原 著

新たに開発した6自由度測定システムを用いた部分床義歯の動揺の測定 —側方滑走時における臼歯部人工歯の接触が義歯の動揺に及ぼす影響—

高 橋 重 郎

東京医科歯科大学歯学部歯科補綴学第一講座 (主任・指導: 藍 稔教授)

(1998年12月10日 受付)

Functional Mobility Measurement of Removable Partial Dentures Using Newly-Developed Analyzing System in Six Degrees of Freedom —Effect of Cusp Inclination of Molar Artificial Teeth on Denture Displacement in Function—

Juro Takahashi

The First Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University
(Chief and Director: Prof. Minoru Ai)

A measuring system to record three-dimensional displacement of removable partial dentures (RPDs) in six degrees of freedom has been developed. The system employed three pairs of photodiode and LED that were set up in a triangle. This system was capable of recording the *in vivo* RPD displacement with a recording sensitivity of 0.1 mm. *In vivo* displacement of upper RPDs with unilateral distal extension saddle was investigated using this measuring system to determine the effect of artificial cusp inclination of molar teeth on denture mobility. Two groups of different artificial dentition were switched to be attached to each of three experimental RPDs. The artificial teeth with cusp inclinations were calibrated to contact with opposing natural dentition during lateral grinding of the mandible, while the other artificial teeth were prepared to disclude with the mandibular teeth (flat-cusp group). Displacement range and average position of a reference point at the first molar of the RPDs during mastication were measured and analyzed as a function of the cusp inclination and the test food. As a result, the average displacement of the RPDs toward the edentulous ridge was smaller in the cusp group than that in the flat-cusp group, while the range of horizontal displacement in the buccal-palatal direction was greater in the former group than the latter. The denture wearers demonstrated typical grinding strokes at the end of the closing phase of the mandibular movements when they chewed a peanut, which was attributed to a wide range of horizontal displacement of the dentures.

I. 緒 言

部分床義歯の装着により,咀嚼などの口腔機能を回復,維持していくためには,義歯が残存歯や顎堤などの周囲組織を障害せず,顎関節や筋など他の顎口腔組織とも機能的に調和していることが大切である。部分床義歯が口腔内組織に及ぼす為害作用のなかでは,自浄作用の阻害などによってもたらされる細菌的刺激の他,機械的な刺激による作用も重大な問題である。維持装置を介し義歯と接続された支台歯には義歯からの力が伝達されるが,これがしばしば生理的な限界を越えて歯の動揺を引き起こすことがある¹⁾。さらに,義歯床下の組織は義歯による機械的な刺激によって,炎症を起こしたり,骨の吸収が促されたりするようになる²⁾。

部分床義歯による残存組織に対するこうした機械的な

刺激は,機能時の義歯の動揺が大いに関係している。部分床義歯の構成要素のなかでも,機能時の動揺に直接的に関係するとされているのは義歯床の形態や支台装置の構造などであるが,人工歯の咬合接触状態の影響についてはあまり報告されていない。そうしたなかで,古くは人工歯の咬合面の影響に関して,部分床義歯の咬合面面積を縮小すると義歯に加わる力が減少し,支台歯や床下粘膜への圧力が軽減したとする Kaires^{3,4)}の報告がある。また,細見⁵⁾は人工歯咬合面の頬舌径を約30%削減すると上下の移動量が減少したことを述べている。しかし,人工歯咬合面のうち咬頭傾斜角について義歯の動揺との関係はあまり明らかにされていない。羽毛田⁶⁾は患者に装着した上顎遊離端義歯の床下粘膜に加わる圧力は,人工歯の咬頭傾斜が急なほうが小さくなるが,圧力の均等化という点では傾斜の緩いほうが優れていたとしている

図1 6自由度義歯動揺測定装置のブロックダイアグラム

が、義歯の動揺については触れていない。

確かに機能時の義歯の動揺を高い精度で測定するのは容易ではない。これまでに報告されたものの多くは床下粘膜の圧力⁷⁾や支台歯の動揺⁹⁾、義歯の咬合接触状態⁹⁾などの測定結果から、義歯の動きを間接的に推定したものであり、直接義歯の動揺を測定したものはきわめて少ない。そこで、著者は患者の口腔内で機能する義歯の動揺を直接測定しうる装置の開発を試みた。本研究ではこの測定装置の機能と精度を明かにし、さらにこれを用いて上顎片側遊離端義歯の咀嚼運動時における三次元的な動きを記録して、人工歯の咬頭傾斜との関係について検討した。

II. 研究方法

A. 6自由度義歯動揺測定装置

1. 装置の構成

図1に6自由度義歯動揺測定装置のブロックダイアグラムを示す。義歯動揺測定装置は、標点となる発光部とそれより発せられる発光信号を受信するための受光部とから構成されている^{10,11)}。発光部は3個の赤外発光ダイオード（沖電気工業社製 OLD225）と発振器（日立製作所製 VG-4429）からなり、受光部は四分割 PIN 型フォトダイオードセンサ（モリリカ社製 MI-1515H4D）3個からなっている。

発光ダイオードおよびセンサをそれぞれ3個用いることにより、義歯の三次元的な動揺を6自由度で記録することが可能となる。装置の構造および位置関係を図2に

図2 義歯動揺測定装置

示す。発光部のダイオードは3個それぞれが正三角形の金属フレームの各頂点に内側を向いた状態で固定されている。この三角形フレームは義歯床に埋め込んだ連結部にロッドを介して接続され、口腔外前方40mmに位置している。一方、受光部を構成するフォトダイオードセンサは正三角柱のブロックの各側面中央にそれぞれ外側を向くように配置されている。このブロックは、発光部の三角形フレームの内側に位置し、なおかつ3個の発光ダイオードが各フォトダイオードセンサと10mm離れた位置で対面するように設定される。受光部はクラッチを介して上顎切歯部に固定された。受光部で感知される発光信号は、多出力直流安定化電源（ケンウッド社製 PW18-2）に接続されたセンサ増幅系電子回路を介し、A/D変換器（AD Instrument社製 MacLab）に伝達され、パーソナルコンピュータ（Apple社製 Power Macintosh 9500）により記録、演算処理される。

2. 三次元座標の演算処理

義歯動揺測定時のセンサから出力される4つの電圧値から三次元座標を算出するにあたっては、以下の3つのステップで行った。

第1ステップ：

下顎運動測定時の4つのセンサ出力値をそれぞれ平滑化した。

第2ステップ：

まず、この平滑化後のデータと参照データとの比較を行った。参照データとは、測定空間内で均一な測定精度を得るために、三次元較正器（中央精機社製）上であらかじめセンサ出力値を測定しておいたものである。つまり、実験で用いる測定空間全域（4×4×3mm）を0.2mm刻みで格子状に細分化し、その格子の各頂点に発光ダイオードが位置するように設定し、三次元較正器を用いてセンサ電圧値を4つのチャンネルごとに計測、記録した。記録点は6,615点である。これを既知の参照データとした。そして、参照データのなかで一辺が200μmの立体空間を想定し、平滑後のデータがその空間内に含まれ

る立体を1つ選択した。

第3ステップ:

測定データと選択された立体空間内の参照データとの差分量および選択された空間付近でのX, YおよびZ軸方向の電圧変化量から、三次元座標の最良推定値を具体的に算出した。

つまり、測定値を $P: (f1, f2, f3, f4)$ 、求める三次元座標 $K: (X, Y, Z)$ 、参照データの格子の頂点間における出力値の差、つまり、微小変化量を $A: (\Delta fx, \Delta fy, \Delta fz)$ とするとそれぞれの関係は、

$$P = (f1, f2, f3, f4) = \Delta fxX + \Delta fyY + \Delta fzZ = KA$$

$$K = (A^t A)^{-1} A^t P$$

と表すことができる。したがって、三次元座標 $K: (X, Y, Z)$ を求めるためには、 $K = (A^t A)^{-1} A^t P$ を求めればよいことになる。

3個の発光ダイオードの三次元的位置は、それに対応するセンサごとに個別に記録されるので、おのおの固有の座標系を有している。したがって、義歯の動揺を6自由度で把握するためには、これらを1つの統合した座標系上で表現する必要がある。そのため本研究では、各センサから得られた計算値を基に、回転移動などの一次変換による計算式を用いて補正し、座標変換を行った。

装置出力値のサンプリングは10,000位置/秒であるが、演算処理後には200位置/秒となる。これは連続した義歯の動きを観察するのに十分なものといえる。

3. 較正

測定装置の較正は三次元較正器を用いて、標点の回転と移動のそれぞれについて行った。まず、受光部であるフォトダイオードセンサの描く三角形の重心と、発光ダイオードの描く三角形の重心を一致させ、これらの三角形の含む面に垂直で、かつその重心を通る軸を中心に回転を加えた。このときの較正結果を図3に示す。これによると、較正装置より得られた設定値と計測値との間のずれは回転角が30度以下の場合、約0.05mmと小さな値で一定していたが、30度を越すとそのずれは明らかに大きくなった。

次に三角形の重心を原点とし、そこから0.5mmずつ測定点を移動させた際の計測値と設定値との比較を行うことにより、移動に関する較正を行った。その結果を図4に示す。これによると測定した各標点は格子にほぼ等間隔に並んでおり、設定値からのずれは最大で約0.05mmであった。

以上の結果より、本装置の精度は、回転と移動のそれぞれにおいて生じる誤差を加味し、全体では約0.1mmであることが判定された。

図3 較正器上で回転移動させたときの較正データ

図4 較正器上で直線移動させたときの較正データ

表1 被験者とその欠損形態

被験者	性別	年齢	欠損形態
1	F	64	765
2	F	60	765
			67

B. 上顎義歯の動揺測定

1. 被験者

被験者は、咬合支持が最小限確保されている上顎片側第二小臼歯、もしくは第一大臼歯から後方歯の欠損を有し、下顎の対合歯は天然歯もしくはそれに準ずる補綴処置が施されていて、顎口腔系に異常の認められない女性2名とした。被験者1は上顎右側第二小臼歯以後が欠損部であり、ここに被験義歯Aを装着した。また被験者2は上顎右側第二小臼歯以後と左側第一大臼歯以後に欠損を有し、それぞれの部位に片側性の被験義歯BおよびCを装着した。これらを表1にまとめて示す。また、各被験者の側方誘導時のガイドは、被験者1で犬歯、被験者2では犬歯および第一小臼歯にあった。被験者はいずれも通常、被験義歯とは別に適切な義歯を使用しており、義歯の使用には十分慣れている。また、触診により欠損部顎堤の粘膜の被圧変位は標準的な範囲にあると認めら

図5 義歯の設計

図6 義歯との連結部

図7 咀嚼期の分類と、各区内の最大および最小の変位の取り方
(上段は義歯の左右方向の変位、下段は顎運動の垂直成分)

れた。

2. 被験義歯

通法に従い上下顎の機能印象を採得し超硬石膏により作業模型を製作した後、欠損部に隣接する2歯を支台歯

として双子鉤を維持装置とした(図5)部分床義歯のメタルフレームを通法により金銀パラジウム合金で製作した。完成したメタルフレームを口腔内に適合した後、これに蠟堤を付着してFGP法によって側方滑走運動路の咬合記録を採得した。次いで上顎模型を咬合器に装着し、それに合わせて下顎模型および先の側方運動の咬合記録より製作したFGP石膏コアをおのおのマウンティングテーブルを介して咬合器下弓に装着した。

次に、上顎模型に戻したメタルフレームについて、加熱重合レジンを用いて義歯床部を製作したが、このとき、後に人工歯を床から着脱できるように自家製アタッチメントを床咬合面に設け、これを埋入する形でレジン重合を行った。義歯床部が完成した後、上顎模型と義歯を咬合器に再装着し、義歯床咬合面のアタッチメント上にワックスアップを行い、欠損部人工歯のための蠟型を製作した。その際、人工歯の頬側咬頭内斜面を対合する下顎臼歯頬側咬頭と接触滑走するように形成した。以上の操作により、1つの義歯に対して同じ形態の人工歯蠟型を2個製作した。次に、これらの蠟型を交互に義歯に装着し、これを口腔内に試適して患者に側方滑走運動を行わせた。そして、一方の蠟型については頬側咬頭内斜面と下顎臼歯との接触滑走が保たれることを確認し、他方については頬側咬頭が下顎臼歯の頬側咬頭と完全に離開するように、咬合面を修正した。また、咬頭嵌合位においては両蠟型とも適切な咬合接触が得られるよう調整した。なお、側方滑走運動時に下顎臼歯と頬側咬頭内斜面が接触滑走する人工歯、および下顎臼歯とは離開する人工歯を以下それぞれ咬頭傾斜あり、咬頭傾斜なしと呼ぶこととする。

完成した蠟型を通法どおり埋没し、金銀パラジウム合金を用いて鋳造し、1つの義歯につき2つの可撤式的人工歯を得た。これらの金属人工歯を再度口腔内に試適し、咬頭嵌合位における咬合接触状態をブラックシリコーンを用いて診査し、各咬合面が同等の接触状態になるよう調整した。さらに、口腔外に設置する発光部を義歯に固定するのに必要な金属製の円筒型アタッチメントを義歯床頬側研磨面に埋入し、即時重合レジンで固定した。このとき義歯床と発光部を連結するワイヤーが頬内面や残存歯辺縁歯肉、口唇などを障害せず、患者が通常の咀嚼運動を行えるよう調整した(図6)。

3. 下顎運動測定装置

咀嚼時の切歯部における下顎運動経路を、下顎運動解析装置K 6-IダイアグノスティックEX(マイオトニクス研究所社製)を用いて、指示どおりに瞳孔線およびカンペル平面にセンサアレイを装着し、記録した。

4. 咀嚼試験

2種類の可撤式人工歯のうち任意に一方を選び、それ

を義歯に固定して口腔内に装着し、測定装置の発光部を直径1.2mmのコバルトクロム半円線を用いて義歯床頬側面に固定した。一方、受光部は両中切歯唇側面より40mm前方になるよう、直径3mmのロッドを介して金属製のクラッチに接続し、患者の上顎前歯部唇側面にシアノアクリレート系接着剤で接着した。発光部の重量は平均2.6g、受光部は平均7.1gと非常に軽く、被験者には特に違和感を感じさせなかった。

試験食品にはカマボコ(10×10×10mm)およびピーナッツ(半粒)の2種類を用い、これらを義歯装着側で咀嚼し、自由に嚥下するよう患者に指示した。咀嚼の回数については特に患者に指示しなかった。続いて、形態の異なるもう一方の人工歯に替え、同様の測定を行った。1回の実験において、それぞれの食品について5回ずつ咀嚼を行わせ、最初の2回を練習とした。実験は日を変えて5回行った。

5. 分析

上記の咀嚼試験における義歯の動揺と下顎運動を同時記録しコンピュータに収録した。義歯の動揺は、時間ごとの計測値を前頭面、矢状面および水平面に分けてプロットし、表示した。このとき義歯の動揺は、最も近心寄りで最小読み取り値が小さく比較的高い精度で測定することが可能な第一大臼歯人工歯の咬合面中央部を測定点として記録した。義歯動揺の分析における原点は、この測定点の咬頭嵌合位における位置とした。

下顎運動測定装置の出力のうち垂直成分の記録から波形が水平となる点を求め、これを閉口運動の終末点とし、1つの終末点から次の終末点までを1咀嚼周期とした。被験者が咀嚼を開始してから嚥下するまでの咀嚼全体を咀嚼前期、咀嚼中期、咀嚼後期の3つのステージに分割し、各ステージから最初の5ストロークを取り、測定点の平均変位量とその区間内における最大の変位と最小の変位を求めた。平均変位量とは、各区間内において測定点が平均してどの位置にあったかを変位量の総和を時間で除した値により表現したものである(図7)。義歯の動揺の測定は、前頭面に投影した測定点の左右的(頬舌的)変位と上下の変位について行い、時間の経過に伴って得られたそれぞれの変位の波形を得た。変位は頬舌的には頬側方向、上下的には上方に変位したときを正、舌側方向、下方へ変位したときを負として表現した。最大の変位とは各区間内で最も大きな値、最小の変位とは最も小さな値とした。さらに、下顎運動測定装置によって記録した下顎切歯点の咀嚼中の動きを前頭面、矢状面および水平面に投影したときの軌跡として描き、義歯の動揺を分析する際の参考とした。

III. 結 果

本実験では、義歯が咀嚼時に示す動きを第一大臼歯咬合面中央部に設定した測定点の変位として捉え、前頭面に投影した左右の変位と上下の変位を記録した。図7は、下顎運動測定装置によって記録した下顎の動きと義歯動揺測定装置によって記録した義歯の左右方向(頬舌方向)の動揺の一例を示したものである。この動揺において、右方向(頬側方向)を上方、左方向(舌側方向)を下方への振幅として表現してある。両者の波形を観察すると、義歯の頬舌方向への動揺は咀嚼運動(開閉口運動)と同期するようにピークが現れていることがわかる。この点においては、義歯の上下方向への動きについても同様であった。図に示した例では、義歯は咬み込むとき頬側方向へ動き、開口したとき舌側方向へ動いていることが明らかである。

各被験義歯の動揺についての結果は、咀嚼前期、中期および後期の3つのステージにおける測定点の平均変位量とその区間内における最大の変位と最小の変位を各食品ごとに定量的に分析した。1つの義歯を用いて同じ食品を咀嚼した3回の測定においては、義歯の動きはほぼ同様な傾向を示し、得られた波形も似通っていた。

1. 平均変位量

図8-1aから図8-3bは2種類の形態の異なる人工歯を有する被験義歯を用いて、それぞれの患者が2種類の食品を咀嚼したときの平均変位量および最大変位、最小変位を各咀嚼ステージごとに示したものである。これによると左右方向ならびに上下方向のいずれにおいても、その平均変位量は多くの場合咀嚼期の前期に変位することが認められたが、その後の変位は小さかった。またすべての義歯において頬側咬頭の咬頭傾斜がない人工歯を有する義歯を使用したときのほうが咬頭傾斜がある人工歯の義歯の場合に比べて、より沈下方向(下方)に移動する傾向がみられた。たとえば、被験義歯Cを用いた患者で咬頭傾斜のある人工歯の場合、カマボコ咀嚼では $-0.2 \sim 0.2\text{mm}$ 、ピーナッツ咀嚼では $0.7 \sim 1.0\text{mm}$ であるのに対して咬頭傾斜のない場合、カマボコ咀嚼では $0.6 \sim 1.1\text{mm}$ 、ピーナッツ咀嚼では $1.0 \sim 1.4\text{mm}$ であった。

また、ピーナッツ咀嚼において咬頭傾斜のある人工歯を用いた場合、その左右方向の平均変位量は原点である咬頭嵌合位付近に集まっていた。この傾向は被験義歯AおよびCにおいて明らかであり、その平均値は義歯Aではほぼ頬側 0.1mm 付近、義歯Cでは頬側 0.2mm 付近と、いずれも原点に近い位置に収束していた。ただしこのとき、最大変位量と最小変位量との差は必ずしも小さくなく、義歯の動揺の振幅は大きかった。一方、同じピーナッツ咀嚼において咬頭傾斜のない人工歯を用いた場合、平

図 8-1 a 被験者 1 の被験義歯 A の結果

図 8-1 b 被験者 1 の被験義歯 A の結果

図 8-2 a 被験者 2 の被験義歯 B の結果

図 8-2 b 被験者 2 の被験義歯 B の結果

図 8-3 a 被験者 2 の被験義歯 C の結果

図 8-3 b 被験者 2 の被験義歯 C の結果

均変位量は原点付近に集まらず、左右どちらかに変位した。

一方、カマボコ咀嚼時の平均変位量は、咬頭傾斜の有無にかかわらず咀嚼前期から咀嚼中期にかけて義歯は頬側方向に移動する傾向がみられ、咬頭傾斜がない場合のほうがその傾向は強かった。この傾向は被験義歯 A において最も明らかであった。

2. 最大変位および最小変位

いずれの義歯による結果においても、カマボコ咀嚼では最小変位と最大変位の差がピーナツ咀嚼の場合と比較してやや小さく、特に頬舌方向への変位についてそれが顕著であった。すなわち、義歯の頬舌方向への振幅はカマボコ咀嚼の場合、より小さいことが示された。また咬頭傾斜の有無による義歯の頬舌方向の最大変位と最小変位との差は義歯 A の場合大きかったが、義歯 B および C の場合比較的小さかった。

ピーナツ咀嚼においては、咬頭傾斜の有無による頬舌方向および上下方向の最大変位と最小変位の差、すなわち動きの振幅には咀嚼時期によるはっきりした傾向はみられなかった。

3. 下顎運動

各被験義歯について下顎運動も同時に記録したが、ピーナツ咀嚼の場合、どの被験義歯においても運動路の側方移動量は大きく、カマボコ咀嚼では比較的小さかった。ただし、被験義歯 A を使用した被験者 1 では、義歯 B および C を使用した被験者 2 の場合に比べて運動路全体が作業側に偏り、閉口相の運動は咬合平面に対して緩い角度で終末位に至る経路を示した。図 9 には、各被験義歯を用いた患者の前頭面投影による運動路を、人工歯の形態と咀嚼した食品の組み合わせごとに示した。

IV. 考 察

部分床義歯の臼歯部人工歯は、一般的に対合歯の形態や残存歯の誘導要素などに基づいてその咬合面形態が決定される¹²⁾。遊離端義歯のなかでも、側方運動時に前方の残存歯で誘導が十分にできる場合には、義歯に作用する側方圧を避けるため、人工歯は側方運動時には対合歯と離開させたほうがよいと考えられている¹³⁾。天然歯列において後方歯が側方運動時に強く接触すると、その歯の負担荷重により歯周疾患を助長したり、顎関節や咀嚼筋の機能障害を引き起こす可能性のあることが指摘されているが、義歯の人工歯の場合には義歯の動揺を著しくし、支台歯や顎堤に対して障害をもたらすと考えられている。

しかしその一方で、上顎の両側性遊離端義歯などにおいては、義歯の安定を得るため、全部床義歯の場合と同

義歯B 咬頭接触あり、ピーナツ咀嚼

義歯B 咬頭接触なし、ピーナツ咀嚼

義歯B 咬頭接触あり、カマボコ咀嚼

義歯B 咬頭接触なし、カマボコ咀嚼

図9 下顎運動測定装置による下顎運動の記録の一例

様にフルバランス咬合になるように接触を与えるのが良いとする考え方がある¹⁴⁾。田嶋¹⁵⁾(1969)によれば、臼歯部人工歯においては、傾斜した咬合小面に発生する側方ベクトルは相対する対合歯の小面によって相殺されて小さくなるとされる。実際に遊離端義歯を装着した患者が食品を咀嚼したとき、側方運動時に対合歯と接触する咬合小面をもった人工歯を用いた場合と、全く接触しない人工歯を用いた場合のどちらがより安定した義歯となるのかについては、これまでのところ明確な解答は得られていない。

本研究では側方運動時に機能側の接触を付与した場合と付与しなかった場合のそれぞれについて、片側性の上顎遊離端義歯の咀嚼時における動揺を著者が考案した6自由度義歯動揺測定装置を用いて測定し、機能時の義歯の安定性について検討した。

1. 義歯動揺測定装置について

歯や義歯などの補綴物の動きを測定する方法としては本研究で用いたフォトダイオードを組み込んだ装置の他に、ステレオ撮影¹⁶⁾や磁場解析装置^{17,18)}を用いた方法が報告されている。しかしこれらの方法は、装置を口腔外に設置するに際して空間的な制限や体位の固定などといった問題があり、精密な測定が困難となる場合が多い。

本研究で用いた発光ダイオードとフォトダイオードセンサは、上記の装置で用いられるステレオ撮影用の CCD カメラなどと比較してそれ自体が小型である。本装置は発光部と受光部とからなるが、ともに軽量で咀嚼運動の妨げにならない程度のロッドとアタッチメントによりそれぞれ義歯床、上顎切歯部に固定される。そのため装置全体としても比較的小さく被験者への負担は小さいという特長をもっている。

測定装置の精度に関しては、較正で示したように回転と移動のそれぞれにおいて生じるずれを含めても約 0.1 mm であることが確認された。実際の臨床において通常使用されている義歯のなかには、術者の目視によっても動揺が確認できるものも少なくない。その場合、義歯上の点で 2 mm 程度変位していると考えられる。一般に距離を測定する装置においては、測定対象の移動量に対して誤差が 10 分の 1 以下でなくてはならない。今回の測定に関して義歯の最大変位量は約 2 mm であり、本義歯動揺測定装置はその精度が十分であると考えられる。

2. 被験義歯および実験方法

本実験では、側方滑走運動時に作業側の臼歯部人工歯が前方の犬歯あるいは小白歯部と同時に接触滑走するものと、人工歯部は全く接触せず離開するものとの 2 種類の人工歯形態をもつ義歯の咀嚼運動時における動きを検討した。実験に用いた義歯は、これら 2 種類の人工歯列を同一の義歯床に可換式で装着できるように製作した。これは、異なる人工歯を有する 2 つの義歯を用いた場合には、床の形態など人工歯以外の形態を同一にすることが困難であり、これが測定結果に影響を及ぼす可能性が考えられたためである。また、義歯床に埋め込まれる発光部と義歯に対する位置関係が変化すると、測定の精度に影響を及ぼすことが懸念されたためである。

一般に片側性遊離端義歯においては、間接維持装置を含む両側性の設計にすると義歯に加わる側方力を効果的に抑制するとされている^{19,20)}。しかし本実験では、人工歯形態の変化による義歯の変位を追究することを目的としたため、この変位をできるだけ明瞭な形で記録できるように間接維持装置のない設計と、その他の構造についてはすべての義歯で原則的に同様の設計を施した。ただし、被験者の欠損部位の大きさの関係から被験義歯の人工歯数には違いがあった。

義歯の変位を測定するための原点としては、義歯を装着して咀嚼を開始する直前に患者に指示し咬頭嵌合位における義歯の位置を採用した。臨床において新たな義歯を患者に装着したとき、装着後まもなく義歯がわずかに沈下することが知られており²¹⁾、これにより咬頭嵌合位での歯の接触状態が変化することが考えられる。本研究ではこうした新義歯の適応過程と関連した義歯の変位要

素を排除し、できるだけ咀嚼運動によると考えられる義歯の変位について明らかにすることを意図とした。そのため、事前に測定と同様の条件で咀嚼する練習を 2 回行い、十分に患者が被験義歯を使用できることを患者自身が認めた後、3 回目の咀嚼試験を行った。理想的には被験義歯を患者に日常から使用させ、十分に義歯に慣れてから試験を行うべきであるが、測定装置を接続するためのアタッチメントなどが義歯床表面に付着して、日常の使用には適さないと判断されたため、上記の方法により義歯装着への適応を得ることにした。

3. 研究結果

咀嚼試験で咬頭傾斜がある人工歯を用いた場合、咬頭傾斜のない人工歯を用いた場合に比べ、義歯床の沈下する方向への変位は少ない傾向がみられ、義歯は原点である咬頭嵌合位付近に位置していることが推察された。この傾向は特にピーナッツ咀嚼時において明らかであった。しかしその一方で、同じ咀嚼運動における頬舌的な変位の振幅の大きさは、咬頭傾斜がある場合のほうがない場合に比べて大きくなる傾向を示していた。人工歯の咬合面形態と食品破壊に要する力量について模型実験により検討した関根ら^{22,23)}の報告によれば、食品破壊時において義歯床垂直方向の力は、咬合小面の頬舌的傾斜角度が 0°から 20°であるのに比べて 30°のほうが減少したとされている。そして、咬合小面の傾斜が急なほど食品破壊の起始点として効果的に作用すると考察している。また、田嶋¹⁵⁾は食品の切断に必要な垂直ベクトルは人工歯咬合小面の傾斜角度が 20°から 30°のとき比較的小さく、さらに側方ベクトルの減少についても考慮すると 20°が好ましいとしている。これらの研究では人工歯の咬頭傾斜を変化させ、それが義歯の動きに及ぼす影響について検討しており、側方滑走運動時の接触の有無を比較した本研究とは条件が異なっている。しかし、本研究において側方滑走時の接触を付与した人工歯と付与しなかった人工歯との違いを本来の咬頭傾斜の違いという面からみて考察すると、傾斜ありの人工歯において上下的な変位が小さかったという結果は上記の研究結果と一致していると考えられる。さらに、咀嚼時に義歯床下の粘膜に伝達される垂直的負担圧は、人工歯の咬頭傾斜が大きな場合に減少したとする羽毛田⁹⁾の報告とも一致する。

上に述べた上下方向の動きについては同時に記録された頬舌方向の変位と密接に関係していると思われる。本研究においては、頬舌的な最大変位と最小変位の差、すなわち振幅の大きさは咬頭傾斜ありの人工歯を用いた場合のほうが咬頭傾斜なしの人工歯を用いた場合に比べて大きくなった。これは、床下粘膜に伝達される圧は、傾斜の急な人工歯を用いた場合に、より顎堤の広い部分に分散され、顎堤頂への垂直的な圧の集中が避けられると

した羽毛田⁶⁾の研究と基本的に同じ現象を示したものであると考えられる。羽毛田は、カマボコ咀嚼では下顎側咬頭が垂直的に咬み込むことで切断されるが、ピーナッツ咀嚼においては上顎側咬頭内斜面の傾斜が急なほど歯面の滑走が起りやすくなり、側方移動量の大きな運動を伴うことで対咬歯面との滑走を積極的に行うようになり、その臼磨作用により効率よく粉砕されるため粘膜負担圧は減少すると推察している。

咀嚼時における咀嚼運動経路を前頭面投影図から観察すると、いずれの人工歯の場合でもピーナッツ咀嚼時とカマボコ咀嚼時では描かれる経路に形態的な違いがあることが認められた。すなわちピーナッツ咀嚼においては終末位付近でやや側方への広がりが見られるいわゆる grinding 型であったのに対して、カマボコ咀嚼時には頬舌的な最大の変位と最小の変位の差が比較的小さいいわゆる Chopping 型の傾向を示した。これは天然歯列を有する被験者の切歯部での咀嚼運動経路を分析した藍²⁴⁾の研究結果と同じである。一方咬頭傾斜ありの人工歯と咬頭傾斜なしの人工歯では咀嚼運動経路には違いは認められなかった。これは咬頭傾斜なしの人工歯の場合でも咀嚼運動時に残存歯が側方運動の誘導が関与するため下顎運動経路には違いが現れなかったものと考えられる。

義歯の頬舌的な変位について咀嚼の時期との関係は明瞭でなかった。一般に咀嚼の時期が進むにつれ義歯の動揺は減少する傾向があるとされるが、本研究で用いた人工歯の咬合面は下顎の側方運動時に義歯側咬頭内斜面が接触するように調節したため、その頬舌径がやや大きく、平均で8~10mmであった。細見⁵⁾によると下顎両側遊離端義歯においては咬合接触面積が大きいほど義歯の動揺は増大するとしている。そうした人工歯咬合面の大きさが結果に関与している可能性が考えられる。

今回、測定の対象となった被験者は2名で測定部位、すなわち義歯は3種類であったが、顎堤粘膜の被圧変位や対合関係と咀嚼中の義歯の動きには何ら関係がみられなかった。また、食品の性状の相違は義歯装着者の下顎運動経路や義歯の変位に明らかな違いをもたらした。

以上の結果から、遊離端義歯において臼歯部人工歯の咬頭傾斜角を大きくして側方滑走運動時に対合歯との接触を付与すると、咀嚼中の義歯の沈下量は減少するが、その一方で頬舌的な義歯の揺れは増大する傾向が認められた。そうだとすると傾斜の大きな人工歯を遊離端義歯に用いる場合、特に人工歯以外の義歯構成要素、すなわち床や支台装置により義歯の水平方向への動きを抑制する必要がある。このことが果たして口腔残存組織の維持の点で妥当であるか否か、今後改めて検討する必要がある。

V. 結 論

1. 義歯の動揺を三次元的に測定可能な6自由度義歯動揺測定装置を新たに開発した。
2. 義歯動揺測定装置の精度は約0.1mmであり、これにより義歯の動揺を十分に捉えることが可能と考えられた。
3. 側方滑走運動時に対合歯との接触を有する咬頭傾斜ありの人工歯と接触を有しない咬頭傾斜なしの人工歯を用いた上顎遊離端部分床義歯を用いて咀嚼運動を行わせ、そのときの義歯の変位と下顎運動について検討した結果、咬頭傾斜ありの場合、義歯の沈下量は減少したが、頬舌的な揺れは増加した。
4. ピーナッツのような硬い食品ほど下顎運動経路はgrinding型に近く、この場合義歯の動揺も増加した。

謝 辞

稿を終えるに臨み、ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました藍 稔教授に謹んで感謝の意を表します。また本研究に際し、ご助言、ご指導を頂きました本学歯科補綴学第一講座の若林則幸助手、佐藤雅之博士ほか諸先生方、東京農工大学工学部 篠田裕之 助教授、ならびに被験者の方々に心よりお礼申し上げます。

本研究の要旨の一部は平成8年12月、第61回口腔病学会学術大会、平成9年5月 第97回日本補綴歯科学会学術大会において発表した。

文 献

- 1) Kratochvil, F. J. : Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J. Prosthet. Dent. 13 : 114-124, 1963.
- 2) Campbell, R. L. : A comparative study of resorption of the alveolar ridges in denture-wearers and non-denture-wearers. J. Am. Dent. Assoc. 60 : 143-153, 1960.
- 3) Kaires, A. K. : Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance. J. Prosthet. Dent. 6 : 672-683, 1956.
- 4) Kaires, A. K. : A study of partial denture design and masticatory pressures in mandibular bilateral distal extension case. J. Prosthet. Dent. 8 : 340-350, 1958.
- 5) 細見洋泰 : 下顎両側性遊離端義歯の人工歯形態が咀嚼時の義歯動態に及ぼす影響. 補綴誌 24 : 284-300, 1980.
- 6) 羽毛田匡 : 人工歯の咬頭傾斜の相違が義歯の安定性と機能に及ぼす影響. 口病誌 60 : 81-97, 1993.
- 7) 加藤光雄, 幸阪保雄, 後藤忠正, ほか : 義歯床下粘膜の血流変化—レーザー表層血流計の応用—. 補綴誌 36 : 126-135, 1992.
- 8) 幸阪保雄, 後藤忠正, 藍 稔 : 部分床義歯装着による咀嚼能力ならびに鉤歯動揺度の経時的変化. 補綴誌 35 : 681-688, 1991.

- 9) 小林賢一：全部床義歯の咀嚼時における咬合接触の状態一特に、非咀嚼側について一。補綴誌 27：150-167, 1983.
- 10) 雨森陽子, 高橋重郎, 山下秀一郎：夜間睡眠時における下顎の運動様相について 第2報 改良型測定装置の概要とその応用。補綴誌 40 (95回特別号)：36, 1996.
- 11) 雨森陽子, 篠田裕之, 佐藤雅之：夜間睡眠時における下顎の運動様相について 第3報 演算アルゴリズムの改良による三次元下顎運動測定装置の高精度化。補綴誌 42 (100回特別号)：170, 1998.
- 12) 藍 稔：小部分床義歯学。東京, 学建書院, 1986, 109-112.
- 13) 松元 誠：遊離端義歯 咬合構成の臨床。東京, 医歯薬出版, 1980, 61-74.
- 14) McCracken, W. L. : McCracken's Removable Partial Prosthodontics Eighth Edition. Missouri, The C. V. Mosby Company, 1989, 125-130.
- 15) 田嶋繁男：咬合面の条件が咀嚼力の側方ベクトルの発現状態に及ぼす影響に関する研究。歯科学報 69：440-469, 1969.
- 16) 加藤光雄, 笛木賢治, 羽毛田匡：可撤性補綴装置の3次元の挙動 第1報 計測システムとその応用。補綴誌 41：719-728, 1997.
- 17) 五十嵐順正：部分床義歯の動揺解析 第1報 遊離端義歯の動揺とその定量化について。補綴誌 33：369-375, 1989.
- 18) 五十嵐順正, 藍 稔, 斉藤良一：非接触微小変位センサーによる歯の動態観察 第2報 種々の観察例。補綴誌 25：295-303, 1981.
- 19) Matsumoto, M. and Goto, T. : An experimental investigation in design and force distribution with unilateral mandibular distal extension removable partial dentures. Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 17：113-121, 1970.
- 20) 安達 康：咬合と設計の条件と遊離端義歯の安定性との関係。歯科学報 82：1109-1158, 1982.
- 21) 腰原偉旦：遊離端義歯における咬合接触状態の経時的変化。補綴誌 26：361-377, 1982.
- 22) 関根 弘, 大沢一博, 多田集一, 岸 正孝, 田島篤治, 高橋諄吉：咬合面の条件が食品破碎所要力量に及ぼす影響に関する研究(第1報)咬合面の頬舌径及び側方斜面の傾斜角と食品破碎所要力量との関係について。歯科学報 74：1685-1690, 1974.
- 23) 関根 弘, 大沢一博, 多田集一, 岸 正孝, 田島篤治, 笠井 裕：咬合面の条件が食品破碎所要力量に及ぼす影響に関する研究(第2報)咬合小面の側方傾斜角と食品破碎所要力量との関係について。歯科学報 74：1685-1690, 1974.
- 24) 藍 稔：咬合に関する一考察一特に咬頭嵌合位について一 補綴誌 42：1-10, 1998.