原著論文

テレメータリングによる全部床義歯の咬合接触

小林 賢一 守澤 正幸 渡邊竜登美

関田 俊明 長尾 正憲

Occlusal Contacts of Complete Denture during Mastication in Telemetry System

Ken'ichi Kobayashi, Masayuki Morizawa, Tatsutomi Watanabe,
Toshiaki Sekita and Masanori Nagao

Abstract : The purpose of this study was to develop a telemetry system and to analyze the occlusal contacts of complete denture during mastication.

The telemetry system consisted of a transmitter unit and a receiver unit. The transmitter allowed 6 channels of information of the occlusal contacts to be telemetered by time division multiplex communication method within the approximate distance of 2 m.

The occlusal surface of the upper complete denture was made of metal and that of the lower denture was made of metal contact plates of 0.5 mm in width with each space of 0.5 mm. Then the transmitter was embedded in the lower complete denture. Occlusal contacts of 66 aged edentulous male were investigated both on the chewing side and on the nonchewing side in the premolar, the 1st molar and the 2nd molar regions.

The results were as followed :

1. The occlusal contacts in the nonchewing side preceded those in the chewing side, with higher frequency and longer duration.
2. In the nonchewing side, the occlusal contact occurred at different time; the occlusal contact was observed first in the 2nd molar, then 32-48 ms later in the 1st molar, and 2-48 ms later in the premolar regions.
3. It is suggested that the balancing contact should be considered for stabilizing the denture in mastication.

Key words : occlusal contact, telemetry, complete denture

東京医科歯科大学歯学部第3歯科補綴学教室(主任:長尾正憲教授)

The 3rd Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University (Chief: Prof. Masanori Nagao)

昭和63年7月25日受付

I. 緒 言

全部床義歯において、義歯に与える咬合様式を咀嚼機能面から明らかにすることはきわめて重要なことである。そのため、従来より咀嚼時咬合接触に関して映画

図1 テレメータシステムのブロック図

法・X線映画法などにより研究がなされてきている。有歯顎の場合は、下顎骨を剛体と仮定して、下顎運動から咬合接触を推察することも可能であるが、不安定な義歯床下粘膜に維持・支持を求めている無歯顎者を対象とした場合には、直接的な方法で咬合接触を記録する方が妥当である。この方法には、有線方式¹⁻⁵⁾、無線方式⁶⁻⁹⁾、また咬合力により判定¹⁰⁾するものなどがある。特に無線による方法は、無拘束状態で計測が可能ということから最も適切な方法の1つである。

しかし従来の研究^{1-4,6-9)}においては、その計測対象は臼歯部全体もしくは第1大臼歯のように特定の部位に限定したものあり、チャンネル数も1, 2チャンネルと少なく、多数の部位を同時に計測した研究は、ほとんど認められない。特に、咀嚼時において義歯が回転・沈下などの変位を生じることを考えると、臼歯部人工歯の各部位の咬合接触の情報を知ることは必須のものと考えられる。

本研究は、多チャンネルの咬合接触の情報を送信可能なテレメータシステムの開発、およびその口腔内への応用を目的としたものである。

II. テレメータシステム

テレメータシステムは、送信部と受信部から構成されている。図1は本システムのブロック図である。送信部は、発振器・電源・アンテナから成り、これらは下顎全部床義歯に組み込まれている。受信部は、FM 受信機およびその出力を復調する復調機よりなる。

1. 送信部

図2は、送信部の回路図である。回路は、IC（周波数約 85 kHz の clock, counter, multiplexer）およびアナログ回路（発振周波数約 67 MHz の FM 発振回路、咬合接触検知回路）から構成されている。

送信器は搬送周波数約 67 MHz の FM 変調方式を採

用した。さらに、時分割方式により 6 チャンネルの情報を送信することが可能である。電源として、酸化銀電池 SR 527 SW を 3 個直列に使用した。この場合、放電容量は約 7.2 mAh, 実効出力約 1 mW, 連続送信時間約 7 時間である。なお表1は送信器の仕様である。

以下に、本システムにおける咬合接触検知の原理について簡単に説明する。

咬合接触していない時、すなわち multiplexer の所定の番号の回路が off 状態の時、トランジスタ C 536 F が on 状態となりトランジスタのコレクタ電位はほぼ 0V である。一方咬合接触時には、ベースに流れていた電流の一部がダイオード 1 S S 220 を介して multiplexer の所定の番号の回路に流れ、トランジスタ C 536 F が off 状態となりコレクタ電位は 4.2 V となる。送信器の入力（C 2996 のベース）に 470 kΩ の抵抗を通して前述の電圧でバイアスが加わり、発振周波数を 100 kHz 偏移させている。このように咬合接触の有無を送信器においては、周波数偏移としてとらえている。咬合接触時には 67 MHz, 非咬合接触時には 67 MHz + 100 kHz である（図3）。

信号を時分割で多重化するには、時間的に連続した信号のサンプルをチャンネルごとに時間をずらしてとっていく必要がある。この操作には multiplexer が用いられ、これにより各チャンネルの電子スイッチを制御信号により接続していき、定められた時間内にはそのチャンネルの信号のみを伝送し、チャンネルは約 1.5 ms で一巡する。この時受信側でチャンネルを識別する必要があるため、送信側では同期信号を送ることが要求される。本システムでは、第1チャンネルの pulse on, 第2チャンネルの pulse off の状態を同期信号とし、第3～8チャンネルでデータを伝送している。

2. 受信部

受信後、受信機のステレオコンポジット信号端子から

図 2 送信器の回路図

表 1 送信器の仕様

データチャンネル数	6 チャンネル
サンプリングレート	時分割多重方式
変調方法	1.5 msec
発振周波数	FM 変調
発信回路	67 MHz
電 源	コルヴィッツ回路
重 さ	SR527SW×3
通達距離	2.6 g (含電源)
動作寿命	2 m
消費電流	7 hr
	1.0 mA

の出力を増幅後、復調機に入力する。これにより、前述の咬合接触の有無を表す 100 kHz の周波数偏移を電圧の変化に変換している (図 3)。

一方、受信側では送信側と同期をとる必要があるの
で、前述の 8 チャンネルのデータを 8 ビットデータと考
え、調歩同期方式の原理を採用した。送信時より 1 ビッ
トずらすことにより、一連のデータはスタートビットに
始まり、データが 6 ビット続き、ストップビットに終わ
る形式となる (図 4)。図のようにスタートビットから
1.5 ビット目を 6 チャンネルデータの開始とし、さらに
WINDO により次回のスタートビットを検出すること
により毎回同期を取り直している。図 5 は復調機のブロッ
クダイアグラムである。

図 3 咬合接触検知の原理

なお、隣接したチャンネル間における時間的なずれ
は、サンプリングレート 1.5 ms をチャンネル数 8 で除
した値、すなわち 0.2 ms 以下である。

図 4 チャンネルの同期方法

図 5 復調機のブロック図

3. 実験義歯

図 6 は、今回製作した実験義歯の外観である。義歯は通法により製作し、口腔内で調整を行った後、回収した。これを咬合器に再装着し、金銀パラジウム合金を用いて上顎臼歯部咬合面を金屬咬合面とした^{4-5, 11)}。下顎臼歯部咬合面は、咬合接触検知のため、左右第 1・第 2 小臼歯、第 1 大臼歯、第 2 大臼歯に 0.5 mm 幅の金屬格子を酸化膜処理後、互い違いに 0.5 mm 間隔でパナビア EX で合着した。この互い違いに埋め込まれたプラスマイナスの格子に、対合の上顎義歯臼歯部金属咬合面が接触した時に前述の咬合接触検知回路が on 状態となる。これにより、左右の小臼歯部、第 1・第 2 大臼歯部の計 6 チャンネルの咬合接触の有無についての情報を得ることが可能となる。

なお咬合様式は、半調節性咬合器上で bilateral balanced occlusion を付与した。

図 7 は送信器をエポキシで固定し、さらにシリコンで

コーティング後、実験義歯に組み込んだ写真である。10 × 4 × 1 mm の IC を、1 つは 2 個重ねて、1 つはアナログ回路と重ねて高密度化をはかっている。送信器の重量は電源を含めて約 2.6 g である。

III. 実験方法

1. 被験者

本研究の被験者は、東京医科歯科大学歯学部附属病院において全部床義歯を製作し、経過良好な 66 歳の男性無歯顎者で、健康状態および顎口腔系に異常がなく、顎堤状態は中程度の吸収を示している。

2. 試験食品

試験食品として、カマボコ (1 × 1 × 1 cm)、タクアン (1 × 1 × 0.5 cm)、ピーナッツ (約 1 g) の 3 種類を選び、各 3 回咀嚼させた。これらの食品を咀嚼側を指定し、同

図 6 実験義歯の咬合面観

図 7 送信器を義歯に組み込んだ写真

側の小白歯部咬合面に保持させた後、術者の合図で咀嚼を開始させ、嚥下終了と同時に被験者に挙手で合図させた。

3. 計測項目

計測は、1 咀嚼周期における 6 チャンネルの咬合接触時間および非咀嚼側における咬合接触開始の time lag (図 8) について行った。なお記録紙 (paper speed: 25

occlusal contact at non-chewing side

図 8 time lag の計測

mm/s) 上の咬合接触波形を分解能 0.02 mm のフォトロン社製デジタイザ グラディマスタ A 3-30 にて計測し、富士通社製パーソナルコンピュータ FM 16 β にて処理を行った。

IV. 結 果

1. 咬合接触回数・咬合接触時間

表 2 は、咀嚼時における咬合接触回数および咬合接触率を示したものである。

咬合接触回数は、非咀嚼側の方が咀嚼側より多く、非咀嚼側の咬合接触率は右側咀嚼時の小白歯部を除き、食品・咀嚼側に関係なく高率の値を示した。一方咀嚼側においては、食品・咀嚼側・部位による差が認められ、特に小白歯部・第 2 大臼歯部において左右差が著明に認められた。

図 9 は、カマボコ咀嚼時における咬合接触時間をヒストグラムで表示したものである。図 11 のように、咀嚼側の咬合接触は、左側では 150 ms 以下のものが、右側では第 1 大臼歯部を除き、50 ms 未満のものがほとんどである。これに対して非咀嚼側においては、左側第 1 大臼歯部・右側小白歯部を除き、ほとんどが 150~300 ms の範囲であった。

図 10 はタクアン咀嚼時、図 11 はピーナッツ咀嚼時における咬合接触時間をヒストグラムで表示したものである。咀嚼側の咬合接触は、50 ms 未満のものがほとんどである。これに対して非咀嚼側においては、右側タクアン咀嚼時の小白歯部、左側ピーナッツ咀嚼時、右側ピーナッツ咀嚼時の小白歯部を除き、ほとんどが 150 ms 以上の値であった。

表 2 咬合接触回数・咬合接触率

食 品	咀 嚼 側	咀嚼回数	咬合接触回数 (咬合接触率 %)					
			咀 嚼 側			非咀嚼側		
			P1, P2	M1	M2	P1, P2	M1	M2
カ マ ボ コ	右	82.7	32.0 (38.7)	78.0 (94.3)	2.0 (2.4)	36.0 (43.5)	81.7 (98.8)	81.7 (98.8)
	左	76.3	59.0 (77.3)	64.0 (83.9)	62.3 (81.7)	76.3 (100)	76.3 (100)	76.3 (100)
タ ク ア ン	右	98.0	17.7 (18.1)	95.0 (96.9)	3.3 (3.4)	22.3 (22.8)	95.7 (97.7)	96.0 (98.0)
	左	94.7	93.0 (98.2)	93.7 (98.9)	94.7 (100)	94.7 (100)	94.7 (100)	94.7 (100)
ピーナッツ	右	72.3	35.0 (48.4)	68.7 (95.0)	0.3 (0.4)	36.0 (49.8)	70.3 (97.2)	72.0 (99.6)
	左	71.0	61.3 (86.3)	69.3 (97.6)	69.7 (98.2)	70.7 (99.6)	70.3 (99.0)	67.3 (94.8)

(n = 3)

図 9 カマボコ咀嚼時の咬合接触時間

(A : 0~50 ms, B : 50~150 ms, C : 150~300 ms, D : 300 ms 以上)

2. time lag

咀嚼時には、非咀嚼側咬合接触において、小白歯・第1・第2大臼歯間の咬合接触開始に time lag が認められた。

表3は、カマボコ・タクアン・ピーナッツ咀嚼時の time lag を表で表したものである。

非咀嚼側の咬合接触は、まず第2大臼歯で生じ、つい

で第1大臼歯、小白歯の順に生じている。第1大臼歯で 32~48 ms 第2大臼歯に遅れ、小白歯ではさらに 2~50 ms の遅れを生じた。

V. 考 察

テレメータとは遠隔測定を意味しており、古くから高

図 10 タクアン咀嚼時の咬合接触時間

(A : 0~50 ms, B : 50~150 ms, C : 150~300 ms, D : 300 ms 以上)

図 11 ピーナッツ咀嚼時の咬合接触時間

(A : 0~50 ms, B : 50~150 ms, C : 150~300 ms, D : 300 ms 以上)

層気象観測あるいはダムの水位の観測などに用いられていた。しかしこれらは真空管という比較的大きいものを使用していたので医学には用いられなかった。医学への応用は、トランジスタの発明により小型化が可能となつてからである。特に 1957 年の Mackay ら¹²⁾のエコカプセルの発表以来、その研究・応用が盛んになり、臨床用に商品化されているものもある。

一方歯科領域においてテレメータが導入されたのは、1961 年 Brewer ら⁶⁾が全部床義歯に、Gillings ら¹³⁾が部分床義歯に小型送信器を組み込み咬合接触を検出したのが最初である。これ以後、義歯だけでなくブリッジのポテンティックに組み込まれ咬合接触の検知¹⁴⁻²⁴⁾、咬合力の測定²⁵⁻²⁹⁾、さらに歯周病学的見地から口腔内の pH³⁰⁾やフッ化物の濃度測定³¹⁾、また口腔内圧の測定³²⁾などに応用されてきた。

しかし全部床義歯を対象とした研究は、きわめて少ない⁶⁻⁹⁾。さらに測定可能なチャンネル数も 1, 2 チャンネルと少なく、情報不足の感否めなかった。多チャンネル化の試みは、1966 年 Scott ら²⁶⁾、1968 年 Roeber ら¹⁸⁾により、周波数分割方式を用いた方法で実現された。さらに 1978 年 McCall²⁸⁾、Boever ら²⁹⁾により時分割方式を採用した 8 チャンネルの咬合力測定システムが開発されるなど、時代の進歩につれシステムの性能も向上してきている。

しかし Glickmann^{18-19, 22-23)}、Zander^{14-17, 20)}、Ash ら^{26, 28-29)}の一連の研究は、有歯顎者を対象としたものであり、無歯顎者を対象とした研究で多チャンネルの咬合接触・咬合力を測定したものは見当たらない。

そこで著者らは、全部床義歯の咀嚼時咬合接触を多チャンネルかつ無拘束状態での研究を可能なものとするため、テレメータシステムを開発し、その口腔内応用を試みた。

1. テレメータシステム

従来の研究^{6-9, 18-19, 22-24)}においては、咬合接触の有無を発振の on, off により検出する方法を採用しているが、この方法では発振そのものが不安定となるため、本システムでは恒常発振させ、接触の有無を 100 kHz の周波数偏移により検出している。また多チャンネル化は、時分割方式により行っているが、この方法は周波数分割方式とは異なりチャンネル間の干渉は生じにくく、安定した送信が可能である。

電源には電池を用いるほか、誘導結合により電力を送る方法³²⁾などもあるが、回路が複雑となるので電源電池

表 3 time lag

	咀嚼側	小臼歯
カマボコ咀嚼	右側	45.0 (38.2)
	左側	63.3 (49.7)
タクアン咀嚼	右側	68.2 (42.6)
	左側	33.8 (30.2)
ピーナッツ咀嚼	右側	64.9 (47.0)
	左側	67.4 (46.5)

(unit : ms)

内蔵の方法を採用した。送信部をすべて義歯に収容しなければならないので、スペースの問題から電池の容積および容量が限定されてしまう。そのため回路を構成する各素子の消費電力の軽減を計り、長時間の計測を可能なものとした。また電池の消耗に伴う電圧低下によって発振条件が変化し、発振周波数が不安定となる場合があるが、本システムはこれを考慮し、電源電圧 3.5 V まで安定した発振を可能なものとしている。

口腔内の温度変化によるドリフトに対しては、送信部を義歯中心部に設置しシリコンコーティングを施すことにより、十分な特性を得ることができた。またこの措置により同時に、義歯の唾液吸収によるレジンの電気抵抗低下に伴うリークに対しても良好な特性を得ることができた。

データの復調部においては、高速データサンプリング時においてもチャンネル間のセパレーションを十分なものとするため、調歩同期方式を採用し、口腔内現象の計測に必要なサンプリングレート²⁷⁾に十分対応できるものとした。

図 12 は、本システムで被験者にタッピングさせたデータである。図 13 は、左側カマボコ咀嚼時の一例である。図のように、咬合調整も十分に行われており、テレメータが口腔内で十分機能していることが確認できる。

このような ME 機器において注意しなければならないことは、生体に対する安全性である。今回の装置の場合、① 高周波の生体に対する問題、② 咬合接触検知部における直流電流の漏れの 2 点が考えられる。

前者に関しては、一般的に周波数が 150 MHz 以下であれば、電流は体を通り抜けてしまうが、周波数が高くなるにつれ通り抜けができなくなり、体内で電力を吸収し、発熱するといわれている³³⁾。アメリカの IEEE の安全基準の勧告によると、周波数 10 MHz~100 GHz にわたり、6 分間の平均電力密度が 10 mW/cm² 以下、エネルギー密度は 1 mWh/cm² 以下とされている。これは、

図 12 タッピング運動の記録例

図 13 左側カマボコ咀嚼時の咬合接触

連続的、間欠的な照射にかかわらず、また照射部位は全身および部分的なものも含まれる。日本において、これに対応する基準としては、電子レジンに関しての規定がある。これによると、機械表面からの漏れ電波は機械から 5 cm 離れたあらゆる箇所において、電力密度が 5 mW/cm^2 以下とされている³⁴⁾。

今回実験に用いた送信器は、実効出力が 1 mW 程度である。実効出力を義歯の面積で割った値が本装置の電力密度となり、電力密度に実験に要した時間を掛けた値がエネルギー密度である。

後者の直流電流の漏れに関して問題となるのは、マクロショックである。低周波において、ある閾値以下では

感覚がなく、これを超えてはじめて刺激として感じる感知電流が問題となる。直流の最小感知電流は、男子で 5.2 mA、女子で 3.5 mA と報告³⁵⁾されており、本装置の漏れ電流は 200 μ A 以下である。

以上のことから、本システムは生体に対して安全性の点から問題となることはない。

2. 実験義歯

実験義歯は通法により製作後、咬合器に再装着し、咬合接触検知のスイッチとするために上下顎臼歯部咬合面を金属咬合面とした。上顎の金属咬合面は、すでに報告している方法^{4-5,11)}により行った。下顎臼歯部咬合面は、Glickmann の multi-layered switch¹⁸⁾ を模した形式を採用した。すなわち左右第 1・第 2 小臼歯、第 1 大臼歯、第 2 大臼歯の咬合面に 0.5 mm 幅の窩洞形成・ワックスアップした後、これを金銀パラジウム合金で鑄造した。この金属格子を酸化膜処理後、互い違いに 0.5 mm 間隔でパナビア EX で合着した。この互い違いに埋め込まれた金属格子は各々プラスマイナスの端子に相当し、これが対合の上顎義歯臼歯部金属咬合面と接触した時に送信器が 100 KHz の周波数偏移を生じ、左右の小臼歯部・第 1・第 2 大臼歯部の計 6 チャンネルの咬合接触の有無を検出することが可能となる。

なお顎運動記録に用いたシロナソグラフのマグネットは、義歯唇側面より突出しないように下顎前歯唇側部に常温重合レジンにて埋め込んだ。

送信器はエポキシで固定後、さらにシリコンでコーティングし、唾液などの侵入から回路を保護した後、実験義歯に埋め込んだ。

3. 実験結果について

1) 咬合接触回数・時間

咬合接触回数は、食品・咀嚼側の左右により若干の差は認められるものの、非咀嚼側の方が咀嚼側より多く、従来の報告¹⁻⁹⁾と同様の結果が得られた。非咀嚼側における咬合接触率は、右側咀嚼時の小臼歯部を除き、食品・咀嚼側の左右に関係なく高率の値を示した。一方咀嚼側では、食品・咀嚼側の左右・部位により差が認められ、特に小臼歯部・第 2 大臼歯部において左右差が著明に認められた。

咀嚼側の咬合接触も部位により高頻度に生じているが、咬合接触時間でみると、左側では 150 ms 以下のものが、右側では 50 ms 未満のものがほとんどであった。これは、咀嚼側には食塊が人工歯咬合面に介在し、上下

顎咬合面の接触が妨げられるため、きわめて短い咬合接触しか生じないことを意味している。

一方非咀嚼側の咬合接触時間は、咀嚼側に比べ 150～30 ms と長い値をとっている。これは、咀嚼時には義歯が食塊の存在により、咀嚼側における沈下・非咀嚼側における浮き上がり、さらに回転することにより長い咬合接触を生じるものである。

また、咀嚼側における咬合接触時間の長さに注目すると、左側の方が右側より時間が長かった。この咬合接触時間の延長は切断・切削能力の増大と考えられ、咬合接触時間が長い左側の方が右側より本被験者にとって咬みやすいと思われる。

2) time lag について

非咀嚼側の咬合接触は、咀嚼側に先行して始まり、さらに非咀嚼側においては小臼歯・第 1 大臼歯・第 2 大臼歯間の咬合接触開始に time lag が認められた。非咀嚼側の咬合接触は、臼歯部人工歯間中最遠心の第 2 大臼歯で最初に生じ、ついで 32～48 ms 遅れて第 1 大臼歯、さらに 2～50 ms の遅れて小臼歯に生じた。

全部床義歯において非咀嚼側の咀嚼時咬合接触が咀嚼側の接触に先行するということは、すでに報告¹⁻¹⁰⁾されている。しかし、臼歯部人工歯間における咬合接触開始の時期に関する報告はほとんどない。守澤⁹⁾は、上顎全部床義歯・下顎両側遊離端義歯装着者について研究を行い、咀嚼時の咬合接触は非咀嚼側の大臼歯部、非咀嚼側小臼歯部の順に生じ、ついで咀嚼側小臼歯部、咀嚼側大臼歯部に生じると報告しており、今回と同様の結果を報告している。

全部床義歯は、有歯顎と異なり被圧縮性に富む床下粘膜に維持・支持を求めている。そのため咀嚼時における義歯動態は、咬合器上とは異なる様相を呈する。Smith³⁶⁾らは X 線規格写真により研究し、上顎義歯は水平に、下顎義歯は垂直方向に平均 2.3 mm 移動すると報告している。また内山³⁷⁾は、アーム型運動分解器を用いて上顎義歯切歯点部の動きから上下・前後・左右に平均 0.2～0.8 mm の動揺を示すと報告している。

咀嚼時に非咀嚼側において咬合接触が生じ、さらに咀嚼側に先行するということは、咀嚼側での食塊の把持により、義歯が変位・回転し、咀嚼側における食塊の咬断による接触よりも先に非咀嚼側で接触が生じるということである。この現象は、片側性咀嚼を示さないという点からすると不安定なものにみえるが、片側性咀嚼が咀嚼の初期にしか認められず、その頻度が少ないということ、さらに非咀嚼側の接触により義歯の不安定さが解決

されると考えられることから、非咀嚼側での接触はむしろ望ましいものとなる。

さらに非咀嚼側における咬合接触が遠心から近心の順に生じるということは、咀嚼時には咀嚼圧により床下粘膜の変形による義歯の変位・浮き上がりだけではなく、咀嚼中心を支点とした回転を生じていることが明らかである。すなわち、より遠心の部位が早く接触を生じており、この接触によって前述のように義歯の不安定な状態を接触によって解決しているものと考えられる。このように、遠心側の部位から非咀嚼側の咬合接触が開始されるということは、現在ほとんど省みることのない balancing ramp についても、咀嚼時の義歯の安定という観点から再考の必要がある。

以上のことを考え併せると、咀嚼時において義歯は咀嚼側臼歯部咬合面上の食塊を中心に、すなわち咀嚼中心を支点として回転・変位し、咬頭傾斜に誘導されて咀嚼周期の最後に終末位に収束するものと考えられる。

このことは、咀嚼時における義歯の安定という観点からすると、いわゆる balancing contact の与え方について再考の必要性を示唆するものである。

VI. 総括および結論

被験者を無拘束状態で、咀嚼時咬合接触を検出可能なテレメータシステムを開発した。本システムは、時分割方式を採用し、6チャンネルの咬合接触の情報を送受信することが可能である。開発したシステムを66歳の無歯顎者の口腔内に応用し、咀嚼時咬合接触について検討を加えたところ、以下の知見を得た。

1. 開発したテレメータシステムは、サンプリング周波数が 666 Hz で口腔内の現象を観察するのに十分な値である。

2. 安全性については、本装置の実効出力は約 1 mW、漏れ電流が 200 μ A 以下であり、特に問題となる値ではない。

3. 非咀嚼側の咬合接触は、部位によりその開始に差が認められ、第2大臼歯、第1大臼歯、小臼歯部の順に生じた。その time lag は、第1大臼歯で 32~48 ms 第2大臼歯に遅れ、小臼歯部ではさらに 2~48 ms の遅れを生じた。

4. 咀嚼時における義歯の安定という観点から、いわゆる balancing contact の与え方について再考の必要性が示唆された。

稿を終わるに臨み、実験にご協力頂いた被験者に謹んで感謝

の意を表します。

あわせて、ご援助いただいた第3歯科補綴学教室の諸先生に謝意を表します。

本研究の要旨の一部は、第76回日本補綴歯科学会学術大会(昭和61年10月)、第35回 JADR 総会(昭和62年12月)および第79回日本補綴歯科学会学術大会(昭和63年5月)において報告した。

なお本研究は文部省科学研究補助金一般研究課題番号 60440090、奨励研究課題番号 60771626 の補助により行われた。

文 献

- 1) Yurkstas, A.A. and Emerson, W.H.: A study of tooth contact during mastication with artificial dentures, *J Prosthet Dent*, 4: 168~174, 1954.
- 2) Kaires, A.K.: A study of occlusal surface contacts in artificial dentures, *J Prosthet Dent*, 7: 553~564, 1957.
- 3) Kaires, A.K.: Occlusal surface contacts during mastication, *J Prosthet Dent*, 9: 952~961, 1959.
- 4) 小林賢一: 全部床義歯の咀嚼時における咬合接触の動態一特に、非咀嚼側について一, 補綴誌, 27: 150~167, 1983.
- 5) 守澤正幸: 全部床義歯の咀嚼時における咬合接触, 口病誌, 53: 255~280, 1986.
- 6) Brewer, A.A. and Hudson, D.C.: Application of miniaturized electronic devices to the study of tooth contact in complete dentures, A progress report, *J Prosthet Dent*, 11: 62~72, 1961.
- 7) Brewer, A.A.: Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine, *J Prosthet Dent*, 13: 49~69, 1963.
- 8) Neill, D.J.: A study of the contact between artificial dentures using incorporated radio transmitters, *Inter Dent J*, 14: 255~259, 1964.
- 9) Neill, D.J.: Studies of tooth contact in complete dentures, *Brit Dent J*, 123: 369~378, 1967.
- 10) 田島篤治: 有床義歯の均衡と人工歯の排列および割合との関係について, 歯科学報, 66: 715~764, 1966.
- 11) 高鍋 顕: I.R.V. によるパーシャル・デンチャー—典型的複合欠損における機能的, 予防歯周病学的対応—(下), 補綴臨床, 14: 27~40, 1981.
- 12) Mackay, R.S. and Jacobson, B.: Endoradiosonde, *Nature*, 179, 1239~1240, 1957.
- 13) Gillings, B.R.D. and Kohl, J.T.: Contact patterns using miniature radio transmitters, *J Dent Res*, 40: 761~762, 1961.
- 14) Graf, H. and Zander, H.A.: Tooth contact patterns in mastication, *J Prosthet Dent*, 13: 1055~1066, 1963.
- 15) Adams, S.H. and Zander, H.A.: Functional tooth con-

- tacts in lateral and in centric occlusion, J Amer Dent Ass, 69 : 465~473, 1964.
- 16) Kavanagh, D. and Zander, H. : A versatile recording system for studies of mastication, Med Electron Biol Engng, 3 : 291~300, 1965.
- 17) Schaerer, P., Stallard, R.E. and Zander, H.A. : Occlusal interferences and mastication: An electromyographic study, J Prosthet Dent, 17 : 438~449, 1967.
- 18) Roeber, F.W., Pameijer, J.H.N. and Glickmann, I. : An intraoral electronic system for the study of dental occlusion, Med & Biol Engng, 6 : 677~679, 1968.
- 19) Glickmann, I., Pameijer, J.H.N. and Roeber, F.W. : Intraoral occlusal telemetry Part I. A multifrequency transmitter for registering tooth contacts in occlusion, J Prosthet Dent, 19 : 60~68, 1968.
- 20) Butler, J.H. and Zander, H.A. : Evaluation of two occlusal concepts, Paradont Acad Rev, 2 : 5~19, 1968.
- 21) Goodkind, R.J., Butler, J.H. and Schulte, R.C. : Tooth contact relationships as revealed by intraoral telemetry (A preliminary report), Northwest Dent, 49 : 362~366, 1970.
- 22) Glickmann, I., Haddad, A. and Roeber, F.W. : Electronic telemetry of functioning occlusion, J Acad Gen Dent, 19 : 21~23, 1971.
- 23) Glickmann, I., Haddad, A.W., Martignoni, M., Mehta, N., Roeber, F.W. and Clark, R.E. : Telemetric comparison of centric relation and centric occlusion reconstructions, J Prosthet Dent, 31 : 527~536, 1974.
- 24) 山下秀一郎 : 咬合高径の変更に伴う歯牙接触の経時的変化に関する研究, 口病誌, 55 : 27~52, 1988.
- 25) Kydd, W.L. and Mullins, G. : A telemetry system for intraoral pressures, Arch Oral Biol, 8 : 235~236, 1963.
- 26) Scott, I. and Ash, Jr., M.M. : A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces, J Prosthet Dent, 16 : 56~61, 1966.
- 27) 坂東永一 : 口顎機能のテレメータリング, 医用電子と生体工学, 7 : 281~288, 1969.
- 28) McCall, Jr., W.D., De Boever, J.A. and Ash, Jr., M.M. : Telemetry system to study functional occlusal forces, J Prosthet Dent, 40 : 98~102, 1978.
- 29) De Boever, J.A., McCall, Jr., W.D., Helden, S. and Ash, Jr., M.M. : Functional occlusal forces: An investigation by telemetry, J Prosthet Dent, 40 : 326~333, 1978.
- 30) Graf, H. and Mühlemann, H.R. : Telemetry of plaque pH from interdental area, Helv Odont Acta, 10 : 94~101, 1966.
- 31) Graf, H. and Mühlemann, H.R. : Oral telemetry of fluoride ion activity, Arch Oral Biol, 14 : 259~263, 1969.
- 32) 加藤嘉之 : テレメータ方式による口腔内圧計測に関する研究, 口病誌, 54 : 175~189, 1987.
- 33) 斉藤正男, 山浦逸雄 : 電磁界と生体, 医用電子と生体工学, 12 : 341~349, 1974.
- 34) 松本伍良, 山浦逸雄 : 生物に及ぼすマイクロ波照射の影響, 電気学会雑誌, 91 : 588~596, 1971.
- 35) 日本エム・イー学会編 : ME 事典 9・1 安全 : 163~167, コロナ社, 東京, 1978.
- 36) Smith, D.E., Kydd, W.L., Wykhuis, W.A. and Phillips, L.A. : The mobility of artificial dentures during comminution, J Prosthet Dent, 13 : 839~856, 1963.
- 37) 内山洋一 : 下顎運動時における全部床義歯の動揺について 第2報 電気的記録装置による研究, 補綴誌, 9 : 64~82, 1965.