5

支台歯に強く支持を求めた遊離端義歯

第1報　支台歯の負荷の状態について

五十嵐順正　　藍　　稔

Free-end Saddle Partial Denture rigidly supported by the Abutments

Part 1. Functional stress of the Abutments

Yoshimasa Igarashi, Minoru Ai

日本補綴歯科学会雑誌第26巻第5号別刷
(昭和57年10月1日 発行)

120—1014

支台歯に強く支持を求めた遊離端義歯

第1報　支台歯の負荷の状態について

五十嵐順正　　藍　　稔*

Free-end Saddle Partial Denture rigidly supported by the Abutments

Part 1. Functional stress of the Abutments

Yoshimasa Igarashi, Minoru Ai*

I. 緒　論

部分床義歯により遊離端欠損の補綴をする場合，失われた歯列の機能を代償的に負担させるため残存歯および欠損部顎堤に支持を求めなければならないが，この支持に関しては従来から次の点が問題にされている．すなわち，代償的な負担を求める残存歯，歯根膜と欠損部顎粘膜，顎骨に対して義歯を介して伝達される咬合力をいかに効率的に配分し，義歯の機能を永続させるか，また一方ではその負担により残存諸組織に生じる機能亢進が病的な段階にまで進行しないようにするには，組織の保護をいかにすべきかという2つの点である．

Steffel[1] は歯，歯根膜および顎粘膜，顎骨に支持を求める混合支持型の部分床義歯の支持に関する考え方を，1. stress breaker による方法，2. physiologic and functional basing による方法，3. broad stress distribution による方法の3つに分類しており，今日でも遊離端義歯はこのいずれかの考え方に基づいて設計されている．

broad stress distribution の考え方は多くの利点を有しており，欠損部顎堤の印象法に physiologic basing の考え方を併用すれば，機能回復の効率がきわめて良い部分床義歯が設計しうると考えられるが，その場合問題になるのは歯に対する支持の仕方である．つまり歯に対しては強固に支持されることが必要となるが，従来のクラスプ義歯では十分な対処が困難であった．そこで精密性アタッチメントやテレスコープの応用が考えられた[2]．教室ではこうした支持，維持装置の内，最も合理的と考えられる Konusteleskop システムを1974年以来検討して来たが，症例数の増加とともにこれの臨床的な評価がかなりはっきりして来た[3,4]．

ところで，歯に強く支持を求め，broad stress distribution を行った遊離端義歯の場合に，歯根膜と顎粘膜との被圧縮性の差違は安定した支持を与えるという点でどのようになっているのであろうか．

これについては実験的研究を基とした計算による証明[5]，一連のシミュレーターによる模型実験[6~8] や有限要素法による研究等[9,10] がある．しかし，このように種々の検討が行われて来たものの，口腔内で直接支台歯の負荷の状態を観察し，こうした支持の考え方の当否を追求した研究は皆無であった．

そこで，本研究ではすでに報告した非接触微小変位計を2次元的変位測定装置として応用し，支台歯に強く支持を求める型の遊離端義歯症例において支台歯の負荷を支台歯の水平面内での動揺としてとらえ，動揺の変位量，変位方向，変位径路を測定し，この型の義歯の成立の当否を検討することとした[11~13]．

II. 研究方法

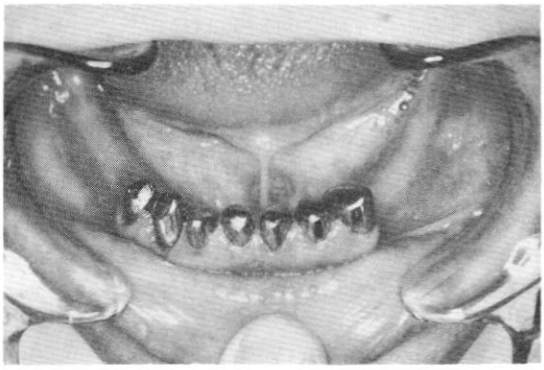
1. 被験者

被験者は東京医科歯科大学歯学部附属病院補綴科にて

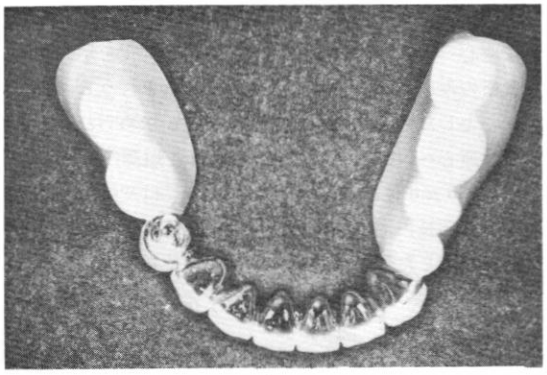
昭和大学歯学部第3歯科補綴学教室（主任：芝　燁彦教授）
* 東京医科歯科大学歯学部第1歯科補綴学教室（主任：藍　稔教授）
The Third Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Showa University (Chief: Prof. Akihiko Shiba)
* The First Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University (Chief: Prof. Minoru Ai)
昭和57年6月23日受付

表 1　観察，測定の対象となった症例の内容．測定の対象となった被験支台歯を○で示す．遊離端欠損の長さを床の近遠心長さとして示す．

症　例	支台歯の部位（被験歯○）	遊離端欠損部位	床の近遠心長さ	
			右　側	左　側
A	4 2 1 | 1 2③	| 4 5 6 7		40ミリ
B	④3 2 1 | 1 2③	7 6 5 | 4 5 6 7	30ミリ	35
C	7 3 2 | ②	| 3 4 5 6 7		40
D	③ | ③	7 6 5 4 | 4 5 6 7	36	39
E	④3 2 1 | 1 2 3④	7 6 5 | 5 6 7	26	27
年齢　42歳～65歳　　性別　女性				



a



b

図 1　観察，測定の対象となった Konusteleskop を応用した遊離端義歯の1例．外冠連結部は大連結子をかね，また個々の支台歯をブロック化し，broad stress distribution (Steffel)[1] を実施している．

部分床義歯により臼歯部遊離端欠損を補綴された5名である．被験者の概要は表1のようである．図1a，b は装着された遊離端義歯の1例である．

2.　測定装置

すでに報告した非接触微小変位計を用いた．装置の較正，測定誤差等は先のとおりである[11]．

3.　測定方法

実験用義歯について嵌合位付近で強く咬合させた際の支台歯の水平面内での動揺を記録，測定した．

1）　実験用義歯の調製

被験者各々に通常装着，使用させる遊離端義歯としては，Konusteleskop[3] を支持，維持装置に用い，欠損部顎堤の印象採得は個人トレー法による機能印象を行い義歯の動揺の減少を図った．義歯の構成については残存歯すべてをテレスコープ支台装置とする場合は大連結子を設定せず，外冠同士を連結してこれに床を連結した．義歯の製作時にこれと同様の設計の実験用義歯を別に調製した．すなわち，支持，維持装置である Konusteleskop 外冠は通常使用する義歯を製作する時にあらかじめ通法に従って製作しておく．また，欠損部遊離端床は同一の作業模型上で通常使用の義歯と同様の床外形となるように矯正用即時重合レジンで製作する．このようにして，内外冠の適合性，支持，維持，床の適合性，床の外形など，通常使用の義歯とほとんど同様の実験用義歯を用意した．これは表1中の○で囲んだ被験歯と欠損部位を対象とした最小単位の遊離端義歯ということができる．表1中の8例を測定対象とした．

2）　測定装置の設定

実験用義歯を口腔内に試適したまま全顎アルジネート印象を採得し，これより模型を調製した．この模型上で測定装置を被験歯以外の残存歯に固定するための固定用シーネを製作し，実験用義歯外冠に設定される2つのターゲットとシーネに固定された測定用センサーの位置的関係をあらかじめ規定する[12]．水平面内での歯の動揺を測

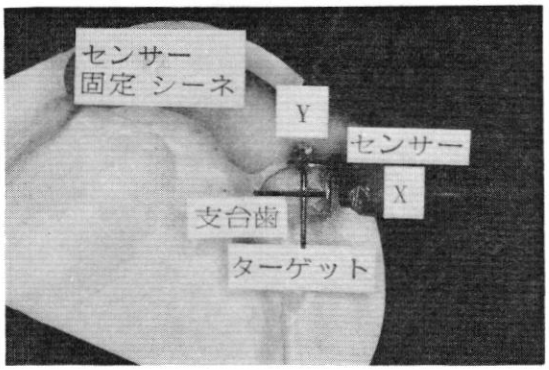


図 2　支台歯の水平面内での2次元的な動揺を測定する装置の配置を示す.

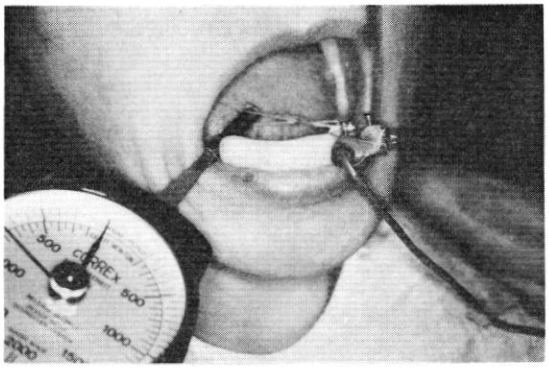


図 3　支台歯の変位能（この場合の生理的動揺量）を求めるため，一定の引張力によって支台歯を中心として全方向へ水平面内の加重を逐次行う.

定するため，近遠心方向は欠損部顎堤の歯槽頂線とほぼ一致させ，頰舌方向はこれに直交する方向とした（図2).

3）実験用義歯床，支台歯への加重方法

(1) 義歯床への加重には床最遠心部に咬合力計*1を設置し，咬頭嵌合位付近で床下顎粘膜に疼痛を訴えない範囲で咬合させた.

(2) 支台歯への加重には義歯床部を切除後，外冠頂部にデンタルフロス用ナイロン糸を貼付し，水平面内で支台歯を中心として全方向へ Kontaktmeter*2 で既定量の引張り加重を逐時行った（図3)[12].

(3) 支台歯への加重量の決定法

本研究では以下のように決定した．すなわち，予備実験として個々の被験歯に対して加重を行ない，不快感，疼痛を訴える加重量の範囲をあらかじめ測定した．その結果臨床的な動揺度 m_0 の歯では 2〜3 kg 加重時，m_1 の歯では 1〜1.5 kg 加重時に上記の症状を訴えることが明らかとなった．そこで本実験の加重量としては上記症状を訴えない範囲の値，m_0 の歯では 1〜1.5 kg，m_1 の歯では 0.15〜0.7 kg の値とし，この時の歯の動揺量をここでは生理的な動揺量と規定した.

(4) 観察手順

i）実験用義歯で咬頭嵌合位付近で咬合し，加重した際の支台歯の水平面内での動揺を測定し，変位量，変位方向，変位径路として記録した.

ii）支台歯へ直接加重した際の動揺の状態を記録した.

iii）実験用義歯へ加重を行った際の支台歯の動揺を支台歯に直接加重を行い得られた動揺と比較して，支台歯の負荷について検討した.

*1 咬合力計，共和電業，LM5KA-H
*2 Kontaktmeter, Haag-Streit, Bern, Schweiz

III. 結　　果

以上の研究方法によって5人の被験者の8支台歯についてそれぞれの結果が得られたが，ここではまずその中の典型的な2例について述べ，次いで個々の被験例における変位量について比較した結果を述べる.

1. 典型的な2例について

1）被験者A，支台歯$\overline{3}$，床部$\overline{|4\ 5\ 6\ 7}$

床遠心端へ咬合力により加重を行うと支台歯は 57 μm ほぼ遠心へ変位し，径路はほぼ直線的な変化を示した．支台歯のみに種々な方向へ 1 kg の加重を行うと支台歯を中心とした菊花状の多数の動揺径路が求められた．変位量は遠心へ 100 μm，近心へ 90 μm，頰側へ 130 μm，舌側へ 50 μm 程度であり，全体としてはやや遠心頰側に偏した類長円形の動揺範囲を示した.

床へ加重した際の支台歯の動揺の変位量は支台歯へ直接加重した際のほぼ 55% を占め，方向，径路とも類似した傾向を示した（図4).

2）被験者C，支台歯$\overline{2}$，床部$\overline{|3\ 4\ 5\ 6\ 7}$

床遠心端へ咬合力により加重を行うと，支台歯は 214 μm 頰側方向からやや近心へ向け変位し，径路は紡錘形を示した．支台歯のみに 0.5 kg で種々の方向に加重を行うと支台歯を中心とする多数の動揺径路が求められ，変位量は遠心へ 100 μm，近心へ 150 μm，頰側へ 250 μm，舌側へ 100 μm 程度であり全体としては近心頰側へ偏した長円形を示した.

床へ加重した際の支台歯の動揺の変位量は支台歯へ直接加重した際のほぼ 86% を占め，方向，径路とも類似

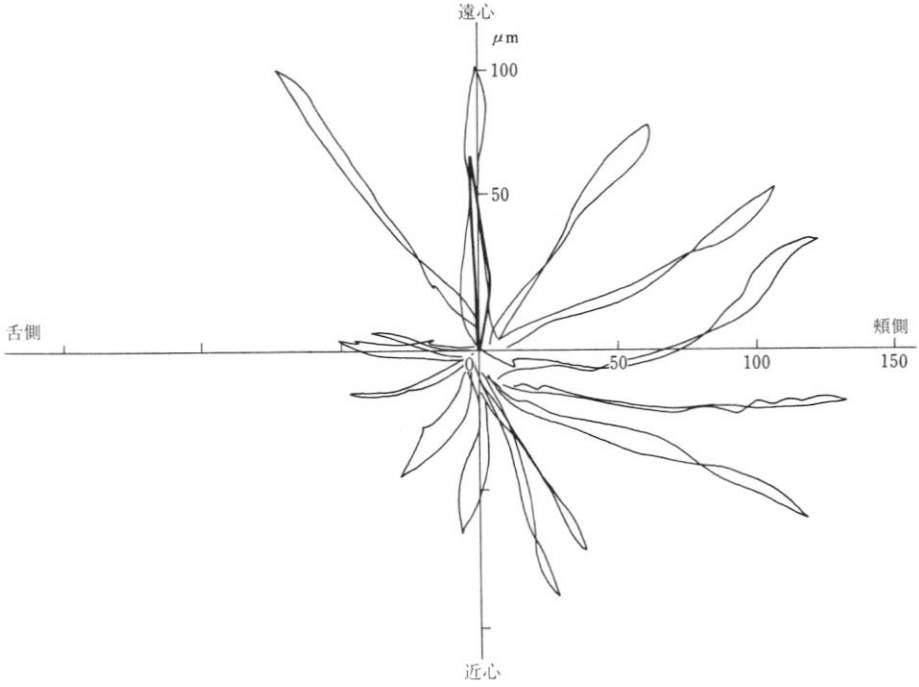


図 4　症例A，支台歯 $\overline{3}$，$\overline{|4\ 5\ 6\ 7}$ 欠損．支台歯を中心とする動揺径路は菊花状を示した．義歯へ加重すると支台歯は太線で示すように遠心へ 57 μm 変位した．

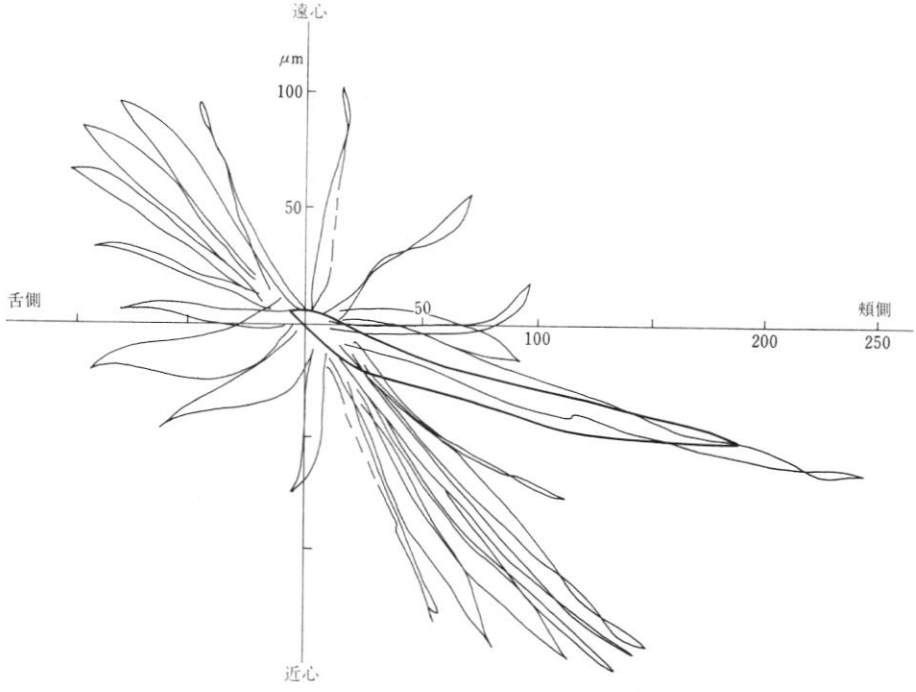


図 5　症例C，支台歯 $\overline{2}$，$\overline{|3\ 4\ 5\ 6\ 7}$ 欠損．支台歯を中心とする動揺径路は近心頬側に偏した長円形を示した．義歯へ加重すると支台歯は太線で示すように頬側近心方向へ 214 μm 変位した．

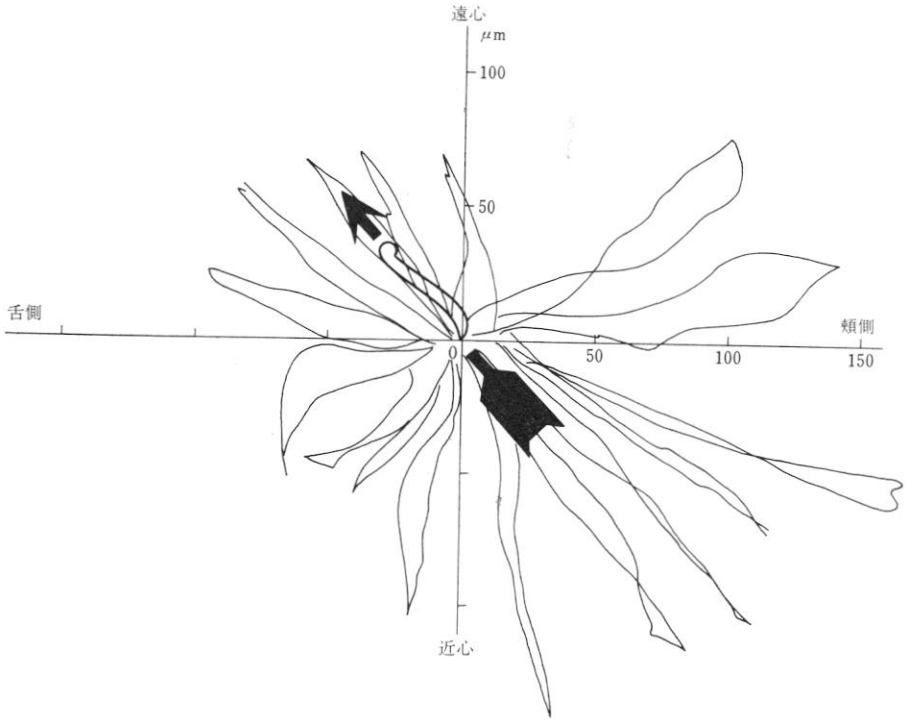


図 6　矢印の方向は床へ加重した際の支台歯の変位方向である．変位量はこの方向の支台歯の変位能の値を100として割合で表示する．

した傾向を示した(図5).

2.　動揺の変化量について

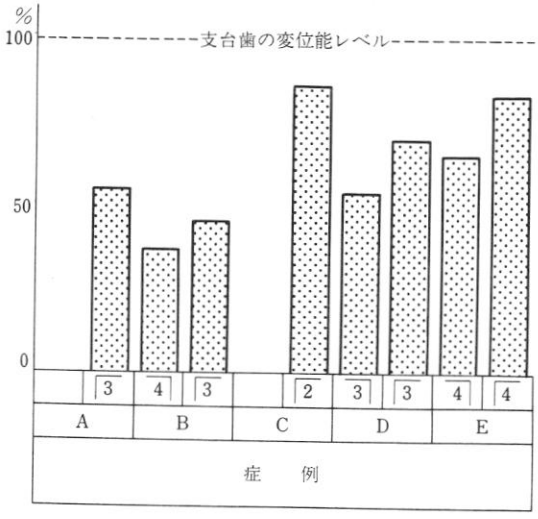
床へ加重した際の変位方向について，支台歯へ単独に加重した際のこの方向の生理的動揺変位量を100とし，床へ加重した際の支台歯の変位量の割合を求めた(図6)．その結果，すべての例で床へ加重を行った際の支台歯の動揺量はその方向の生理的動揺量より小さく，最大で86%，最小37%，平均61.9%±16.3%であった(表2).

IV.　考　　察

1.　支台歯の負荷の評価法について

支台歯の負荷状態を客観的にとらえるには歯の動揺の変化を測定することが実験的な観察においても経時的な観察の場合にも適しているといえる．従来の動揺の測定法は頬舌的，近遠心的，上下的のように1次元的な変位の測定に留まっており，歯槽内で多方向に動揺する支台歯の測定には不向きであった．

表 2　床へ加重した際の支台歯の変位量．支台歯の変化能を100とする．



本研究で採用した2次元的な測定法によれば，今まで行えなかった動揺の測定が可能となり，現象の全体像の把握ができると考えられる．ここでは歯の動揺を水平面

内で記録し，その変位量，変位方向，変位径路を求めた．

2. 支台歯の動揺変位能について

従来，動揺の変位量の測定において，その評価基準としていわゆる生理的動揺量をあげるものが多かった[14,15]．しかし，この生理的動揺量という概念は研究者によって必ずしも同じではなく，0.5 kg 加重時の変位量をいうもの，1 kg 加重時をいうものなど種々であった．

部分床義歯の支台歯としては動揺度の点から見ると通常 m_0 から m_1，時には m_2 のものさえ使用され，支台歯の負荷の評価基準として常に同一の加重量に対する動揺の変位量をこれにあてるのは現実的ではないように考えられた．そこで本研究では，支台歯に予備的な加重を行った時の動揺の状況に応じてそれぞれの歯について妥当と思われる加重量を選んだ．すなわち臨床的な動揺量 m_0 の歯に対しては 1.0 kg，m_1 の歯に対しては 0.5 kg の加重を行った．したがって，この場合の支台歯の2次元的な動揺範囲は他の報告に見られるような生理的動揺とは異なった各支台歯の変位能という概念で表現するのが妥当と思われるものである．部分床義歯における支台歯は，それ単独にある場合よりも機能的に高い負荷を強いられることになるが，その状態が過重負担状態に進行することなく，適応することが望ましい．その際適応状態にあるか否かを判別する根拠としては一定の加重に対する動揺量で表される生理的動揺よりも前記の加重方法による支台歯の変位能という評価基準の方が妥当であろうと考えられる．

結果に示したように支台歯の動揺の範囲は水平面内で支台歯を中心としてほぼ円形から長円形の範囲を示した（図4）．動揺の範囲は一義的に支台歯の骨植状態により，二義的には義歯の支台歯としての機能的な適応によって決められるものであろうと考えられる．支台歯によっては例外的にきわめて圧平された特異な範囲を示すものがあった（図5）．これはこの支台歯の臨床的な正常所見から考えて，機能の適応のきわめて著しい例であろうと考えられる．臨床的には一般に歯の動揺は水平面内で頰舌的に比較的大きく，近遠心的には小さいと考えられるが，得られた結果を検討すると，① 頰舌的に大，近遠心的に小の支台歯，C$\overline{2}$，② 近遠心的に大，頰舌的に小の支台歯，B$\overline{4}$，B$\overline{3}$，D$\overline{3}$，E$\overline{4}$，③ どちらともいえないもの，A$\overline{3}$，D$\overline{3}$，E$\overline{4}$であり，これによると単独の歯とは異なる前記の支台歯の機能適応の影響が窺われる．

変位の径路はいずれの場合についても加重時と除重時が全く同じであるものは皆無であった．これは歯の動揺に関する一般的な加重—変位関係図，時間—変位関係図にもきわめて明確に示されている[13]．

5. 床へ加重を行った場合の支台歯の動揺

床遠心端に咬合力により加重した際の支台歯の動揺は変位方向については種々であるものの変位量については支台歯の変位能の範囲内に納まることが明らかとなった．Rehm[5] らによれば床遠心を沈下させると支台歯は常に遠心に傾斜するとしている．しかしこれは歯の変位量と床の沈下量のデータを基に算定した上での結論であって，現実にはここで明らかにされたように変位の方向はさまざまであり，必ずしも遠心にのみ支台歯が傾斜するとは云えない．この原因としては顎堤と床の形態が考えられるが，顎堤遠心部が後上方に傾斜した形をしている場合には，床遠心部へ加重すると床は近心へ推進することが推測され，それによって支台歯は近心に変位するものと考えられる．Christidou らはクラスプ義歯において同様の傾向を認めている[16]．一方，粘膜支持が全くない遊離端橋義歯については本実験と類似の加重条件下で支台歯はすべて遠心に変位することが知られている[17]．ここでは8支台歯中，5歯は主に遠心方向へ，3歯は主に近心方向へ変位した．結局，床遠心部に加重した時の支台歯の変位は必ずしも遠心方向のみではなくさまざまな方向をとることが明らかとされた．

次に動揺の変位量については図4～6，および表2に見られるように，支台歯の変位能の範囲に床加重時の支台歯の動揺が納まることが明らかにされた．支台歯の動揺は変位能の値の 37～86%，平均 62% を示した．Rehm[5] らの報告した計算上の値 85% よりもかなり小さな値を示す例もあった．

6. 支台歯に強く支持を求めた遊離端義歯の可能性

すでに述べて来たごとく，義歯床を支台歯に強固に連結することにより床遠心端に加重された場合には支台歯が動揺するが，その方向，変位量，径路は，床との連結の無い単独の支台歯の場合の個有の動揺範囲内に納まる場合が少なくないことが確められたわけである．このことから臨床的にも支台歯と強固に連結したこの種の遊離端義歯の使用が可能となる場合があることが確認されたものといえる．

V. 結　論

支台歯に強く支持を求める型の遊離端義歯について支台歯に加わる負荷をその水平面内での動揺として記録し，以下の結論を得た．

1. 支台歯の動揺の基準としてはいわゆる生理的動揺量を基準とするよりも支台歯の変位能を基準とする方が妥当と考えられる．

2. 水平面内で支台歯単独に逐次加重を行うと円形から長円形の支台歯の変位能の範囲が示された．

3. 床へ咬合力により加重した場合，支台歯の動揺は方向，径路については支台歯によってさまざまであるものの，変位量については支台歯の変位能の内に納まり，その値は個々の変位能を100とすると，37～86%の値を示した．

4. 以上により適応症を選べば歯に強く支持を求める遊離端義歯の使用は可能であろうと考えられる．

尚，本研究の要旨は昭和56年度日本補綴歯科学会関東支部学会総会，および昭和56年度第1回昭和歯学会例会において発表した．

文　献

1) Steffel, V.L.: Fundamental principles involved in partial denture design, J.A.D.A., 42: 534～544, 1951.

2) Singer, F. & Schön, F.: Partial Dentures, Henry Kimpton, 1966, London.

3) Körber, K.H.: Konuskronen-Teleskope, 3. Aufl., A. Hüthig, 1973, Heidelberg.

4) 金子一芳：テレスコープの臨床的評価，藍　稔，金子一芳編：パーシャルデンチャーの臨床，293～307，日本歯科評論社，1981，東京．

5) Rehm, H., Körber, K.H. & Körber, E.: Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen, D.Z.Z., 17: 963～974, 1962.

6) 関根　弘：遊離端義歯における維持装置の設計条件と支台歯の咬合圧負担状態との関係について，歯科学報，73 (5): 977, 1973.

7) Shibuya, T.: An analysis of stress distribution in the free-end saddles on the mandibular model, Bull. of Tokyo Med. Dent. Univ. 22: 221～234, 1975.

8) Igarashi, Y.: Selections of retainers in lower overlay denture, Bull. of Tokyo Med. Dent. Univ., 22: 207～220, 1975.

9) 近藤　晃，末次恒夫：3次元有限要素法による遊離端義歯の力学挙動に関する研究，昭和54年度日本補綴歯科学会九州支部学会（口頭発表）．

10) 長沢　亨，浜田重光：鉤歯の負担軽減対策，国際歯科ジャーナル，11: 187～196, 1980.

11) 五十嵐順正，藍　稔：非接触微小変位センサーによる歯の動態観察，第1報　装置の概要と測定方法，補綴誌，24: 457～469, 1980.

12) 五十嵐順正，藍　稔，斎藤良一：非接触微小変化センサーによる歯の動態観察，第2報　種々の動態観察例，補綴誌，25: 295～303, 1981.

13) 五十嵐順正，藍　稔，斎藤良一：非接触微小変位センサーによる歯の動態観察，第3報　加重方向と歯の変位，補綴誌，25: 107～109, 1981.

14) Fenner, W., Gerber, A. and Mühlemann, H.R.: Tooth mobility changes during treatment with partial denture prosthesis, J. prosth. Dent., 6: 520～525, 1956.

15) 後藤建機：歯牙の生理的動揺に関する実験的研究，歯科学報，71: 1415～1444, 1971.

16) Christidou, L, Osborne, Jand Chamberlain, J.B.: The effects of partiall denture design on the mobility of abutment teeth, Brit. dent. I., 135, 9, 1973.

17) 田口俊博：遊離端義歯における増員，連結された支台歯の咬合圧による動きに関する実験的研究，歯科学報，76: 1613～1643, 1976.