

特別依頼原稿

歯科版プロジェクト X -挑戦-

“見えないところを測る”

原理からひもとく相対値法による電気的根管長測定器の歩み

山 岡 大

日本大学歯学部基礎自然科学分野

要旨: 現在、保険適用で使用されている根管長測定器は、相対値法による電気的根管長測定器である。これまでの根管長測定器は、交流電流の流れ難さの程度を定量的に示すインピーダンスを測定することで、根管長の検出値(指示値)が得られてきた。この従来の根管長測定器は單一周波数でインピーダンスを測定していることから、絶対値法による根管長測定器に区分できる。この従来の根管長測定器には、根管内が出血や根管洗浄液等の湿潤根管内では検出値に誤差が生じたり、検出不能となる重大な問題があった。我々は、この問題となっている原因が電極として使用しているリーマーと血液や根管洗浄液等の電解液と接触して生じる界面インピーダンスであることを明らかにした。そして、この界面インピーダンスを除去することで、血液や根管洗浄液等の湿潤根管内でも精度良く根管長の検出値が得られる根管長測定器を開発した。

キーワード: 電気的根管長測定法, 界面インピーダンス, 周波数依存性, 相対値法, 根管長測定器

はじめに

歯内療法における根管治療で最も重要なことは、根管内容物の除去や殺菌をはかるとともに、緊密な根管充填が可能な根管形態を形成することとされている¹⁾。この根管治療の困難さは、治療中にリーマー等の根管拡大器具によって根尖孔を超えて根尖周囲組織を刺激したり、逆に挿入が不十分となり、根尖部根管に清掃消毒されない空隙を残すことでの予後を不良とする点にある。したがって、根管治療を正しく行うためには予め根管の正確な作業長(以下、根管長)を決定する必要がある。

この根管長の決定には、根管内に電流を流した時に生じるインピーダンスを測定して根管長を測定する電気的根管長測定法(以下、EMR)に基づく根管長測定器が利用されており、これまでさまざまな根管長測定器が臨床に普及している。しかし、従来の根管長測定器は單一周波数による絶対値法でのインピーダンス計測のため、出血を伴う根管や根管洗浄液等の湿潤根管内での測定では根管長の検出値に誤差が生じたり、あるいは測定が不能となる致命的な問題があった。この問題を解決するために、我々は根管内のインピーダンスの解析を進め、出血や根管洗浄液等の湿潤根管内で不具合を起こしているインピーダンス(界面インピーダンス)の正体を明らかにし、それを相対値法によって除去することで根尖狭窄部の位置を高精度で検出して根管長を得る根管長測定器を開発した。

本稿では従来の根管長測定器の歴史的背景や相対値法による根管長測定器であるAPITの開発過程を基に、湿潤根管内における測定の不具合の原因となっていた界面インピーダンスを相対値法でどのように除去したかと、その原理に基づいた臨床使用のポイント等を紹介する。

1. 根管長測定はX線写真からEMRの時代へ

従来、根管長の測定には術者の手指の感覚による方法や測定針を根管内に挿入してそのX線写真を利用する2つの方法が主流であった。これらの方法のうち術者の手指の感覚による方法では、上顎切歯や犬歯等のような単純で太い根管で、根尖が完成した根尖狭窄部を明らかに触知できる症例ではほぼ触知が可能であるが、根尖未完成歯や細い根管、湾曲した根管では熟練者でも根尖狭窄部の触知が難しいとともに、術者の熟練に時間を要する問題があった。また、X線写真を利用する方法では湾曲根管での測定誤差や患者のX線被曝に問題があった。とくに、測定精度を上げるために複数回の撮影によるX線被曝に対しては医師の慎重な対応が望まれていた。これらの問題点を克服するために、1985年に砂田は、直流電源を用いて根管内に挿入したリーマーの先端が歯根膜に到達したとき、リーマーと歯根膜との間の電気抵抗が患者の年齢、歯種、根管の太さにかかわらずほぼ一定の値を示すことを原理とした電気抵抗値測定によるEMRを考案した²⁾。しかし、直流電源による測定では、電極としたリーマーと根管内の出血や根管洗浄液等と接触することで、直流電流が経時的に流れなくなる分極という現

(受付: 令和2年4月8日)

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台1-8-13

象が生じ、これによって検出値が変動して正確な検出値が示されないことが判明した。この分極は、リーマー電極の表面に電気二重層容量と電気抵抗値とで構成されるインピーダンスに起因していることが電気化学的に知られており、直流電流で起こることが明らかとなっている。このため砂田らは、50 Hz の交流電源を利用することでその問題の軽減を図り、これ以降に発表された根管長測定器では交流電流を利用しての根管長測定器が臨床で使用されるようになった³⁾。このように、測定電流が直流電流から交流電流に遷移したこと、根管長測定器がインピーダンス法を応用した装置で、单一周波数によるインピーダンス計測であることから絶対値法での根管長測定器と言われるようになった。

その後、根管長測定器は検出精度を向上するために様々な検討が加えられ、健康保険にも採用されて普及が加速した。そして、測定時の電流疼痛、リーマー電極の径の影響および個体差や疾患が検出値におよぼす影響などが検討されたが、根管内が出血や根管洗浄液等の湿潤根管内で検出が不能となる問題があり、それを解決することが臨床使用上の重大な課題とされていた。

この問題を解決するため、2種類以上の周波数に対応するインピーダンスの相対的变化量から根管長の検出を高精度で測定できる根管長測定器が開発された。現在、臨床で使用される根管長測定器のほとんどはこの相対値法によるものである。

2. EMR の歴史的背景

EMR の歴史的背景を図1に示す。絶対値法での根管長測定器では、1958年に本邦で初めての直流電流による

根管長測定器を考案した東京医科歯科大学の砂田以降、1965年に駒村が分極現象の不具合を解決した交流電流による根管長測定器を考案している³⁾。この後、臨床現場で根管長測定器の普及が加速し、井上(商品名: SONO)、砂田(商品名: Endodontic Meter)、新井(商品名: Pio)、長谷川(商品名: Endocater)など様々な機種が登場することになった⁴⁾(図2)。これら機種では、検出値を指針で表示させる以外に SONO のようにリーマーを歯肉に 0.5 mm 接触させたときのインピーダンスを記憶させ、根管内に挿入したリーマーのインピーダンスと一致した状態を根管長とし、それを音で知らせる機種や、400 kHz の高周波電流を使用することで浮遊容量との回路構成を確立させて口腔内に對電極を置かなくても測定可能な Endocater が特徴的な機種として知られている。

EMR の発表としては、本邦では砂田が著名であるが、世界的には砂田の発表よりも 40 年も前の 1918 年に Custer がイオン導入法の発展として、被覆プローチと口腔内の對極間に接続したミリアンメーターを用いた EMR を発表している⁴⁾。また、1956 年には Kjaer が交流電流の一種である高周波電流治療器の Joulemeter を用いて根管長測定が可能であるとの発表がある⁴⁾。したがって、EMR に関しては、これまでの調査から Custer が「創始者」で、砂田は「発展の礎を築いた」とした野元らの考え⁴⁾を覆す発表は現在のところ見当たらない。

相対値法による根管長測定器は、本邦において 1984 年に山岡が発表した「相対値法を用いた根管長測定器の試作」から始まった⁸⁾。Custer の EMR の発表から実に 66 年後の発表で、測定方法が絶対値法から相対値法へと

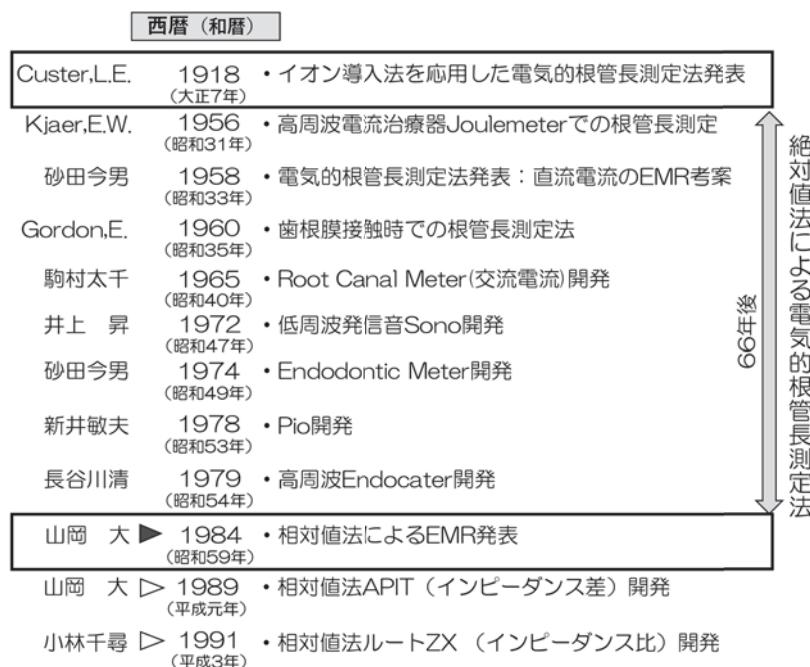


図1 EMR の歴史的背景

変革した年でもある。相対値法の開発は、齋藤、田中の根管長測定器開発の共同研究に端を発しており⁹⁾、その後、山岡が現在の2種類の周波数による相対値法の測定原理とそれに基づく根管長測定器を考案した¹⁰⁻¹⁶⁾。相対値法による根管長測定器の臨床使用は1989年に導入されたAPITからである¹⁰⁾。その後、1991年に小林らによって比を用いたRootZX(モリタ)やJUSTY(ヨシダ)が発表され、現在では様々な相対値法を利用した根管長測定器が登場しており(図3)、この相対値法は教科書でも周知されている¹⁾。

3. 相対値法の発想に至るまで

絶対値法での根管長測定器は、ファイル先端と口腔粘膜との間のインピーダンスがほぼ一定の値を示す事を利用している¹⁾。ここでインピーダンスとは、直流電流の流れ難さを表す電気抵抗に対して交流電流の流れ難さを表す物理量であり、生体では主にコンデンサーと電気抵抗とで構成される。我々は、この根管長測定器に利用されているインピーダンス計測法以外でも根尖狭窄部の検出が可能であると考えた。そこで、物理学計測の基本である光、超音波、そして温度を利用して根尖狭窄部の検出について検討を行った。

光計測では、象牙質が紫外線域で極めて微弱な蛍光を発することを実験的に確認できたため、これを根尖狭窄部の検出に応用することを検討した。しかし、紫外線の軟組織への為害性や狭小な根管内に挿入する光ファイバーによるプローブ開発に莫大な時間と費用がかかるため、当時の技術レベルでの開発は困難であることが明らかとなった。

また、超音波計測ではリーマーを超音波で振動させ、根尖狭窄部を通過した後のリーマー先端が根管壁と接触しない状態、すなわちリーマー先端が開放端となった時の反射波の違いから根尖狭窄部を検出する実験を行っ

た。この超音波計測ではリーマーの振動に縦波を利用したため、真っ直ぐな根管ではリーマーと根管壁との接触がさほど強固ではない場合では反射波の計測が可能であった。しかし、湾曲した根管ではリーマーと根管壁との接触が強固になりすぎるため、反射波の減衰が大きすぎて根尖狭窄部の検出精度が5mm程度でしか計測できないことが判明した。したがって、検出精度の点から臨床使用に不向きであるとの結論に達した。

さらに、温度計測法では根管内外の硬組織と軟組織との温度差から根尖狭窄部を検出できないかを検討したが、温度変化の激しい口腔内環境では0.1°C以内の高精度な温度検出法が必要で、根管内に挿入できる温度センサーが限られ、その温度計測法自体の開発研究が必要であるなどの問題が生じた。

このように、光計測、超音波計測、温度計測では、「根管長測定の測定装置が複雑となる」、「高度な測定技術が必要となる」、または「測定精度が悪い」、「開発に時間がかかりすぎる」そして「開発コストがかかる」と言った問題点から、インピーダンス計測法を再検討することになった。

このインピーダンス計測法の再検討では、絶対値法での根管長測定器が根管内に血液や根管洗浄液等が存在していないときには根管長が測れて、根管内に血液や根管洗浄液等が存在するときには根管長が測れないのは何故かという問題点やそれに対する分析¹⁷⁻²⁰⁾に着眼し、リーマーと対極(排唾管等)間のインピーダンス(以下、根管内インピーダンス)がどのような要素で構成されているかを解明することとした。

この根管内インピーダンスの構成要素の解明では、はじめに根管内に血液や根管洗浄液等が存在することで起る根管長の検出誤差等は電解液と金属との接触で生じる界面インピーダンスに起因することが明らかになつ



図2 絶対値法による根管長測定器

参考文献11)より引用改変



図3 相対値法による根管長測定器

た。そして、根管内インピーダンスは界面インピーダンスと根管の形状に由来するインピーダンスから構成されており、これらは交流電流の流れ方から直列接続で表され、界面インピーダンスに大きく依存していることが解明された(図4)。したがって、この界面インピーダンスを除去すれば検出精度の高い根管長測定器が実現可能であるという結論に達した。

また、根管内インピーダンスの解明において、界面イ

ンピーダンスと根管の形状に由来するインピーダンスで構成される根管内インピーダンスは、交流電流の周波数によって変化する周波数依存性を示すことが実験から分かってきた²¹⁾。図5に点電極化した電極を用いて、界面インピーダンスの影響を僅少とした根尖狭窄部でのインピーダンスのみの周波数変化に対応した測定結果を示す。低い周波数では減少の変化が激しく、高い周波数ではその変

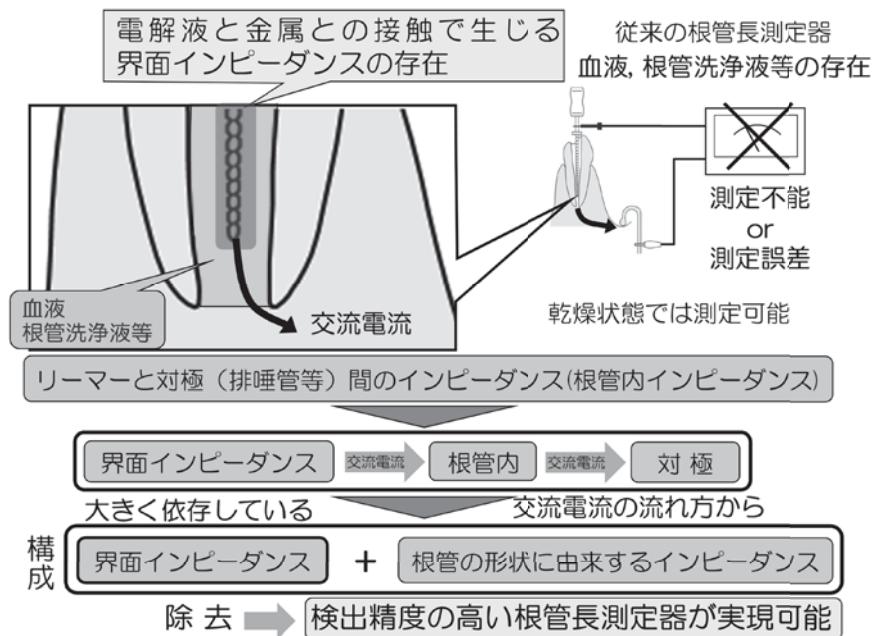


図4 界面インピーダンスで構成される根管内インピーダンス

根管内インピーダンスは交流電流の周波数によって変化する

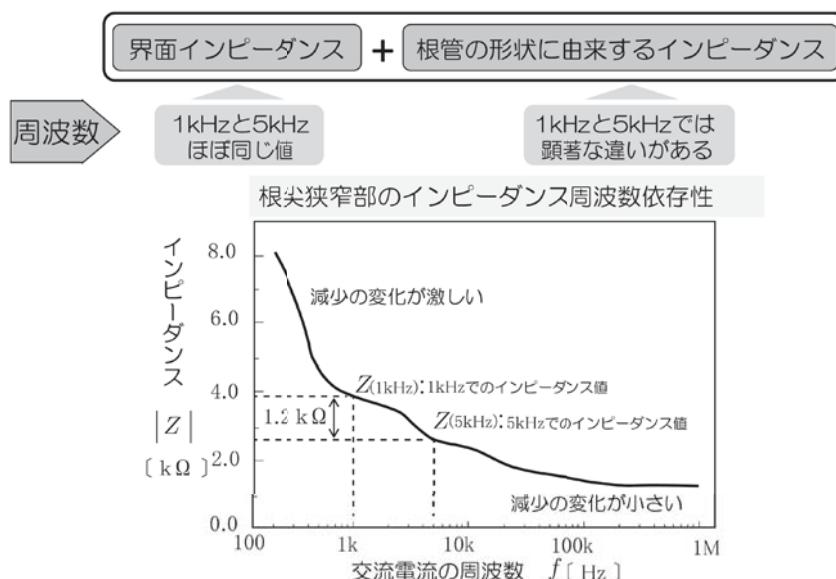


図5 根管内インピーダンスの周波数依存性

参考文献14)より引用改変

化は小さくなつており、1kHzと5kHzでは約1.2kΩの違いがあることが分かる。さらに、実験から界面インピーダンスは1kHzと5kHzの周波数ではほぼ同じ値を示すことも明らかとなった。この1kHzと5kHzの根管の形状に由来するインピーダンスの顕著な違いと界面インピーダンスがほぼ同じ値であるという結果は、界面インピーダンスを除去するために非常に重要な結果であった。

我々は、この実験結果を基にして界面インピーダンスをどのように除去すべきかを他の物理量計測の測定原理から解決できないかを調査していたところ、温度によって変化する蛍光体の3本の発光スペクトル(蛍光)の相対的な変化量から温度計測をする蛍光温度計の測定原理とめぐり会った。そして、我々はこの相対的な変化量に着目し、これを界面インピーダンスの除去に応用できるという考えに至つた。すなわち、界面インピーダンスが1kHzと5kHzの周波数ではほぼ同じ値を示すのであれば、2つの異なる周波数の根管内インピーダンスの差である相対的な変化量を求めれば界面インピーダンスを除去できる発想に至つた。これが相対値法の発想の原点である。

4. 相対値法による根管長測定器 APIT の測定原理

1kHzと5kHzの界面インピーダンス値はほぼ同じであるため、それぞれのインピーダンス値の差は、界面インピーダンスが除去され、根管の形状に由来するインピーダンスの周波数に依存した相対的変化量として得られることは前述より理解される。また、相対的変化量として比を用いた場合、構成される根管内インピーダンスが界面インピーダンスと根管の形状に由来するインピーダンスとの直列接続であるため、1kHzと5kHzのイン

ピーダンス値の比を得ても界面インピーダンスが除去できることは明らかである。したがつて、我々は界面インピーダンスの除去のために、1kHzと5kHzのインピーダンス値の差を得て、根管の形状に由来するインピーダンスの周波数に依存した相対的変化量を根管長測定器 APIT(以下、APIT)の指示値とした。

APIT の指示値の導出を図6に示す。図6はリーマー電極変位に対する1kHzと5kHzの根管内インピーダンスの変化を示したものである。図中、縦軸が電流表示であるが、オームの法則を適用すれば根管内インピーダンスの変化と等価である。

図中のリーマー電極が歯頸部 $x_{(1)}$ 付近に位置している場合、1kHzと5kHzの根管内インピーダンスの変化はほぼ一定値を示している。ここで差を求めるとき、界面インピーダンスが除去された根管の形状に由来するインピーダンスが得られ、電流換算値では図中の $(i_{(5k)} - i_{(1k)})$ となる。ここで、根尖狭窄部での差を歯頸部での相対量を用いて書き表すと $(i_{(5k)} + \Delta i_{(5k)}) - (i_{(1k)} + \Delta i_{(1k)})$ となり、インピーダンス変化がほぼ一定値を示す歯頸部で1kHzを5kHzと同じ値、すなわち基準値とすれば、結果として $(\Delta i_{(5k)} - \Delta i_{(1k)})$ が根尖狭窄部での相対変化量となる。この $(\Delta i_{(5k)} - \Delta i_{(1k)})$ の相対変化量は、前述の界面インピーダンスが1kHzと5kHzの周波数ではほぼ同じ値を示すことを考慮すると、歯頸部から根尖狭窄部までの変位で増加する界面インピーダンスが除去された値で、歯頸部から根尖狭窄部までの変位に対する1kHzと5kHzの根管の形状に由来するインピーダンスの変化量に相当することになる。

これを電気回路として設計するには、歯頸部 $x_{(1)}$ 付近

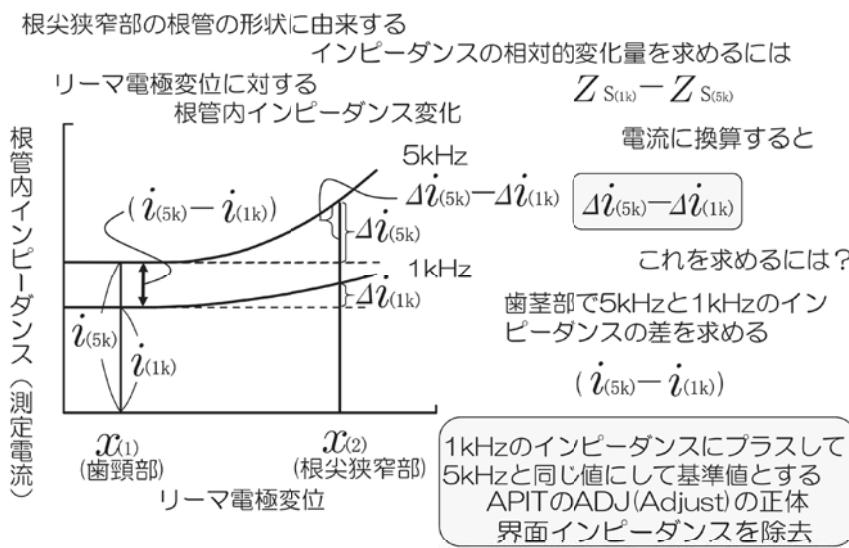


図6 界面インピーダンスを除去する相対的変化量の導出

で5kHzと1kHzのインピーダンスの差を求めた値を1kHzのインピーダンスにプラスして5kHzと同じ値にして基準値とした後、それ以降のリーマー変位に対する差を求ることで歯頸部から根尖狭窄部までの変位に対する1kHzと5kHzの根管の形状に由来するインピーダンスの変化量が得られるようすればよいことになる。この基準値の設定がAPITで行われているアジャスト調整である。

さて、APITの開発の仕様条件では、血液や根管洗浄液等の根管内の環境に左右されない、すなわち界面インピーダンスを除去するだけではなく、①測定電流が非常に小さく、それによる疼痛がほとんど無い。②メーターの指針がリーマー(ファイル)の動きに対して追従性がよく、視認性に優れている。③チエアーサイドでの使用が可能である。④電撃事故を回避する回路構成である。そして⑤バッテリーによる低消費電流での長時間使用が可能であることが開発の仕様条件として課せられていた。このため、図7に示すブロックダイアグラムの回路をCMOS ICを用いて構成し、生体に印加する交流電流を図中の1kHzと5kHzの交流電流を合成した合成波形とした。また、アジャスト調整は術者の利便性を考慮して、AUTO ZERO回路によってワンプッシュで行えるようにした。

5. APITはどこまで高性能か

この開発したAPITの性能評価は、絶対値法での根管長測定器と比較するため、これまでの根管長測定器で問題とされていた①根尖孔の大きさの影響。②リーマー

(ファイル)径の影響。③根管内溶液の濃度による影響。そして④測定電流による影響について抜去歯モデルとAPITⅢ型を用いて検証した(図8)。

(1) 根尖孔の大きさの影響

図9は根尖孔の径をリーマー・ファイルのバンテージに併せて形成した抜去歯において、根管内を進むファイルの距離に対する指示値(メーター値)の変化である。根尖孔の径が0.4mm以下では指示値の曲線が一致しており、根尖孔の径によって変動がない結果であった。この結果から、根尖孔未完成歯などの根管長測定では若干の注意は必要となるが、根管治療が必要となる多くが根尖

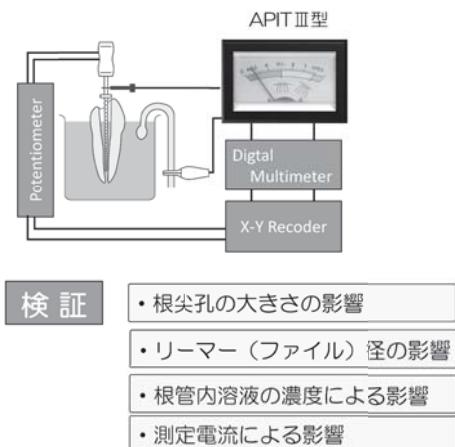


図8 APITの性能評価
参考文献14)より引用改変

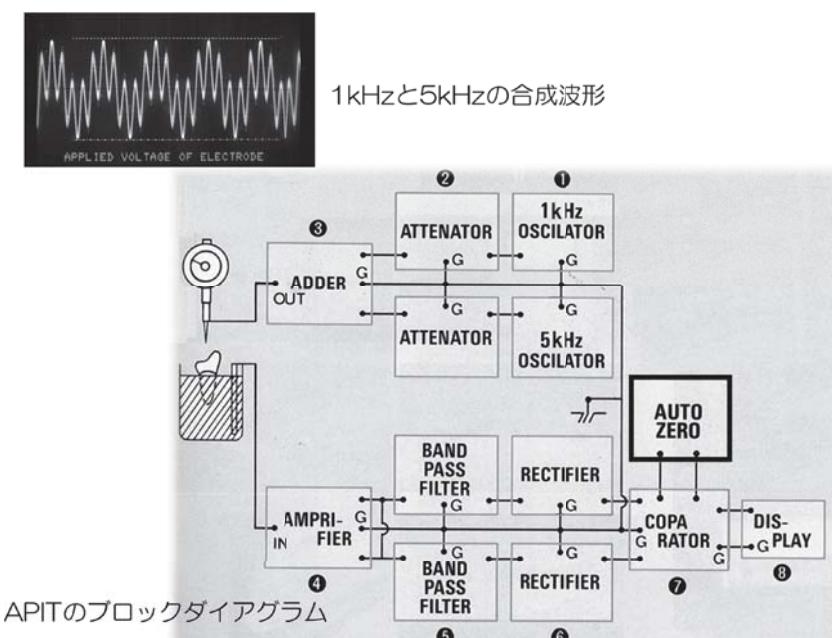


図7 APITの合成波形とブロックダイアグラム
参考文献10)より引用改変

完成歯で根尖狭窄部の径が 0.3 mm 程度¹⁾であるといわれているため、実用上は全く支障なく測定できると考える。

(2) リーマー・ファイルの径の影響

リーマー・ファイルの径(以下、バンテージ)の影響では、図 10 の結果から K-file のバンテージによらず、全てのバンテージで指示値の曲線がほぼ一致しており、根尖狭窄部での各 K-file の指示値が約 ±0.2 mm の範囲内に収束してバラツキが極めて小さい結果であった。したがって、通常の臨床使用では 0.5 mm 単位でのスケールで根管治療を行っていることを考慮すれば K-file のバンテージの影響はほとんど無いと考えられた。

(3) 根管内溶液の濃度による影響

根管内溶液の濃度による影響を図 11 に示す。根管内に生理食塩水よりも導電性が高い次亜塩素酸溶液(ヒポクロリット)を注入しても、100 倍希釈以外ほとんど指示値にバラツキがない。しかし、100 倍希釈と同じ導電性が低い 3% H₂O₂ や蒸留水を使用した場合では、根尖狭窄部を示す指示値でファイル先端が歯根表面に到達している。

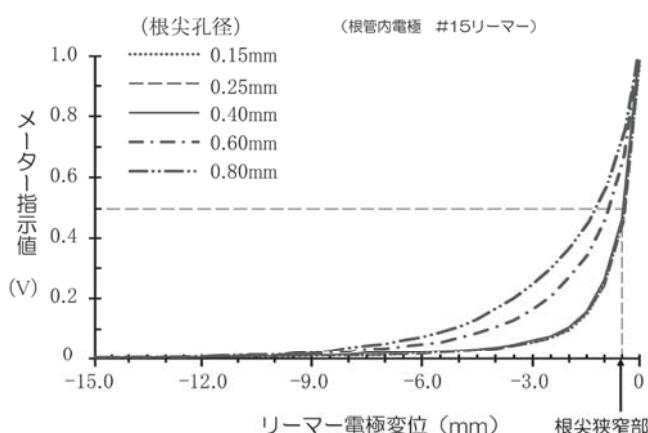


図 9 【性能評価 1】根尖孔の大きさの影響

参考文献 14) より引用改変

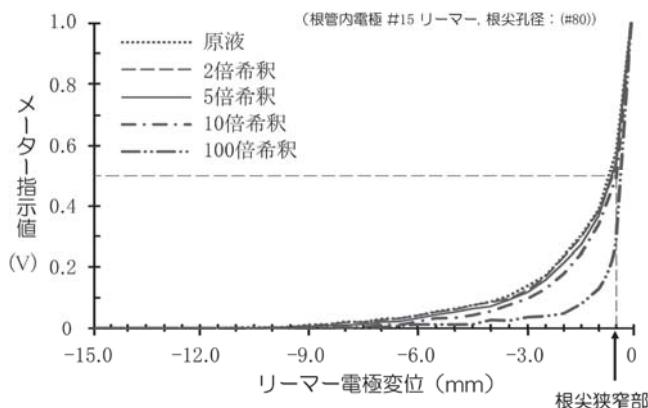


図 11 【性能評価 3】根管内溶液の濃度による影響

参考文献 14) より引用改変

るか、あるいは若干 OVER となる傾向が認められた²²⁾。

(4) 測定電流による影響

測定電流による影響では、図 12 に示すように絶対値法での根管長測定器と比較して APIT は 2 μA と極めて小さい電流となっている。一般に測定電流による疼痛は、150 Hz の周波数では 40 μA で起これ、400 Hz の周波数では 2 μA でも起らぬことが報告されている^{3, 23)}。また、電流疼痛と密接に関連する最小感知電流の大きさ(生体が電流を感じる閾値)が 1 kHz から大きくなる²⁴⁾ことを考慮すると、APIT の測定電流の疼痛による影響は僅少であると考える。そして、これまで測定電流による疼痛の報告がなされておらず、臨床現場でも高い評価を得ている。

6. APIT の臨床使用

(1) APIT の臨床使用のポイント

APIT は界面インピーダンスを除去して高精度で検出できる根管長測定器である。絶対値法での根管長測定器と大きく異なる点は、これまで根管内の湿潤状態をでき

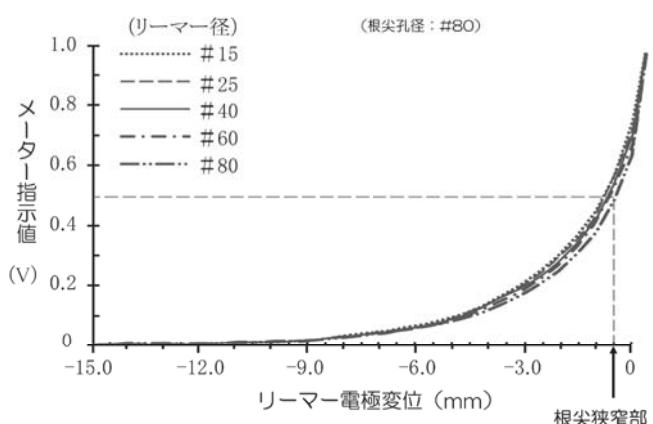


図 10 【性能評価 2】リーマー(ファイル)径の影響

参考文献 14) より引用改変

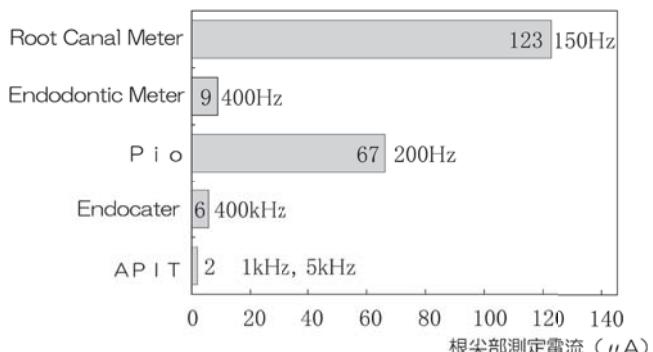


図 12 【性能評価 4】測定電流による影響

参考文献 14) より引用改変

APITは界面インピーダンスを除去して高精度測定



図 13 原理に基づく APIT 臨床使用のポイント
参考文献 14) より引用改変

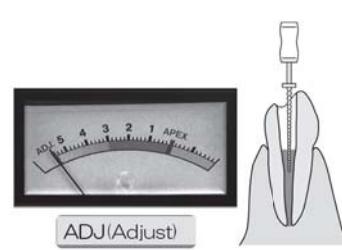
るだけ回避しなければ根管長の検出精度が得られなかつたのに対して、APIT は界面インピーダンスを存在させて使用することが高精度の検出につながるというこれまでとは逆の発想に基づいている。したがって、臨床で使用する場合、根管内に必ず根管洗浄液等を注入して使用する方が精度良く検出できるということになる。このため、測定時にはシリングで生食液および次亜塩素酸溶液等を歯頸部までしっかりと注入することが望ましい。しかし、根管から根管洗浄液が溢れた場合、電流リークによって検出不能が起こるため、これを防止するためにもラバーダムの装着を怠ってはならない。また、溶液を注入後、必ずリーマー・ファイルの先端を根管洗浄液等としっかりと接触させることで、界面インピーダンスを生じさせ、アジャスト調整(ADJ ボタン)によって指針がアジャスト目盛の位置であることを確認してから測定を開始することが臨床使用上の重要なポイントである(図 13)。

(2) 臨床使用例

APIT の使用法を遵守して根管長測定を行った主な臨床使用例では、①根尖に小豆大の膿瘍が認められ、根管内から排膿している状態でも測定可能であった。②直接抜髓で根管内から出血している状態でも測定可能であった。③根管処置歯で根管充填材のガッタパーチャーを GP ソルベントで軟化させて除去し、その後の 5% 次亜塩素酸溶液中での除去をしながらの状態でも測定可能であった。④根尖未完成歯で歯冠破折により露髓している状態でも測定可能であった等の報告がなされている¹⁴⁾。

また、APIT の測定では根管に穿孔または根管側枝が存在している場合、正常な指針の振れから一度戻ってから再度振れる特有な指針の振れが認められており、この現象を応用すると穿孔または根管側枝を疑うことができる。また、指針の振れが少し振れた後、根尖狭窄部に向けて進めて全くあるいは少しか振れない場合がある。

特有なメータの振れからの判別



術者の経験と併せて判断すれば
診断の応用が広がる

振れてから戻ってまた振れる

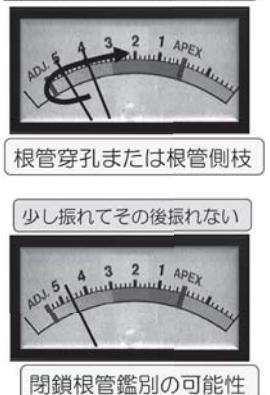


図 14 APIT を用いた診断の応用例

この場合は閉鎖根管の可能性が疑われる(図 14)。しかし、これら症例に対してはさらなる検証が必要なため、術者の経験と併せた診断が必要である。

最後に相対値法による根管長測定器 APIT は、界面インピーダンスを除去することでこれまでの根管長測定器の問題点を解決して精度の向上を測ったが、診断支援としては優れても、最後は歯科医師の判断によることが重要であると考える。

本論文は、令和元年度日本大学歯学部生涯学習講演会における発表をまとめたものであり、日本大学歯学部生涯学習講演会という栄誉ある機会を頂きましたこと、関係各位に謹んで感謝申し上げます。

なお、本論文に関して開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) 中村 洋, 須田英明, 勝海一郎, 興地隆史編(2015)歯内治療学 . 第 4 版, 医歯薬出版, 東京, 127-156.
- 2) 砂田今男(1958)根管長の新しい測定法について . 口病誌 25, 161-171.
- 3) 砂田今男(1990)歯内療法における ME 機器開発の歴史 . 口病誌 57, 273-280.
- 4) 野元成晃, 柴 忠一, 宮木 了, 横瀬勝美, 田中昌一(1984)歯科用金属の電気化学的側面に関する文献ノート(V) - 電気的根管長測定法 - . 日大歯紀要 27, 27-39.
- 5) Custer LE (1918) Exact methods of locating the apical foramen. J Natl Dent Assoc 5, 815-819.
- 6) Gutmann JL (2017) Origins of the electronic apex locator - achieving success with strict adherence to business. J Hist Dent 65, 2-6.
- 7) Kjaer EW (1956) The use of high-frequency current in root canal treatment by the "jouling" method. Dent Pract Dent Rec 6, 274-278.
- 8) 山岡 大, 山本 寛, 田中正一, 鈴木 薫, 永井 敏, 斎藤毅(1984)根管長電子計測法の基礎的研究 - (3) 相対値法を用いた根管長測定器の試作 - . 日本歯科保存学会 1984 年度春

- 期学会 19, [抄録].
- 9) 山岡 大(2002)EMR 開発のプロジェクト X – APIT 開発のエピソード – . 日大同窓会誌 46, 16-17.
 - 10) 山岡 大, 山下 豊, 斎藤 純(1989)新しい原理による電気的根管長測定器 – 濡潤根管で測定できる EMR – . ZOOM-UP 66, 4-9.
 - 11) 斎藤 純, 山下 豊, 山岡 大(1989)濡潤状態で測定できる電気的根管長測定器 APIT の臨床 . DENTIST 164, 10-17.
 - 12) Saito T, Yamaoka M, Tanaka M (1990) Dental system for treating a root canal. EP Patent 392518 A1 Oct 17.
 - 13) Saito T, Yamaoka M (1991) Dental system for treating a root canal. US Patent 5017134 May 21.
 - 14) 斎藤 純, 山下 豊, 山岡 大(1991)濡潤下電気的根管長測定器 オサダアピットの改良とその臨床応用 . ZOOM-UP 74, 6-11.
 - 15) 斎藤 純, 山岡 大(1995)歯科用根管処置装置 . 特開平 7-275263 10月 24 日 .
 - 16) 斎藤 純, 山岡 大(1997)歯科用根管処置装置 . JP Patent 2130980 7月 18 日 .
 - 17) 矢崎国博(1974)歯およびその周囲組織の電気的特性に関する一般的な考察 . 日歯保存誌 17, 77-87.
 - 18) 玉澤かほる, 山下恵子, 川口叔宏, (1979) Endodontic Meter の指示値とリーマー先端の位置 . 日歯保存誌 22, 123-129.
 - 19) 脇 秀典(1981)電気的根管長測定法に関する基礎的研究 – リーマー先端と電解質との接触により生ずるインピーダンスについて – . 日歯保存誌 24, 115-131.
 - 20) 山下恵子(1981)インピーダンス法による根管長測定時の変動要因について . 日歯保存誌 24, 856-880.
 - 21) 山岡 大(1985)歯内療法における根尖狭窄部電子計測に関する研究 . 日大理大学院 59 年度修士論文 335-336.
 - 22) 阿部清一郎, 福田裕文, 山岡 大, 小島弘光, 山口和男, 藤井孝文, 大内章嗣, 斎藤 純(1994)濡潤状態で測定する市販の電気的根管長測定器 . 2 機種の評価(第 1 報)とくに根管内環境変化に対する基礎的検討 . 日歯保存誌 37, 1017-1022.
 - 23) 首藤 実, 打越久敏, 松本光吉, 永澤 恒(1978)亜砒酸貼付歯髄の病理組織学的变化と電気的誘発痛との関係についての研究 . 日歯保存誌 21, 186-191
 - 24) 坂本捷房, 斎藤正男 編.(1980)生体と ME. 第 1 版, 東京電機大学出版, 東京, 287-289.