

第 75 回日本大学歯学会特別講演寄稿

物理学の歯科医学への応用
“歯科用医療機器開発への挑戦”

山 岡 大

日本大学歯学部基礎自然科学分野

要旨：現代の物理学は、歯科医学と密接に関連し、その基礎知識が歯科用医療機器に応用されている。著者はこれまで現代物理学の力学、電磁気学、量子力学分野の基礎知識に基づいて、歯科用医療機器の開発や診断法の開発に関する基礎研究を行ってきた。

この基礎研究では、1984年には電氣的根管長測定法に相対値法を提唱し、この原理に基づく根管長測定器を開発して臨床に導入した。その後、電気化学的知見を根管長測定器に使用されるリーマー電極の分析に応用することで、口腔内のインプラント材や上部構造である異なる金属が接触することで生じるガルバニー疼痛の原因となるガルバニー電流値の測定法を確立した。また、力学分野では、歯の動揺度を客観的に判断するための非接触型電磁式動揺度診断装置を開発した。さらに、量子力学分野では、歯科用 CT から得られる DICOM データを用いた 3D プリンターによる下顎骨モデルの成形や、本分野で発展した有限要素法を用いた下顎骨の応力解析など、口腔外科手術における術前計画の支援システムの開発を進めている。

キーワード：歯科用医療機器, 異種金属, 歯の動揺度, 口腔外科手術支援システム, 3D プリンター

Application of Physics to Dentistry
“Challenge to Development of Dental Devices”

Masaru Yamaoka

Department of Physics, Nihon University School of Dentistry

Abstract: The present-day physics mainly comprises the following five fields: mechanics, thermodynamics, wave mechanics, electromagnetism and quantum mechanics. Each of these fields is closely related to dentistry and the basic knowledge in all these fields have been applied to dental devices. In our research, we have especially applied the knowledge of mechanics, electromagnetics and quantum mechanics to the development of dental devices and diagnostic methods.

In the field of electromagnetism, we proposed the relative value method as a method to electrically measure the root canal length in 1984, and then the device based on the principle of our method was put into practical use. Subsequently, extending the electrochemical findings of the reamer electrodes studied during the development of our device, we invented the method to quantitatively analyze elicitation of galvanic pain caused by contact between different metals, i.e. implant materials and superstructures in the oral cavity. In the field of mechanics, we developed the method to objectively measure tooth mobility. Finally, in the field of quantum mechanics, we are developing a preoperative planning support system in oral surgery, for example, a system to make mandibular models using a three-dimensional printer on the bases of digital imaging and communications in medicine (DICOM) data from dental computed tomography (CT) imaging, a stress analysis system of the mandible using the finite element method, etc.

In this paper, our work on the development of dental devices and our basic research on diagnostic methods are introduced.

Keywords: dental devices, dissimilar metal, tooth mobility, preoperative planning support system, three-dimensional printer

(受付：令和 6 年 3 月 4 日)

責任著者連絡先：山岡 大

日本大学歯学部基礎自然科学分野

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台 1-8-13

TEL : 03-3219-8153

FAX : 03-3219-8330

E-mail : yamaoka.masaru@nihon-u.ac.jp

はじめに

現代の物理学は、主に力学、熱学、波動、電磁気学、そして量子力学の5本柱の学問分野で成り立っている。これら分野は歯科医学と深い関わりを持ち、その基礎知識は歯科医療の現場で導入されている歯科用医療機器に広く応用されていることは周知のとおりである。著者は、この物理学の5本柱の中で力学、電磁気学、量子力学の3つの分野の基礎知識に基づいて、歯科用医療機器の開発および診断法の基礎研究を行ってきた。1984年には電磁気学分野において、電氣的根管長測定法に相対値法を提唱し、その原理による根管長測定器を開発して歯科医療に導入した。その後、根管長測定器の開発時に研究対象となったリーマーの電気化学的な知見を発展させて、口腔内のインプラント材と上部構造物との異種金属が接触することで生じるガルバニー疼痛の惹起および腐食・変色の加速などを定電位法による分極曲線を測定することで定量的に分析できることを明らかにした。また、力学分野においては、これまでの術者の視覚による主観的で個人差が生じやすい歯の動揺度の評価を客観的に判定する歯の動揺度測定法の開発を行った。この開発では、対象歯に強磁場の磁石を固着し、その磁石に交番磁界を印加して強制的に振動させ、その振動の状態をレーザー変位計によって非接触で測定する方法を考案した。そして、強制振動させる振動数を変化させた周波数応答特性から共振周波数、弾性定数および粘性抵抗を導出し、その値から対象歯を支える周囲の性状を判別できることを明らかにした。そして、量子力学分野では、当該分野で発展を成し遂げた歯科用CTを利用し、下顎骨等のDICOMデータからの3Dプリンターによる実体模型の成形や、その下顎骨に対する有限要素法での応力解析など、口腔外科学の術前計画をサポートする支援システムの開発を行っている。

本稿では、現在まで挑戦してきた歯科用医療機器の開発および診断法の基礎研究について紹介する。

1. 電氣的根管長測定器 (EMR) APIT の開発

根管治療での根管長を測定する方法は、術者の手指の感覚による方法、X線写真を利用する方法が主であった。このうち「術者の手指の感覚による方法」は、手指の感覚で根尖狭窄部を触知することで根尖狭窄部を検知した後にリーマーあるいはファイル長を計測する方法である。また、「X線写真を利用する方法」は、既知の長さの測定針を根管内に挿入した状態でX線写真を撮影し、画像の伸縮を比例計算で補正して歯の長さを求める方法である。これらの方法には、手指の感覚においては熟練を要し、客観的な診断ではないことや、X線においては対象歯によっては複数回の撮影が必要となり、その結果、X線の被曝する線量が多くなるという問題があった。この問題を解決するために考案されたのが電氣的根管長測定法である。この方法

の考案者は、世界的には1918年にイオン導入を応用した電氣的根管長測定法を報告したCuster¹⁾であるが、本邦では「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は、患者の年齢、歯種、根管の太さにかかわらず、ほぼ一定の値をとる」という論文²⁾で紹介された東京医科歯科大学の砂田が著明である。現在ではこの電気抵抗は交流電流の流れ難さの程度を表すインピーダンスとして表現されている³⁾。この理由としては、砂田が最初に発表した根管長測定器は直流電流を用いていたため、その直流電流によってリーマー電極の界面に電気化学的分極が生じ、それが大きな誤差要因であることが判明したため、これを回避するために直流電流から交流電流による測定としたことによる。したがって、これ以降の根管長測定器はリーマーが進んだ時のその位置でのインピーダンスの変化に対応した交流電流によって歯根膜に到達した位置を知るもので、この交流電流が単一周波数を利用していることから絶対値法による根管長測定器といえる。この絶対値法による根管長測定器では、電気化学的分極による測定誤差は解消されたが、依然として根管内に血液や薬剤が存在することで著しい測定誤差が生じることが問題となっていた。その問題を回避するために、リーマーにエンドテープを巻いて薬剤等と接触しないようにするなどの工夫⁴⁾がされたが根本的な解決には至らなかった。その後、山岡はこの根管内に血液や薬剤が存在することで生じる測定誤差が電解液とリーマーとの界面の接触で生じる界面インピーダンスの存在に起因すると考えた。このリーマー電極の界面インピーダンスの存在を確かめるため、電気化学的手法のコールコールプロット⁵⁾によってリーマー電極の界面に電気二重層容量が存在することを突き止めた。この存在がまさしく界面インピーダンスの正体であり、この界面インピーダンスが絶対値法の根管長測定器の誤差の原因であることを明らかにした。そして、リーマー電極と対極(排唾管等)間のインピーダンス(以下、根管インピーダンス)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」から構成されていることも実験から確認し、それら2つのインピーダンスは電流の流れ方から和で構成される直列接続の合成インピーダンスで、根管インピーダンスは界面インピーダンスに大きく依存していることを実験的に立証した。そこで、この界面インピーダンスを除去することで検出精度の高いEMRが実現可能であると考え、1984年に相対値法による電氣的根管長測定法を提唱した⁶⁾。その後、この根管インピーダンスの分析では、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で構成される根管インピーダンスが交流電流の周波数によって変化する周波数依存性を示し、界面インピーダンスが1 kHzと5 kHzの周波数ではほぼ同じ値で、根管の形状に由来するインピーダンスでは1 kHzと5 kHzで顕著な違いがあることを実験

$$Z_R = Z_I + Z_S$$

根管内インピーダンスは界面インピーダンスに大きく依存

Z_R : 根管内インピーダンス

Z_I : 界面インピーダンス

Z_S : 根管の形状に由来するインピーダンス

周波数(1 kHz, 5 kHz)に依存する根管内インピーダンス

$$Z_{R(1k)} = Z_{I(1k)} + Z_{S(1k)} \quad Z_{R(5k)} = Z_{I(5k)} + Z_{S(5k)}$$

$$\frac{Z_{I(1k)}}{Z_{I(5k)}} > \frac{Z_{S(1k)}}{Z_{S(5k)}} \quad \text{実験で確認された条件}$$

相対的变化量(差分)

$$Z_{R(1k)} - Z_{R(5k)} = (Z_{I(1k)} + Z_{S(1k)}) - (Z_{I(5k)} + Z_{S(5k)})$$

差分で界面インピーダンスが除去

$$= Z_{S(1k)} - Z_{S(5k)} \quad \text{根管の形状に由来するインピーダンスの周波数に依存した相対的变化量}$$

図1 相対的变化量(差分)による界面インピーダンスの除去



図2 相対値法による根管長測定器 APIT

で確認した。そして、その実験結果から界面インピーダンスの除去は図1に示す相対的变化量として差分を取ることで実現できることを明らかにした。この結果に基づいて開発されたのが、図2に示す相対値法による根管長測定器 APIT である。APIT は、根尖孔の大きさの影響、リーマー(ファイル)径の影響、根管内溶液の濃度による影響および測定電流による影響の検証実験から、高性能で臨床でも高い評価を得られるようになった⁷⁻⁹⁾。

2. 異種金属接触による腐蝕の解明

異種金属接触による腐蝕の解明は、APIT の測定電流値の安全性の根拠をガルバニー疼痛の原因となるガルバニー電流値について検討したことに端を発する。すなわち、口腔内で生じるガルバニー電流で発症する様々な症状の最小の電流値よりも APIT の測定電流値を小さい値とすれば測定電流による為害性はないと考え、ガルバニー電流による疼痛等の検討を開始した。

口腔内で起こる異種金属の接触については歯科領域でも古くから検討され¹⁰⁾、ガルバニー電流を測定したものとし

表1 供試電極

METAL	CODE	MANUFACTURER	BATCH No.
Au alloy	PGA	ISHIFUKU	96118
Au-Ag-Pd alloy	PLT	SANKIN	PT 1-12
Conventional amalgam alloy	HA	GC	JC 23
High-copper amalgam alloy	SD	SHOFU	98284
Co-Cr alloy	SM	SANKIN	100010
Ni-Cr alloy	SU	SANKIN	F 90049
Ni-Ti alloy	NiTi	NITTOKOGYO	-
Titanium	Ti	FUCHIKAWA RARE METAL	-

CODE	COMPOSITION (wt%)*											AREA (cm ²)	
	Au	Pt	Pd	Hg	Ag	Cu	Sn	Ni	Co	Cr	Ti		other
PGA	70	3	2		5	20							0.07
PLT	12		20		50	15						3	0.28
HA				43	40	2	15						0.13
SD				46	33	7	12					2	0.13
SM							6	57	23			14	0.20
SU							86		10			4	0.20
NiTi							55			45			0.20
Ti										99	1		0.20

*Cited from the manufacturer's instructions.

表2 接触電流 (i_{cont}) と腐蝕電位差 (ΔE)

Electrode	Ti	NiTi	SU	SM	SD	HA	PLT
PGA	0.92 24	2.0 211	8.0 200	2.4 179	2.4 178	26.0 195	1.9 21
PLT	0.42 3	2.2 232	6.6 221	2.4 200	2.5 199	42.0 216	-
HA	7.6 219	0.18 16	0.58 5	0.35 16	1.3 17	-	-
SD	1.9 202	0.25 33	0.76 22	0.043 1	-	-	-
SM	2.2 203	0.23 32	0.40 21	-	-	-	-
SU	3.4 224	0.17 11	-	-	-	-	-
NiTi	1.7 235	-	-	-	-	-	-

upper : i_{cont} ($\mu A/cm^2$)
lower : ΔE (mV)

ては1970年代に Bergman ら¹¹⁾が口腔内に愁訴を持つものと持たないものとの原因を判別するためにガルバニー電流を測定した報告がある。また、Lain¹²⁾は、テスターを用いて歯科用金属間のガルバニー電流を直接測定し、4~10 μA で舌の潰瘍や白板症が生じるとの報告をしている。その後、藤原ら¹³⁾は難治性の舌炎や不定愁訴で、 $4.6 \pm 1.4 \mu A$ のガルバニー電流が生じており、症状の原因としてガルバニー電流の関与があるとしている。これらのことから、ガルバニー電流に起因する口腔内の様々な症状は3 μA 程度を最小値とすることが考えられた。また、ガルバニー電流は直流電流であるが、APIT の測定電流は1 kHz と5 kHz の交流電流で、生体では交流電流の周波数が大きくなると最小感知電流が増大する¹⁴⁾との知見を考慮すれば、APIT の測定電流を2 μA 以下とすることで測定電流による疼痛はないと結論づけた。そして、この電流値を APIT の測定電流値として採用することにした。

過去のガルバニー電流を検討した報告では、ガルバニー

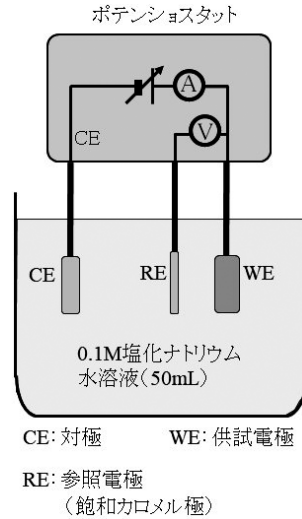


図3 定電位分極曲線測定法(ポテンシostat)による各種金属の分極曲線の測定

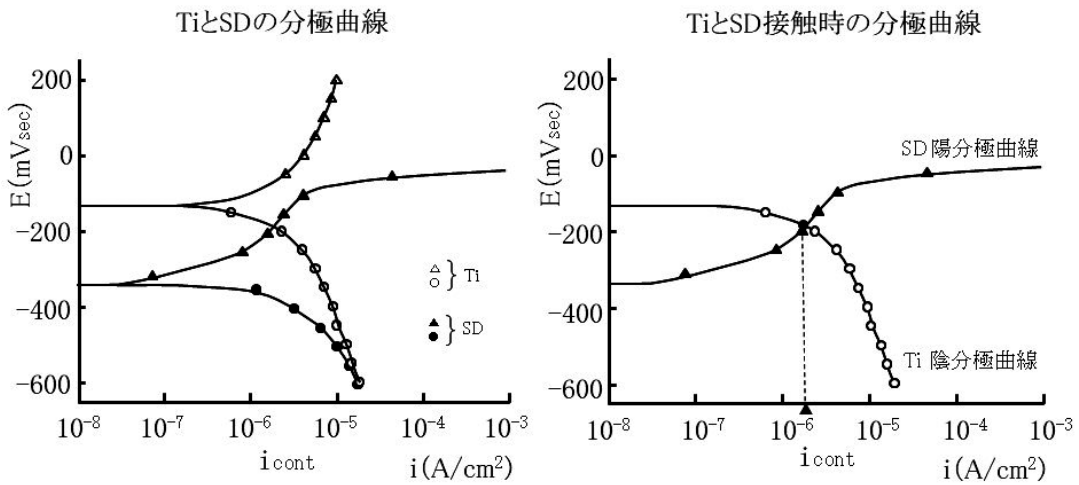


図4 異種金属接触時の腐蝕電流値

電流の測定に関して定型的な方法がないことが伺われた。そこで我々は、ガルバニー電流についてより精査するためにはより確実性のあるガルバニー電流の測定法を確立する必要があると考えた。本来、ガルバニー電流は異種金属の接触で生じる腐蝕電流である^{13, 15, 16)}。この接触時の状態は電気化学的に当該金属の分極曲線の交点で示されると考えられているが¹⁷⁻¹⁸⁾、当時、分極曲線を測定することによって異種金属接触の疼痛の惹起、金属の腐蝕、変色の加速などの問題を検討した研究は著者の研究を除きほとんどなかった。そこで、表1に示す歯冠修復材やインプラント材および上部構造物として用いられていた金合金やニッケルチタン合金(以下、NiTi)および純チタン(以下、Ti)などの8種類の金属について電気化学的手法の定電位分極曲線測定法(ポテンシostat)によって分極曲線を測定し、それら各種金属の組合せで接触時の腐蝕電位と腐蝕電流(ガルバニー電流)を測定する測定法の確立を企図し

た。

図3に供試した金属のうち高銅型アマルガム(図4中、SD)とTiとの接触で生じる腐蝕電流の測定法を示す。測定では、はじめに高銅型アマルガム合金とTiの分極曲線を測定した後、開路電位が貴なTiの陰分極曲線と高銅型アマルガム合金の陽分極曲線を重ね合わせる。この重ね合わせたときの陰分極曲線と陽分極曲線の交点が高銅型アマルガム合金とTiが接触したとき時の腐蝕電流と腐蝕電位差となる。また、当該金属の分極曲線の測定結果から分極曲線では同一電位における電流密度が電極面積に依存しないため、接触する金属間の面積比が異なる場合でも腐蝕電流と腐蝕電位差を求められることが明らかになった¹⁹⁾。そして、この腐蝕電流値を用いれば溶出した金属イオンの定量および腐蝕の進行の特定が可能となることを確認した。表2に8種類全ての分極曲線から得た腐蝕電流および腐蝕電位差の結果を示す。金銀パラジウム合金と従来型アマル

ガム合金の組合せでは、 $42.0 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ と最も大きな腐蝕電流であることがわかる。これに対してインプラント材として多用される Ti および NiTi と他の金属との組合せでは、従来型アマルガムと Ti との組合せを除き $3.4 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 以下の電流値であった。また、当時、口腔内等の金属アレルギーの原因として問題視されていた NiTi については、上部構造物として用いられることが多い金合金や金銀パラジウム合金の組合せでは腐蝕電流値が約 $2 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ であった。この電流値は NiTi の表面上で生成される不動態皮膜の保持電流と考えられるが、この電流値がすべて Ni イオンの溶出だと仮定すれば計算から一日あたりの溶出量は $0.015 \mu\text{g}$ となる。この溶出量は、食品からの Ni の摂取量が一日あたり $300\sim 500 \mu\text{g}$ であると推定されている²⁰⁾ことを考慮すると、金属アレルギーの原因とはならず、インプラント材としての腐蝕の観点からも影響を与えない値であることがわかる。

このように APIT の開発過程の電気化学的知見から得られた異種金属接触による腐蝕の解明では、口腔内で使用する異種金属の接触に伴うガルバニー疼痛および腐蝕は、接触する各金属の分極曲線の組合せの交点の電流値であることを明らかにした。

3. 歯の動揺度の診断装置の開発

歯の動揺度の診断は、一般的には歯をピンセットで挟んで揺らし、術者の目測での変位量を Miller の分類²¹⁾に対応させておこなわれている。しかし、この方法では客観性がなく、術者によって結果がばらつく問題があった。この問題を解消するために Schulte ら²²⁾は一定速度で歯面を金属ロッドで槌打して被験歯の周囲組織の反応を測定する動的診断装置のペリオテストを開発した。その後、電磁力式の非接触加振によって共鳴振動周波数を検出量とするオステルが開発されている²³⁾。現在、この槌打式の接触加振のペリオテストと電磁力式の非接触加振のオステルが臨床で多く利用されている。この2つの診断装置では、歯の変位や共鳴振動周波数のみの検出では歯を植立させている周囲組織の性状を精査できない問題がある。そこで我々は、この点に着目し、歯およびその周囲組織を粘弾性体モデルとして捉えることで周囲組織の性状を定量的に検討する方法の確立を試みることにした。

歯およびその周囲組織を粘弾性体として捉えた研究としては、八島²⁴⁾が開発したベクトル・ローカス法による歯の機械インピーダンス測定器で測定した報告が著明である。この報告では、歯と歯周組織の支持様式を集中単一定数系とみなして歯周組織の弾性定数と粘性抵抗の検討がなされている。また、三嶋²⁵⁾は八島の方法に従って歯周組織の病態との関係について検討を行っている。この両者の報告は、当時としては工学的見地からしても非常に画期的な研究と考える。しかし、臨床への導入という点で八島の測定器は物理的に大きく、口腔内で機械インピーダンスを測定

することが非常に困難であると共に被験歯が上下顎中切歯に限定され、さらに歯との接触定位が一定でないことから測定誤差が生じやすい難点があった。また、粘弾性機械モデルにおいて、マックスウェル体、フォークト体、ケルビン体²⁶⁾のどれと対応するかについて検討が行われていない。このため、我々はまず歯および周囲組織の振動モデルがマックスウェル体、フォークト体、ケルビン体のどれに対応するかについて検討を行った。歯の振動の測定を考える場合、歯を支える歯周組織の他に下顎骨の振動を考慮する必要がある。この下顎骨の振動については、顎を固定して測定することで、その影響を考慮する必要がないと考えた。また、歯を支持する周囲組織が主に歯根膜であるとして、そのシャーピー繊維の特徴から歯周組織に加わる振動全体の力がモデルの各要素に加わって変形する量が等しいとの考えから、フォークト体の粘弾性機械モデルに対応するとした。このフォークトモデルでは、強制振動における周波数応答特性から共振周波数、弾性定数および粘性抵抗の力学パラメータを求めることができる^{27,28)}ため、これら力学パラメータから周囲組織の性状の定量的診断を試みることにした。

図5に力学的パラメータを測定する非接触型電磁式動揺度診断装置の構成図を示す。加振部は模擬歯に強磁力のマグネットを固着し、電磁石による磁力によって非接触で強制的に加振を行い、さらに周波数を可変して加振できる装置とした。加振された模擬歯の変位はレーザー変位計で測定し、その出力をFFTアナライザに入力して周波数応答特性を得た後、周波数応答特性からPCによって力学的パラメータを求める構成となっている。動揺度診断装置の精度の検証は、粘弾性体である歯周組織の性状変化を再現する模型を用いて行った。また、模擬歯、模擬歯根膜および模擬歯槽骨を症状別にみたてた模型を作製して検証を行った。その結果を図6に示す。各模型の共振周波数、弾性定

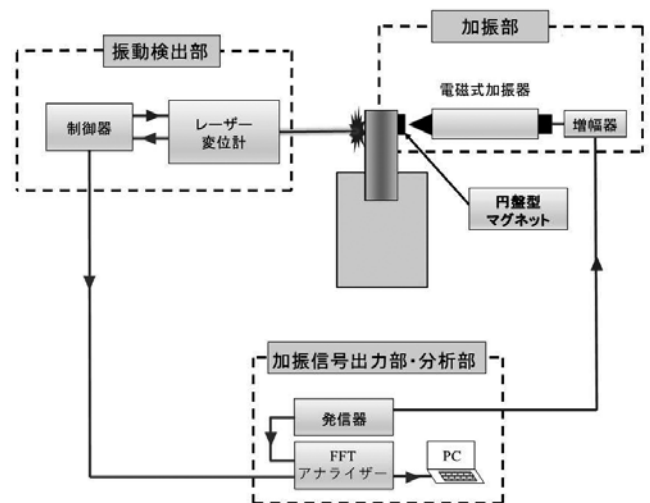


図5 非接触型電磁式動揺度診断装置の構成図

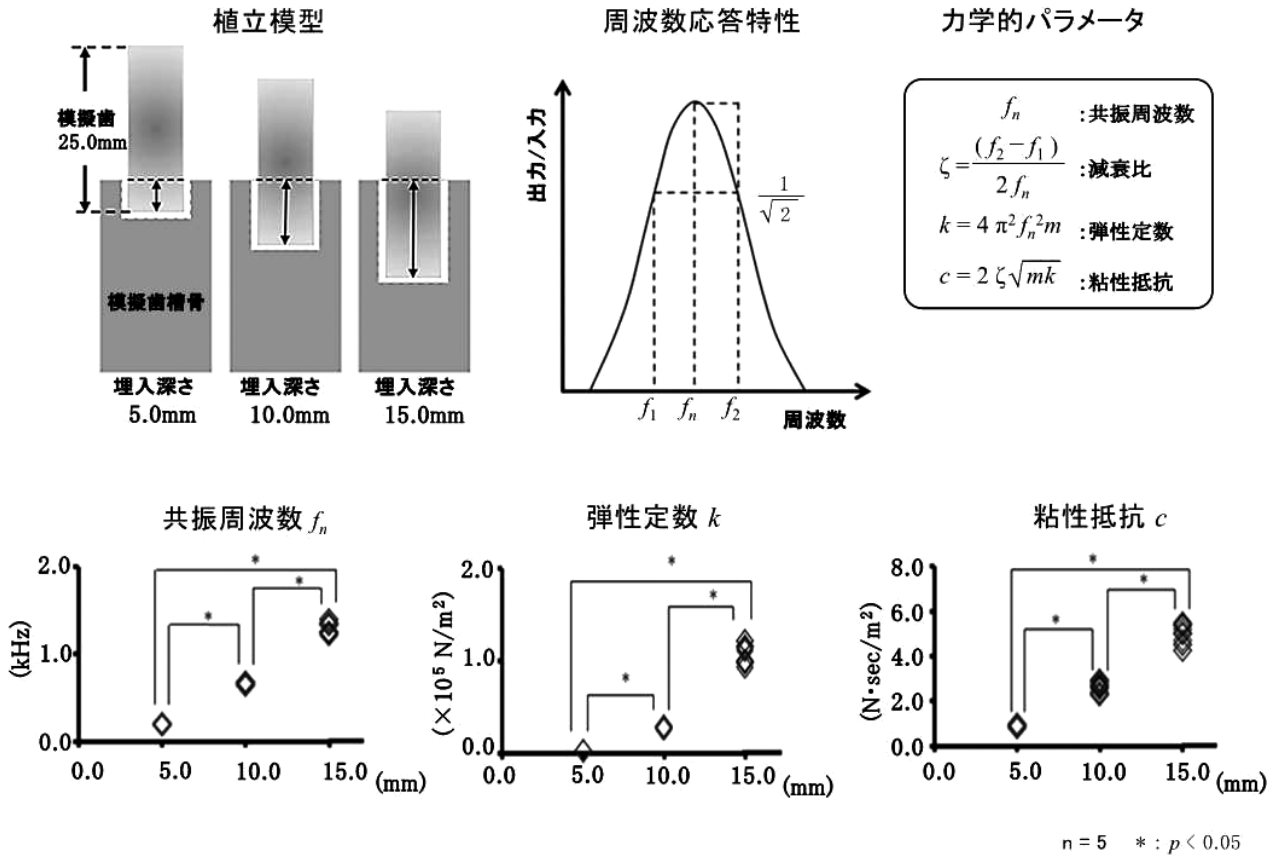


図6 植立模型による動揺度診断装置の精度の検証

数および粘性抵抗の力学的パラメータにおいて、いずれも統計学的に有意な差が得られ、共振周波数、弾性定数および粘性抵抗の力学的パラメータから模擬歯根膜の性状の変化を捉えられることが可能であった²⁹⁻³¹。また、模擬歯槽骨の材質をウレタンと発泡ウレタンに変えたところ、その骨様相をも検出できることも明らかとなった³²。この開発した動揺度診断装置は非接触の測定であるため、加振による疼痛はなく、変位の測定にレーザー変位計を採用しているため、狭小な口腔内での計測も可能で、パリオテストとオステルの問題を解決できる成果と考える。

4. 口腔外科手術支援システムの開発

現代の半導体を利用する電子機器の設計など微細、微小な領域に関するテクノロジーのほとんどは、量子力学をその技術の基盤的理解として成立している。この量子力学を基盤とする工学上の応用例として最も有名なものはコンピュータやレーザー等であり、特にコンピュータの発達は歯科医療でも多用されている Computed Tomography (以下、CT) を世の中に登場させたと言っても過言ではない。このCTの登場は画像診断に革命をもたらし、これを契機に診断の分野でも3次元画像の利用についての研究が多く成されてきた³³⁻³⁷。また、3D画像技術の研究過程では1981年に小玉³⁸)によって3Dプリンターの基本コンセプトが発

表され、それ以後3Dプリンターが登場することになる。このCT等の3D画像技術の進歩によって、医療現場でも画面上で立体表示ができるようになったが、形態や大きさを把握するには画面上で多方向からの観察と奥行きの距離等を繰り返し計測しなければならない煩雑さがあり、経験の浅い医師では実体化への認識に時間を要する困難さがあった。しかし、3Dプリンターの登場によって画面上の立体表示が実体化され、実際に触れることが可能になるなど臨床ではもちろんのこと医学教育への利用も広がっている³⁹⁻⁴⁴。3Dプリンターの歯科医療での利用における利点は、個々の症例の解剖や疾患の形態の特徴に即した模型を容易に作成でき、対象臓器の形態・大きさを立体的に視覚と触覚の情報として得られ、正確な治療計画や手術のシミュレーションを行うことができる点である。また、医師、歯科医師、コメディカルとの情報共有に役立ち、患者・家族へのインフォームドコンセント時の説明が容易で、若手医師のトレーニングや医科・歯科医学教育などに応用できることもあげられる。著者等は、特にこの対象臓器の形態・大きさを立体的に視覚と触覚で得られる情報によって、緻密な治療計画や正確な手術のシミュレーションを立案することに着目し、口腔外科手術支援システムの開発を企図することにした。

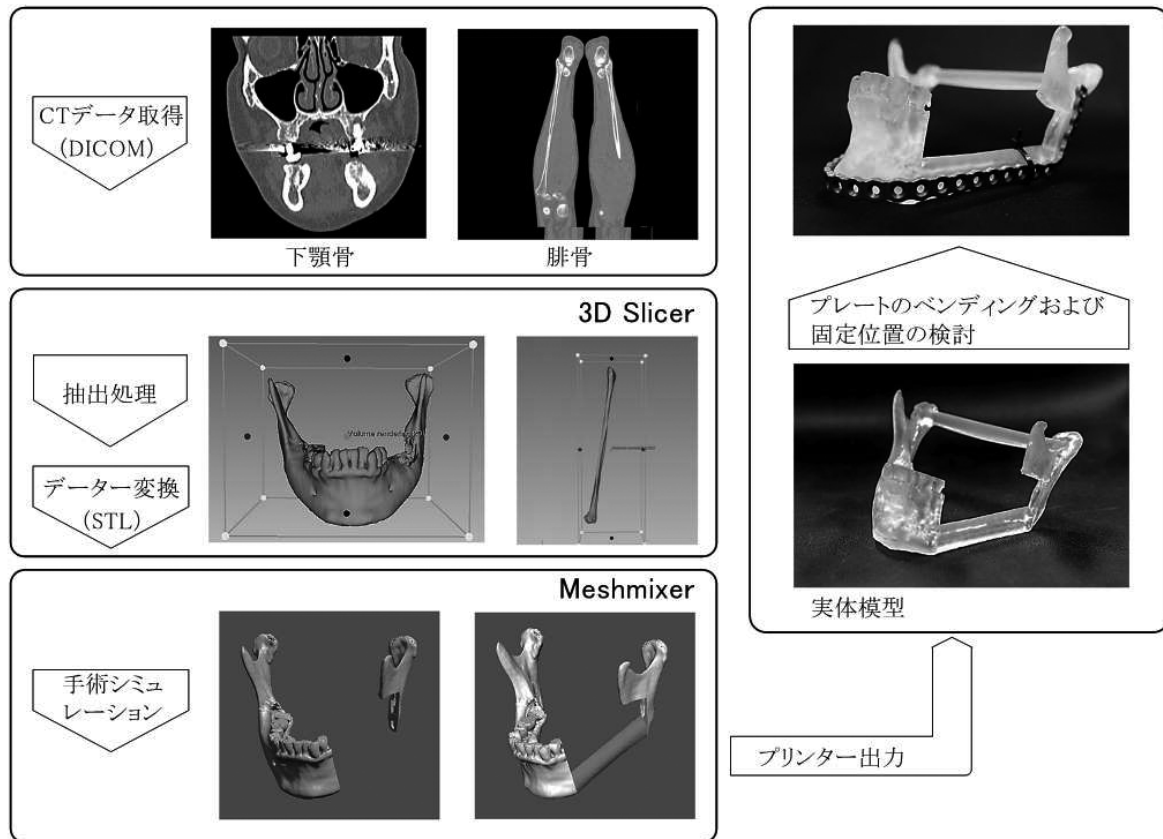


図7 3D 模型の作製過程

現在、3D 模型による術前のシミュレーションの検討から研究を開始している。3D 模型の作製過程を図7に示す。作製では、患者のCT データ、いわゆる DICOM データを入手し、この DICOM データを3D スライサー (The Slicer Community: Open Source) のアプリケーション上で必要とする部分の抽出を行う。ここでは左下顎骨の腫瘍部分の切除後に腓骨を移植する抽出結果を示す。抽出の手順は、対象部分の下顎骨と移植する腓骨のみの抽出を行った後、3D スライサー上で3D プリンターの出力用である STL データに変換する。つぎに、Autodesk Meshmixer (Autodesk 社製) で腫瘍部分の切除や移植後の形態などの手術シミュレーションを行い、3D プリンターで出力条件を設定した後にプリンターで出力して実体模型を作製する。

出力した実体模型による術前のシミュレーションでは、腓骨の切除位置および移植位置の検討や、移植した腓骨の固定用プレートのベンディングと固定位置の検討など、立体的に視覚と触覚で情報を得ることで術前計画を行っている。今後、抽出した当該骨に有限要素法を適用した下顎骨強度の術前検討や移植骨の切除後の骨強度の追加要件を加えていき、口腔外科手術支援システムとしての完成度を向上していきたいと考えている。

おわりに

著者は、物理学の基礎知識に基づいて歯科用医療機器の開発や診断法の研究活動を行い、その成果を歯科医療に導入してきた。この研究活動では、理工学分野の研究者と歯科医学分野の研究者の協働で推進することが必須である。しかし、歯科用医療機器を製品化するに至っては、知財、マーケティング、薬機法等の多くの知識が必要であり、とても両分野の研究者だけでは製品化を実現することは困難で、製品化に至らないことがほとんどである。研究成果を歯科用医療機器として製品化するには、企業、技術研究者等を含めた関連する多くの分野の研究者によるチームでの開発・研究が必要不可欠である。このチームによって、歯科医学分野の研究者が理工学分野の研究者、企業および技術研究者の間にある言葉・文化・思考・目標の違いを橋渡しできるようになれば今までの発想に囚われない新たな歯科用医療機器が登場し、歯科医療の発展につながると考える。

本総説に関して、開示すべき利益相反はない。

稿を終えるにあたり、これまでご指導・ご協力をいただいた日本大学歯学部名誉教授斎藤毅先生ならびに日本大学歯学部歯内療

法学講座医局員、口腔外科学第Ⅱ講座医局員、研究へのご助言をいただいたすべての方々に深く感謝申し上げます。なお、本研究の口腔外科手術支援システムの開発は日本大学歯学部倫理委員会の承認（許可番号 EP22D008）を得て実施した。

参考文献

- 1) Custer LE (1918) Exact methods of locating the apical foramen. *J Natl Dent Assoc.* 5, 815-819.
- 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) 興地隆史 (2018) 根管長測定法と作業長の決定. *歯内治療学*. 5版, 勝海一郎, 興地隆史, 石井信之, 中田和彦, 医歯薬出版, 東京, 122-123.
- 4) 長谷川清 (1984) エンドケーターとエンドテープ法. *DE* 69, 30-33.
- 5) 田頭 功, 松尾正之 (1972) 生体用金属電極の交流特性－生理食塩水中の金, 白金, 銀電極の電気二重層容量の検討－. *医用電子と生体工学* 10, 222-230.
- 6) 山岡 大, 山本 寛, 田中正一, 鈴木 薫, 永井 敏, 齋藤毅 (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年度秋期学会* 19, (抄録).
- 7) 齋藤 毅, 山下 豊, 山岡 大 (1991) 湿潤下電氣的根管長測定器 オサダアピットの改良とその臨床応用. *ZOOM-UP* 74, 6-11.
- 8) 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, 齋藤 毅 (1994) 湿潤状態で測定する市販の電氣的根管長測定器, 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. *日歯保誌* 37, 1017-1022.
- 9) 小森規雄, 久保和彦, 紙本 篤, 唐澤竜祐, 竹島光栄, 鈴木亮, 日澤修二, 齋藤 毅 (1994) 湿潤根管で測定する市販の電氣的根管長測定器, 2機種の評価 (第2報) 臨床評価とアンケート調査について. *日歯保誌* 37, 1023-1028.
- 10) Chase HS. (1878) Some Observtions and Experiments Connected with Oral Electricity. *Am J Dent* 12, 18-23.
- 11) Bergman M, Ginstrup O, Nilner K (1978) Potential and polarization measurements in vivo of oral galvanism. *Scand J Dent Res* 86, 135-145.
- 12) Lain ES, Caughron GS (1936) Electrogalvanic phenomena of the oral cavity caused by dissimilar metallic restorations. *J Am Dent Assoc* 23, 1641-1652.
- 13) 藤原裕美, 青木正則, 川口和幸, 工田昌也, 平川勝洋, 原田康夫 (1991) ガルバニー電流によると思われた舌炎症例. *耳鼻臨床* 84, 1267-1272.
- 14) 齋藤正男 (1980) 安全性と信頼性. *生体とME*. 第1版, 坂本捷房, 齋藤正男, 東京電機大学出版, 東京, 287-289.
- 15) 大久保勝夫 (1986) 全面腐食と局部腐食. *材料* 35, 1438-1445.
- 16) 馬飼野信一 (1988) 金属の腐食はいかに進行するか. *実務表面技術* 35, 190-195.
- 17) 宮瀬 淳 (1964) 金属の腐食. *生産と技術* 16, 1-5.
- 18) 野元成晃, 柴 忠一, 宮木 了, 篠原和子, 勝又徳昭 (1980) 歯科用金属の電気化学的側面に関する文献ノート (Ⅲ)－異種金属の接触および電流時間曲線－. *日大歯紀要* 8, 53-65.
- 19) 山岡 大 (1994) 異種金属接触に関する電気化学的検討－各種金属の接触電位と接触電流－. *日大歯学* 68, 390-401.
- 20) 錫村 満 (1983) ニッケル. *金属中毒学*. 1版, 土屋健三郎, 医歯薬出版, 東京, 419-429.
- 21) 木村裕一 (2018) 診査・検査. *歯内治療学*. 5版, 勝海一郎, 興地隆史, 石井信之, 中田和彦, 医歯薬出版, 東京, 32.
- 22) Schulte W, d'Hoedt B, Lukas D, Mühlbrandt L, Scholz F, Bretsch J, Frey D, Gudat H, König M, Markl M, Quante F, Schief A, Topkaya A (1983) Periotest - a new measurement process for periodontal function. *Zarnärztl Mitt* 73, 1229-1240.
- 23) Meredith N, Alleyne D, Cawley P (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 7, 261-267.
- 24) 八島輝明 (1971) 歯の機械インピーダンスの測定 (歯の動揺に関係する歯周組織の粘性と弾性の定量法). *口病誌* 38, 556-573.
- 25) 三嶋順一 (1973) 歯周組織の粘性と弾性に関する臨床的研究 (歯周疾患の病態と歯周組織の粘性・弾性との関係について). *口病誌* 40, 367-388.
- 26) Herman IP (2007) *Physics of the Human Body: Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*, 1st ed, Springer, NY, 236-242.
- 27) 大門静史郎, 佐藤利和, 石川正臣 (1990) 制振性能測定技術の最近の動向. *舶機誌* 25, 585-592.
- 28) 高橋利衛 (1964) *振動工学演習 (I)*. 2版, オーム社, 東京, 141-154.
- 29) Yamane M, Yamaoka M, Hayashi M, Furutoyo I, Komori N, Ogiso B (2008) Measuring tooth mobility with a no-contact vibration device. *J Periodont Re* 43, 84-89.
- 30) Hayashi M, Kobayashi C, Ogata H, Yamaoka M, Ogiso B (2010) A no-contact vibration device for measuring implant stability. *Clin. Oral Impl. Res* 21, 931-936.
- 31) Kobayashi C, Hayashi M, Yamaoka M, Hashimoto K, Kato T, Komori N, Ogiso B (2012) Assessing qualitative changes in simulated periodontal ligament and alveolar bone using a non-contact electromagnetic vibration device. *Clin Oral Investig* 16, 1161-1169.
- 32) Kobayashi H, Yamaoka M, Hayashi M, Ogiso B (2016) Use of a laser displacement sensor with a non-contact electromagnetic vibration device for assessment of simulated periodontal tissue conditions. *J Oral Sci* 58, 93-99.
- 33) 曾山 豊, 安田孝美, 横井茂樹, 鳥脇純一郎, 泉田良一, 藤岡睦久 (1989) 3次元画像を利用した股関節手術計画支援システム. *ME誌* 27, 70-78.
- 34) 松尾導昌 (1990) 医用三次元画像の臨床的有用性－MR画像を中心として－. *MIT* 8, 81-86.
- 35) 榊本 潤, 堀 雅敏, 佐藤嘉伸, 村上卓道, 上甲 剛, 中村仁信, 田村進一 (2001) マルチスライスCT画像からの肝臓領域自動抽出. *信学論 (D-II)* J84-D-2, 2150-2161.
- 36) 網島 均, 山田鮎太, 金成穂積, 新井嘉則 (2004) 3DX Multi Image Micro CTにおける三次元画像再構成. *日本大学生産工学部研究報告 A* 37, 1-11.
- 37) 後藤良洋 (2004) 最近の医用3D画像. *電学誌* 124, 349-352.
- 38) 小玉秀男 (1981) 立体図形作成装置. *特開昭和56-144478*.
- 39) 木原朝彦, 田中裕子, 平林慎一 (1994) ヘリカルスキャンを用いた光造形法による精密下顎骨モデルの作成. *MIT* 12, 716-726.
- 40) 木原朝彦, 田中裕子, 古旗賢太郎, 繁村 直, 大串啓子, 中島龍夫, 中西雄二, 平林慎一, 高戸 毅, 小野一郎, 古森孝英 (1995) 3次元実体モデルの外科手術応用－その利点, 応用分類と効果－. *MIT* 13, 865-884.
- 41) 秋葉直志, 仲田健男, 矢部三男 (2016) 3Dプリンターで作成した臨床教育用肺縦隔モデル. *日呼外会誌* 30, 123-126.

- 42) 森 健策 (2017) 3D プリンタの医療応用. 医画情誌 34, 1-6.
- 43) 森 健策 (2017) 3D プリンターの基礎と医療応用. 心臓 49, 1104-1113.
- 44) 渡邊 毅, 松本桂太郎, 松尾直門, 永安 武, 熊井良彦, 金子賢一, 浜田久之 (2020) 3D プリンターで作成した臨床教育用鼻腔副鼻腔モデルの使用経験. 日鼻誌 59, 335-341.