 電圧の実効値)

しかし、生体のインピーダンスは正確に解明されておらず、このオシロスコープを応用する方法も、出力電力

の設定方法としては不十分と考える。したがって、電流プローブと同様の構造を有する Kalkwarf の装置は、測定値の信頼性に疑問が残る、また、Kline も電流プローブを利用し電流を測定していることから、その測定値は再度検討を要するものとする。

通過型電力計については、検討の結果、そのインピーダンス特性によって、50 Ω または 75 Ω 以外のインピーダンスのものを測定する場合には整合回路を必要とすることが確認できた。

以上の出力電力の設定方法の他に、上田は Calorimetric Power Meter を用いて電気メスの出力電力を測定した。この電力計の原理は、ある一定の抵抗に電気メスを作用した時に生ずる熱量を電力として表示する方法で意義があるが、生体のインピーダンスが不明な現在では、出力電力の設定方法としては問題があるものとする。

また、Sozio 等は2台の電流計を用いて、電気メス使用時の電圧、電流の測定を行った。このように、電流計または電圧計を用いる方法もある。しかし、交流電力を計算で求める場合の式は、以下に示すように電圧と電流との間の位相角が関与する。

$$P = E \times I \times \cos \theta \quad \text{式-4}$$

(θ : 電圧と電流との間の位相角)

一般に生体の位相角 θ は0ではないと考えられているが、メーターを用いた測定ではこの位相角 θ が測定できない。したがって、電力は式-5により求めるため、実際の値とは異なる値になる可能性も十分考えられる。

$$P = E \times I \quad \text{式-5}$$

インピーダンス整合法は、前述した各々の方法と比較して、生体のインピーダンスの差異によらず電力を定量的に表示することができるので、現在において非常に優れた設定方法であると考えられる。

3. 電気メスの出力特性について

現在の歯科用電気メスは、多くは真空管1本で大電力を発生する構造²⁶⁻²⁹⁾になっているが、電気回路内部の Feed Back 機構の有無により2つの型に大別される。

1型は従来市販されてきた電気メスであり、2型は生体のインピーダンスの変化によらず、一定の出力電力が供給されるように新しく考案された器種である。これは定電圧型電気メスと称され、出力インピーダンスは、200~300 Ω (理論的には0 Ω) と推定される。一方、1型は中間型電気メスと称され、出力インピーダンスは1~2 k Ω と推定される。これらの内部構造の違いか

図 15 Surgitron の平滑化全波整流波形における出力ダイヤルと出力電力の関係

ら、それぞれの型の電気メスは異なる出力特性を有し、これが電気メスにおける各種の基礎的実験および臨床に際してそれぞれ大きな影響を及ぼすものと考えられる。そのため、両型の代表的な電気メスにインピーダンス整合法を応用し、それぞれの出力特性について検討を行った。

1) 出力ダイヤルと出力特性

測定された出力電力は、各々の出力ダイヤルにおける出力インピーダンスと生体のインピーダンスとが整合した時に、生体に供給可能な電力を意味する。

Surgitron および Strobex Mark III の出力ダイヤルと出力電力の特性曲線は明らかに異なるが、最大出力電力はほぼ等しく、特に出力ダイヤル [3]~[5] にかけて急激に最大値に達する傾向にあった。図 15,16は、Surgitron および Strobex Mark III の平滑化全波整流波形における特性曲線である。

臨床では、この出力ダイヤルの範囲が主に適正出力として頻繁に用いられる。したがって、電気メスのこの出力インピーダンスに整合または整合に近い条件が生体に起こり得るとすれば、非常に高い電力が生体に加わる結果、大きな組織の損傷等予期せぬ事故につながる可能性が示唆される。しかし実際には、電気メスの出力インピ

Strobex Mark III

図 16 Strobex Mark III の平滑化全波整流波形における出力ダイヤルと出力電力の関係

Surgitron

図 17 Surgitron の平滑化全波整流波形における出力ダイヤル [9] における出力インピーダンスに整合した時の出力ダイヤルと出力電力の関係

ーダンスと生体のインピーダンスとはかなりの不整合が生じているものと考えられ、器械から発生された出力電力は生体側でほとんど反射されるため、生体に供給される電力はその数%であると推定される。たとえば図 17 は、Surgitron の平滑化全波整流波形において、出力ダイヤル [9] における出力インピーダンスを負荷抵抗として測定した出力電力の特性曲線である。図 15 に示すインピーダンス整合時の特性曲線と全く異なり、インピーダンス不整合にあっては、出力ダイヤル [3]～[5] においてそれらの有する出力電力がかなり少なくなることがわかる。

このように、現在の電気メスはインピーダンス不整合の状態では Electrosurgery に必要な電力を供給するために、反射電力による電力損失を考慮し、高い出力電力を有しているといえる。したがって、同一出力ダイヤルにおいても、生体側のインピーダンスとの比、すなわち SWR に応じて電力が供給される。上皮は一般にインピーダンスが高く、組織の内部ではインピーダンスが低くなるとされているので、組織内では上皮におけるよりも大きな電力が供給されている可能性も考えられる。

Simon⁶⁾ 等は、電気メス使用による歯周組織破壊の危

険性について実例を挙げて報告し、切開深さにより組織の熱損傷の程度が異なるのではないかと考察している。一方、Schön³⁰⁾ は、器械の選択および症例に応じた正しい技術を駆使することにより、合併症は防止できると述べている。しかし、電気メスの出力特性ならびに高周波のインピーダンスに対する特性を考えると、Simon 等が主張するように、生体に供給される電力が不明確な現在の電気メスは再検討の必要があるものと考えられる。

Surgitron は Strobex Mark III に比較し出力インピーダンスが不安定であり、これが両者の最も重要な差異である。これは、Surgitron の各々の出力ダイヤルの出力電力が、状況により変化することおよび各々の出力ダイヤルの出力インピーダンスを負荷抵抗として求めた出力電力が、インピーダンス整合時の測定値と全く異なること等から容易に推測される。Surgitron の出力インピーダンスの変化は、コンデンサーの変化と真空管の動作の状態に、直接影響を受ける構造になっているためと考える。出力インピーダンスの変化は、出力電力の変化と密接に関連するため出力電力も一定しない。この型の電気メスでは、同一出力ダイヤルにおいても、切れすぎたり、切れなかったりする現象が頻繁に起こり得るので

はないかと考える。

Strobex Mark III は、Feed Back 機構によりこのような欠点を補っているの、出力インピーダンスは一定の値であり出力電力も一定していた。しかし、出力電力の最高値と最低値に幅がないことから、出力ダイヤルにより微細な出力電力の調整を行うことは、困難であると考ええる。

ところで、整合回路によりわずかながら電力損失が生ずるため、出力電力としては、表5、6に示した値よりもわずかに高い値が真値であり、実際に生体に供給する場合にはさらに整合回路を通すので、設定した出力電力よりもわずかに少ない電力が供給されるものと考ええる。いずれにしても、整合回路内での電力損失は、ほぼ一定とみなすことができるので、出力電力の設定において大きな影響はない。

2) 波形と出力電力

平滑化全波整流波形のように、持続的に高周波が発振されている波形では、出力電力の値は他の波形の値より高くなる。Surgitron の半波整流波形は、デューティ比0.5の卵円形の波形を発振しているので、卵円形的全波整流波形の出力電力のほぼ1/2の値となった。Strobex Mark III は、方形の半波整流波形を有し、デューティ比は0.5であるので、平滑化全波整流波形の1/2の値であるものと推測されたが、実際の測定値は約1/3の値であった。この波形をオシロスコープ上で、sweep timeを速くして観察した結果を図18に示す。このように、波形は完全な方形ではなく、波形の一部は高周波が発振のない部分が0.3msecondあり、それに続く0.5msecondはその波高値が小さくなっている。したがって、全体からみるとデューティ比は0.5よりも小さく、この結果出力電力が平滑化全波整流波形の約1/3の値になったものと考ええる。

ここで、測定された各々の波形において、同一出力電力は異なる意味を有する。熱電対型電力計による出力電力の測定において、半波整流波形は波形がある時とない時の平均電力が示され、これが全波整流波形または平滑化全波整流波形の平均電力に等しくなる。このように設定されるので、デューティ比が約0.5である半波整流波形の電圧または電流の波高値は、ジュールの法則から求めると、その他の波形の波高値より $\sqrt{2}$ 倍高くなることが証明できる。したがって、波形の差異による同一出力電力の設定は、この点を考慮して行わなければならない。また切開を行う場合、出力電力の設定に際しては、常に通過電力を確認し、その値と特に熱電対型電力計の

図18 Strobex Mark III の半波整流波形
—整合回路通過後の波形—

出力ダイヤル[1], 100 V/div, 1 msec/div

値と対比して考えることが重要である。

3) 周波数と出力特性

一般に、Feed Back 機構を有さない電気メスでは、真空管の動作の状態により周波数が変動する。周波数の変動は、出力インピーダンスの変化として現われ、結果的には電気メスの出力電力が変化する。したがって、周波数の変動の大きい Surgitron は、周波数の変化が出力電力に影響を与えるが、Strobex Mark III は、周波数の変動が1 kHz 以内であるため出力電力の変化を示すまでに至らなかった。

出力ダイヤルの指示の増加により周波数が減少したのは、これらの電気メスの出力ダイヤルの調整をバリアルコンデンサーを操作して行うためであり、出力ダイヤル指示の増加による容量の増加に反比例し周波数の減少が起こる。

Surgitron のように出力インピーダンスが短時間に変化し、それに伴い出力電力も変化する器種を用いて生体に電力を供給することは非常に困難である。特に、歯科用電気メスでは、実際に必要な Electrosurgery のための電力は5~10wと推定されるので、設定した出力電力が短時間に10%も減少する場合、電力を供給する場合には一定になるように注意を要する。Surgitron のような器種は、周波数の変化を出力電力の変化の示標として用いることができる。

4) matching point と出力特性

matching point から、電気メスの出力インピーダンスの特性を知ることができる。Surgitron は、同一出力ダイヤルにおける matching point が一定せず、再現性が悪かったことから、出力インピーダンスの変動が大きな器種であると考えられる。しかし、Inductance

Selector の position は、各々の出力ダイアルにおいて特定の position があり、Transmitter Matching および Antenna Matching のダイアルの指示値にも連続性が認められることから、その変動は極端なものではなくある程度規則性があるものと考えられる。

Strobex Mark III は、出力ダイアルの指示の変化によらず一定の matching point が得られ、その発振器が非常に安定した器種であることが認められる。

VI. 結 論

歯科用電気メスは、様々な特性、すなわち出力電力、波形、周波数等を有しているが、それらの特性が組織に及ぼす影響については未だに統一した見解が得られていない。その原因として、従来の出力電力の設定方法に問題があるのではないかと考え、新たにインピーダンス整合法を出力電力の設定方法として導入した。そして、この方法と代表的な高周波電力の設定方法とを比較検討し、さらに従来の研究における出力電力の設定方法について併せて考察を行った。また、このインピーダンス整合法を応用し、市販されている電気メスの中から代表的なものを選択してそれらの出力特性を検討した。その結果、次のような結論を得た。

1. インピーダンス整合法は、生体に供給する電力を定量的に取り扱うことができ、予め設定した必要な出力電力を、一定にかつ安定して生体に供給することが可能である。

2. 従来の研究において、用られている高周波電力の設定方法は様々な問題点があり、著者が導入したインピーダンス整合法が、現在のところ最も正確な出力電力の設定方法であるといえる。

3. 2, 3 の代表的な電気メスを、整合回路 および 通過型電力計を介し、それぞれの出力電力を求めた結果、以下の出力特性のあることが明らかになった。

1) 現在の電気メスは、その最大出力電力が、40~50 W と必要以上に高い出力電力を有する。

2) 現在の電気メスは、電気回路内部に Feed Back 機構を有する型とそれを持たない型に大別される。

3) Feed Back 機構を有する型の電気メスは、同一出力ダイアルにおける出力電力が常に一定であった。しかし、この型に属する Strobex Mark III は、出力ダイアル [1] において、すでにかかなり高い出力電力を有している。

4) Feed Back 機構を持たない従来の電気メスは、

同一出力ダイアルにおける出力電力が、真空管の動作状態により変化し常に一定ではなかった。その変化の程度は器種によって異なる。

5) 異なる波形において、波形の差異により出力電力は異なる。半波整流波形の出力電力は、平滑化全波整流波形または全波整流波形の約 1/2 である。

6) 異なる波形において、同一出力電力を定める場合デューティ比および電圧または電流の波高値について考慮が必要である。

7) 電気メスの周波数は、真空管の動作と密接に関連し、Feed Back 機構を有する電気メスでは比較的一定であるが、それを持たない電気メスでは変動する。周波数の変動が、1 kHz 以内であれば、出力インピーダンスの変化は少なく、したがって出力電力もほとんど変化しない。

8) 電気メスの各々の出力ダイアルにおいて、その最大出力電力が得られる時の matching point は、Feed Back 機構を有する電気メスでは出力ダイアルの指示の変化によらず常に一定であり、この型の電気メスの出力インピーダンスが一定であることを示す。一方、Feed Back 機構を持たない電気メスでは、出力ダイアルの指示の変化により異なり、その出力インピーダンスが一定でないことを示す。

稿を終えるに臨み、終始ご懇篤なご指導とご校閲を賜った草刈 玄教授に深く感謝の意を捧げます。また懇切なるご教示とご校閲をいただいた新潟大学工学部情報工学科 斎藤義明教授に謹んで謝意を表します。さらに、多大なるご協力をいただきました歯科補綴学第2教室の教室員の皆様に感謝の意を表します。

文 献

- 1) Oringer, M. J.: *Electrosurgery in Dentistry*, 2nd Ed., 154~165, W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1975.
- 2) 上田雅俊: 歯周領域における Electrosurgery の応用に関する実験的研究—とくに Electrosurgical unit の電気的特性を考慮して—, 歯科医学, 37: 229~257, 1974.
- 3) Friedman J., Margolin J. and Piliero S.: A preliminary study of the histological effects of three different types of electrosurgical currents, N. Y. state D. J., 40: 349~353, 1974.
- 4) Sozio, R. B., Riley, E. J. and Shklar, G.: A histological and electronic evaluation of electrosurgical currents: nonfiltered full-wave modulated vs. filtered

- current, J. Prosthet. Dent., 33: 300~312, 1975.
- 5) Maness, W. L., Roeber, F. W., Clark, R. E., Cataldo, E., Riis, D. and Haddad, A. W.: Histologic evaluation of electrosurgery with varying frequency and waveform, J. Prosthet. Dent., 40: 304~308, 1978.
 - 6) Simon, B. I., Schuback, P., Deasy, M. J. and Kelner, R. M.: The destructive potential of electrosurgery on the periodontium, J. Periodontol., 47: 342~347, 1976.
 - 7) 染谷成一郎, 松江一郎: 歯科用電気メスの応用とその限界, 歯界展望, 55: 203~213, 1980.
 - 8) 山本 博: 電子通信学会編高周波測定, 1~142, コロナ社, 東京, 1977.
 - 9) 斎藤正男, 山浦逸雄: 電磁界と生体, 医用電子と生体工学, 12: 1~9, 341~349, 1974.
 - 10) 斎藤正男: 生体物性(1)-序論, 医用電子と生体工学, 13: 50~55, 232~237, 1975.
 - 11) 金井 寛: 生体物性(2)-電気特性, 医用電子と生体工学, 13: 49~57, 307~315, 1975.
 - 12) 斎藤義明, 阿部武雄: 電気メスの安全性に対する二, 三の検討, 電子通信学会: 65~73, 1977.
 - 13) 電気工学用語辞典編集委員会編: 電気工学用語辞典, 技報堂, 東京, 1952.
 - 14) Glickman, I. and Imber, L. R.: Comparision of gingival resection with electrosurgery and periodontal knives - A biometric and historogic study, J. Periodontol., 41: 142~148, 1970.
 - 15) Pope, J. W., Gargiulo, A. W., Staffileno, H. and Levy, S.: Effects of electrosurgery on wound healing in dogs, Periodontics, 6: 30~37, 1968.
 - 16) Malone, W. F., Eisenman, D. and Kusek, J.: Inter-septive periodontics with electrosurgery, J. Prosthet. Dent., 22: 555~564, 1969.
 - 17) Eisenman, D., Malone, W. F. and Kusek, J.: Electron microscope evaluation of electrosurgery, Oral Surg., 29: 660~665, 1970.
 - 18) Schneider, A. and Zaki, A.: Gingival wound healing following experimental electrosurgery: A light microscopic and macroscopic investigation, J. Periodontol., 45: 459~467, 1974.
 - 19) Schneider, A. and Zaki, A.: Gingival wound healing following experimental electrosurgery: An electron microscopic investigation, J. Periodontol., 685~694, 1974.
 - 20) Schieda, J., DeMarco, T. and Johonson, L.: Alveolar bone response to the electrosurgical scalpel, J. Periodontol., 43: 225~232, 1972.
 - 21) 草刈 玄: The color atlas of Electrosurgery, 225~229, 書林, 東京, 1975.
 - 22) 佐藤隆志, 末光哲雄, 赤川安正, 玉川 博, 高木勇蔵, 津留宏道: Electrosurgery による切創の治癒に関する実験的研究, 補綴誌, 22: 61~70, 1978.
 - 23) Kalkwarf, K. L., Krejci, R. F. and Edison, A. R.: A method to measure operating variables in electrosurgery, J. Prosthet. Dent., 42: 566~570, 1979.
 - 24) Kline, J.: The Chracterization of Electrosurgery in Dentistry, AAMI 14th Annual Meeting, 1979.
 - 25) 歌代一朗, 都築正和, 望月篤子, 福本一朗, 又吉正治, 池田研二, 斎藤正男: 電気メスの出力 Impedance の高低とその功罪, 医用電子と生体工学, 16特別号: 168, 1978.
 - 26) 大浦一行: 初等ラジオ教科書, 1~129, オーム社, 東京, 1975.
 - 27) 清水 洋, 柴田幸男: 電子, 通信, 電気工学基礎講座 7, 電子回路学, 203~220, 丸善, 東京, 1975.
 - 28) 雨宮好文: 電子回路基礎講座-1-電子回路を学ぶ人のために, 127~146, オーム社, 東京, 1975.
 - 29) 泉 弘志: エレクトロニクス術語解説, 誠文堂新光社, 東京, 1975.
 - 30) Shön, F.: エレクトロサージェリーに関する誤解と失敗, Quint. Int., 5: 13~17, 1977.